

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

**MAKSİLLER POSTERİOR İNTRÜZYON AMACIYLA FARKLI
İSKELETSEL ANKRAJ AYGITLARINDAN UYGULANAN FARKLI
VERTİKAL KUVVETLERİN KEMİKTE OLUŞTURDUĞU STRESİN VE
ANKRAJ AYGITLARINDAKİ DEVRİLMENİN ÖLÇÜLMESİ**

HAZIRLAYAN

MEHMET DENİZ ERTÜZ

DOKTORA TEZİ

ANKARA – 2023

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

**MAKSİLLER POSTERİOR İNTRÜZYON AMACIYLA FARKLI
İSKELETSEL ANKRAJ AYGITLARINDAN UYGULANAN FARKLI
VERTİKAL KUVVETLERİN KEMİKTE OLUŞTURDUĞU STRESİN VE
ANKRAJ AYGITLARINDAKİ DEVRİLMENİN ÖLÇÜLMESİ**

HAZIRLAYAN

MEHMET DENİZ ERTÜZ

DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI

PROF. DR. BURÇAK KAYA

ANKARA - 2023

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Ortodonti Anabilim Dalı Ortodonti Doktora Programı çerçevesinde Dt. Mehmet Deniz Ertüz tarafından hazırlanan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 13.07.2023

Tez Adı: Maksiller Posterior İntrüzyon Amacıyla Farklı İskeletsel Ankraj Aygıtlarından Uygulanan Farklı Vertikal Kuvvetlerin Kemikte Oluşturduğu Stresin ve Ankraj Aygıtlarındaki Devrilmenin Ölçülmesi

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

İmza

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
YÜKSEK LİSANS / DOKTORA TEZ ÇALIŞMASI ORJİNALLİK RAPORU

Tarih: 27 / 06 / 2023

Öğrencinin Adı, Soyadı:Mehmet Deniz ERTÜZ

Öğrencinin Numarası:21810125

Anabilim Dalı:Ortodonti Anabilim Dalı.

Programı:Ortodonti Doktora Programı.

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

Tez Başlığı: Maksiller Posterior İntrüzyon Amacıyla Farklı İskeletsel Ankraj Aygıtlarından Uygulanan Farklı Vertikal Kuvvetlerin Kemikte Oluşturduğu Stresin ve Ankraj Aygıtlarındaki Devrilmenin Ölçülmesi.

Yukarıda başlığı belirtilen Yüksek Lisans/Doktora tez çalışmamın; Giriş, Ana Bölümler ve Sonuç Bölümünden oluşan, toplam 79. sayfalık kısmına ilişkin, 27 / 06 / 2023 tarihinde şahsım/tez danışmanım tarafından Turnitin adlı intihal tespit programından aşağıda belirtilen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan orijinallik raporuna göre, tezimin benzerlik oranı % 10'dır. Uygulanan filtrelemeler:

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

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

Öğrenci İmzası:.

ONAY

Tarih: 27 / 06 / 2023.

Öğrenci Danışmanı Unvan, Ad, Soyad, İmza:

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca bilgi ve tecrübesinden yararlandığım, desteğini her an hissettiğim, bu tezin hazırlanmasında bana yol gösteren çok değerli danışman hocam

Eğitim hayatım boyunca çok değerli bilgi ve tecrübesinden yararlandığım, desteğini esirgemeyen sayın hocalarım

Desteklerini ve yardımlarını esirgemeyen çok değerli

Tezimin her aşamasında yanımda olan ve uzmanlık eğitimim boyunca her konuda desteğini hissettiğim

Tüm doktora eğitim sürecimde her zaman yanımda olan, çok güzel anılar biriktirdiğim, kıymetli dönem arkadaşlarım

Hem çalışma hem de sosyal hayatta birlikte çok güzel zamanlar geçirdiğim ve geçireceğimi, ailem kadar yakın gördüğüm

Tanıdığım en özverili ve en yardımsever insanlardan biri olan

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

Sonsuz teşekkür ederim.

ÖZET

Mehmet Deniz Ertüz, Maksiller Posterior İntrüzyon Amacıyla Farklı İskeletsel Ankraj Aygıtlarından Uygulanan Farklı Vertikal Kuvvetlerin Kemikte Oluşturduğu Stresin ve Ankraj Aygıtlarındaki Devrilmenin Ölçülmesi, Başkent Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ortodonti Doktora Programı, Doktora Tezi, 2023.

Bu araştırmanın amacı maksiller posterior intrüzyon amacıyla uygulanan farklı vertikal kuvvetler altında üç farklı iskeletsel ankraj aygıtında ve kemikte oluşan stres dağılımını ve ankraj aygıtlarında meydana gelen defleksiyonu değerlendirmektir.

Araştırmamızda ankraj aygıtları olarak; 1. Paslanmaz Çelik İnfracigomatik Krest Vidası, 2. Titanyum İnterradiküler Vida, 3. Paslanmaz Çelik Zigoma Plağı kullanılacaktır. Bu doğrultuda 3 ayrı sonlu elemanlar analiz modeli oluşturulacaktır. Her bir modeldeki iskeletsel ankraj aygıtından oklüzal düzleme dik olarak 250, 350, 450 gr olacak şekilde 3 farklı büyüklükte kuvvet uygulanacaktır. Çalışmadan elde edilen veriler ışığında maksiller posterior intrüzyon uygulaması için en uygun iskeletsel ankraj aygıtı ve kuvvet büyüklüğünün belirlenmesi amaçlanmaktadır.

Çalışmamızın sonuçlarına göre vidalar üzerindeki en yüksek gerilim değerleri vidaların boyun ve 1. Yivi bölgesinde meydana gelmiştir. Zigoma plağı için en yüksek gerilim 1. Vidada yani kuvvetin uygulanma noktasına en yakın olan vidada meydana gelmiştir. Aygıtlar arasında en yüksek stres değerleri infracigomatik krest vidasında en düşük ise zigoma plağında bulunmuştur. Aygıtlardaki devrilme miktarları da gerilim sıralamasında olduğu gibi en çok infracigomatik krest vidasında en az ise zigoma plağında bulunmuştur.

Aygıtların kemik üzerinde oluşturduğu maksimum gerilme en az zigoma plağında bulunmuştur. İnterradiküler vidanın ve infracigomatik krest vidasının kemik üzerinde oluşturduğu gerilme değerleri benzer bulunmuştur.

Anahtar kelimeler: Posterior İntrüzyon, İskeletsel Ankraj, FEM

Bu çalışma Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafınca onaylanmış (Proje no: D-KA 22/27) ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonunca desteklenmiştir.

ABSTRACT

Mehmet Deniz Ertüz, Measuring Bone Stress and Anchorage Device Deflection Caused by Different Vertical Forces Applied from Different Skeletal Anchor Devices for Maxillary Posterior Intrusion, Başkent University, Institute of Health Sciences, Orthodontics Doctorate Program, PhD Thesis, 2023.

The aim of this research is to evaluate the stress distribution of three different skeletal anchorage device under different vertical forces applied for maxillary posterior intrusion, and the deflection that occurs in the anchorage devices.

1. Stainless Steel Infrazygomatic Crest Screw, 2. Titanium Interradicular Screw, 3. Stainless Steel Zygoma Plate will be used as anchorage devices in our research. For this purpose; 3 different FEM models will be created. Three different forces of 250, 350, 450 gr will be applied perpendicular to the occlusal plane from the skeletal anchorage device in each model. With the data obtained from the study, it is aimed to determine the most proper skeletal anchorage device and force size for maxillary posterior intrusion application.

According to the results of our study, the highest stress values on the screws occurred in the neck and 1st thread region of the screws. The highest tension for the zygoma plate occurred in the 1st screw, that is, the screw closest to the point of application of the force. Among the devices, the highest stress values were found in the infrazygomatic crest screw and the lowest in the zygoma plate. The amount of tipping in the devices was found mostly in the infrazygomatic crest screw and the least in the zygoma plate, as in the tension order.

The maximum stress created by the devices on the bone was found at least in the zygoma plate. The stress values of the interradicular screw and the infrasygomatic crest screw on the bone were found to be similar.

Keywords: Posterior Intrusion, Skeletal Anchorage, FEM

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

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	i
ÖZET.....	ii
ABSTRACT.....	iii
İÇİNDEKİLER.....	iv
TABLolar LİSTESİ.....	vii
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ.....	x
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. İntrüzyon Kuvvetinin Özellikleri.....	3
2.2. Ankraj.....	4
2.2.1. İskeletsel ankraj.....	3
2.2.1.1. İskeletsel ankrajın tarihsel gelişimi.....	5
2.2.1.2. İskeletsel ankraj aygıtlarının kullanım alanları.....	6
2.2.1.3 İskeletsel ankraj aygıtlarının stabilitesini etkileyen faktörler.....	7
2.2.1.4. İskeletsel ankraj aygıtları.....	11
2.2.1.4.1 İntraalveoler, interradyiküler vidalar.....	12

2.2.1.4.2. Ekstra alveolar vidalar.....	13
2.2.1.4.2.1. İnfra zigomatik krest vidası.....	13
2.2.1.4.2.2. Zigoma plağı.....	15
2.3. Sonlu Elemanlar Analizi (Finite Element Metot / FEM).....	15
2.3.1. Sonlu elemanlar analizi ile ilgili temel kavramlar.....	17
2.3.2. Sonlu elemanlar analizinin çalışma prensibi.....	23
2.3.3. Lineer ve nonlinear analizler.....	26
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	28
3.1. Geometrik Modellerin Elde Edilmesi.....	28
3.1.1. Kortikal kemik, trabeküler kemik, dişler ve periodontal ligamentin modellenmesi.....	28
3.1.2. Ankraj aygıtları, teller ve braketlerin modellenmesi.....	31
3.1.3 Çalışma modellerinin oluşturulması.....	32
3.2. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi.....	34
3.3. Malzeme Tanımları.....	34
3.4. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları.....	35
3.5. Kuantitatif Model Bilgileri.....	38
3.6. Sistemlerin Birleştirilmesi ve Kemik İmplant Bağlantı Durumu.....	38
4. BULGULAR.....	39
4.1. İnterradiküler Vida Modeline Ait Bulgular.....	41

4.1.1. İnterradiküler vida ve kemikte oluşan gerilmeler.....	41
4.1.2. İnterradiküler vidada meydana gelen yer değiştirmeler.....	42
4.2. İnfrazigomatik Krest Vidası Modeline Ait Bulgular.....	44
4.2.1. İnfrazigomatik krest vidası ve çevre kemikte oluşan gerilmeler.....	44
4.2.2. İnfrazigomatik krest vidasında meydana gelen yer değiştirmeler...	45
4.3. Zigoma Plağına Ait Bulgular.....	47
4.3.1. Zigoma plağı vidaları ve çevre kemikte oluşan gerilmeler.....	48
4.3.2. Zigoma plağı vidalarında meydana gelen yer değiştirmeler.....	49
5. TARTIşMA.....	52
5.1. Amacın Değerlendirilmesi.....	52
5.2. Gereç ve Yöntemin Değerlendirilmesi.....	55
5.3. Bulguların Değerlendirilmesi.....	59
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	65
6.1. Sonuçlar.....	65
6.2. Öneriler.....	66
KAYNAKLAR.....	67

TABLÖLAR LİSTESİ

	Sayfa
Tablo 3.1: Çalışmamızda analizi yapılan modellerin malzeme özellikleri	35
Tablo 3.2: Modellerin düğüm ve eleman sayısı	38
Tablo 4.1: İnterradiküler vidadan destek alınarak maksiller posterior intrüzyon kuvveti uygulanan modelde kemik dokuda ve vida üzerinde yapılan ölçümlerin bulguları.....	41
Tablo 4.2: İnfrazigomatik krest vidasından destek alınarak maksiller posterior intrüzyon kuvveti uygulanan modelde kemik dokuda ve vidanın üzerinde yapılan ölçümlerin bulguları	44
Tablo 4.3: Zigoma plağından destek alınarak maksiller posterior intrüzyon kuvveti uygulanan modelde kemik dokuda ve vida üzerinde yapılan ölçümlerin bulguları	47

ŞEKİLLER LİSTESİ

	Sayfa
Şekil 3.1: Çalışmamızda kullanılan maksiller kemik modeli	29
Şekil 3.2: Çalışmamızda kullanılan dişlerin modellenmesi	30
Şekil 3.3: Çalışmamızda kullanılan maksiller trabeküler kemik modeli	30
Şekil 3.4: Çalışmamızda kullanılan periodontal ligamentin modellenmesi	31
Şekil 3.5: Çalışmamızda kullanılan infrazigomatik krest vidası (IZC) modeli	32
Şekil 3.6: Çalışmamızda kullanılan interradiküler (IR) vida modeli	33
Şekil 3.7: Çalışmamızda kullanılan zigoma plağı modeli	33
Şekil 3.8: Çalışmamızda kullanılan yazılım üzerinde oluşturulan matematiksel model	34
Şekil 3.9: Zigoma plağından destek alınarak 1. Molar ve 2. molar dişlerin arasındaki tel üzerinden vertikal yönlü intrüzyon kuvveti uygulaması.....	36
Şekil 3.10: İnfrazigomatik krest vidasından destek alınarak 1. molar ve 2. molar dişlerin arasındaki tel üzerinden vertikal yönlü intrüzyon kuvveti uygulaması	36
Şekil 3.11: İnterradiküler vidadan destek alınarak 1. molar ve 2. molar dişlerin arasındaki tel üzerinden vertikal yönlü intrüzyon kuvveti uygulaması.....	37
Şekil 3.12: Modellerin sınır koşulları	37
Şekil 4.1: İnterradiküler vidanın farklı intrüzyon kuvvetleri altındaki Von Mises gerilmeleri.....	42
Şekil 4.2: İnterradiküler vidanın farklı intrüzyon kuvvetleri altındaki total yer değiştirmeleri	43

Şekil 4.3: İnfrazigomatik krest vidasının farklı intrüzyon kuvvetleri altındaki Von Mises gerilmeleri.....	45
Şekil 4.4: İnfrazigomatik krest vidasının farklı intrüzyon kuvvetleri altındaki total yer değiştirmeleri	46
Şekil 4.5: Zigoma plağı vidalarının farklı intrüzyon kuvvetleri altındaki Von Mises gerilmeleri.....	49
Şekil 4.6: Zigoma plağı vidalarının farklı intrüzyon kuvvetleri altındaki total yer değiştirmeleri	50
Şekil 5.1.: İnfrazigomatik krest vidasının ve interradyküler vidanın maksimum gerilim bölgeleri üzerinde oluşturdıkları moment	61

SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

CBCT	cone beam computed tomografy (konik ışnlı bilgisayarlı tomografi)
BT	bilgisayarlı tomografi
CAD	computer aided design (bilgisayar destekli tasarım)
EA	ekstra alveolar
FEA	finite element analysis (sonlu elemanlar analizi)
FEM	finite element nethod (sonlu elemanlar yöntemi)
Kgf	kilogram force (kilogram kuvvet)
GPa	gigapaskal
Gr	gram
IZC	infrazigomatik krest
MBS	mandibular bukkal shelf
MPa	megapaskal
MR	manyetik rezonans görüntüleme
N	newton
N/m ²	newton metrekaare
N/mm ²	newton milimetrekaare
P	paskal
PDL	periodontal ligament
Oz	onz
Dyn	dyne

1. GİRİŞ

İskeletsel ankraj; kemiğe yerleştirilmiş mini vidalar, mini-plaklar veya belirli protetik aygıtlardan alınan mutlak ankraj olarak tanımlanmaktadır (1). Dental implantlar, mini plaklar, mini vidalar veya mikro vidalar gibi iskeletsel ankraj cihazları, hasta uyumuna bağlı olmaksızın güvenilir ankraj sağlayabilmektedir (2).

Açık kapanış, alt veya üst keser dişlerin eksik erüpsiyonu veya posterior bölgede fazla erüpsiyondan kaynaklanır. Açık kapanış tedavisinde molar intrüzyonu çok önemli bir tedavi yöntemidir. Ortodontide mutlak ankraj sağlama ihtiyacı, molar intrüzyonu ile anterior açık kapanış düzeltilmesi için mükemmel bir alternatif olan mini implantların gelişmesine ve evrimine neden olmuştur (3). Mini implantlar, farklı çaplarda ve uzunluklarda üretilen hafif konik bir profile sahip vidalardır. biyouyumludurlar ve ağzın herhangi bir bölgesine yerleştirilebilecek boyuttadırlar (4).

Son dönemlerde mini vidalar kökler arasındaki bölge dışında infrazigomatik krest ve bukkal shelf bölgelerinde de yoğunlukla kullanılmaktadır. İnfrozigomatik krestle birlikte zigomatik buttress bölgesi mini vida ve mini plaklar için güvenli bir yerleştirme yeridir. Bu bölge; kanin retraksiyonu, kesici diş retraksiyonu, kütleli anterior retraksiyon ve posterior dişlerin intrüzyonu için iskeletsel ankraj sağlamak amacıyla başarıyla kullanılmaktadır (5).

Posterior dişlerin intrüzyonuna ihtiyaç duyulan ön açık kapanış olgularında posterior dişlerin segmental intrüzyonu ortodontistlerin tercih ettiği bir tedavi yöntemidir. Literatürde iskeletsel ankraj destekli posterior intrüzyonun dentoalveolar etkilerinin incelendiği çalışmalarda segmental posterior intrüzyon için ideal kuvvetin 100-500 gram arasında olduğu belirtilmiştir (6).

İskeletsel ankraj aygıtından destek alınarak ve yüksek kuvvet kullanılarak yapılan segmental poster intrüzyon hareketinde zigoma plakları uzun yıllardır kullanılan ve güvenilir iskeletsel ankraj aygıtlarıdır. Her ne kadar zigoma plakları stabilite açısından güvenilir olsa da yerleştirilebilmeleri için vidaların aksine invaziv bir cerrahi prosedüre ihtiyaç duyulmaktadır (7).

Güncel literatür incelendiğinde segmental posterior intrüzyon hareketinde interradyiküler vidalar ile elde edilemeyen stabilitenin infrazigomatik krest vidalarıyla elde edilip edilemeyeceğini inceleyen bir çalışma bulunmamaktadır.

Posterior segmental intrüzyon hareketi amacıyla kullanılabilecek 3 ayrı iskeletsel ankraj aygıtının hangi kuvvetler altında verimli çalışabileceği, yerleştirildikleri kemik üzerinde nasıl etkilerinin olabileceği ve aygıtların kullanım endikasyonları belirlenirken nelere dikkat edilmesi gerektiği belirlenmelidir.

Çalışmamızın amacı, maksiller posterior intrüzyon amacıyla uygulanan farklı vertikal kuvvetler altında üç farklı iskeletsel ankraj aygıtında ve kemikte oluşan stres dağılımını ve ankraj aygıtlarında meydana gelen defleksiyonu sonlu elemanlar analizi kullanarak değerlendirmektedir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. İntrüzyon Kuvvetinin Özellikleri

Ortodontik tedavide dişlere uygulanması gereken kuvvet hafif ve devamlı olmalıdır. İntrüzyon amacıyla bir kuvvet uygulandığında bu kuvvet dişin apeksinde olmak üzere küçük bir bölgede toplanmaktadır. Bu sebeple, intrüzyon kök rezorpsiyonu riskinin yüksek olduğu bir harekettir. İntrüzyon esnasında rezorpsiyon riskini azaltmak için çok hafif kuvvetlerin uygulanması önemlidir (8). İntrüzyon hareketi için dişe uygulanacak kuvvet dişin büyüklüğü ile orantılı olmalıdır. Literatürde alt keserlerde intrüzyon için 10-20 gr. büyüklüğünde kuvvet uygulanması önerilmektedir(9). Literatürde, üst molar intrüzyonu için ise ideal kuvvet 50-90 gram olarak tanımlanmıştır (10).

İdeal diş hareketi için hafif ve devamlı kuvvetler önerilmektedir. Ancak kuvvet uygulanan diş apeksinin kompakt kemik ile ilişkili olduğu durumlarda ya da sert alveolar kemiğe sahip erişkin hastalarda devamlı kuvvetler yerine hafif ve kesintili kuvvetler uygulanmalıdır. Bu sayede kuvvetin olmadığı anlarda periodonsuyum kanlanacak ve kemikte meydana gelecek proliferasyon ile kemik rezorbe olacaktır (11).

Bir diş için direnç merkezi dişi kütleli olarak hareket ettirebilmek için kuvvet bileşkesinin geçmesi gereken nokta olarak tanımlanmaktadır (12). Direnç merkezi, diş kökü üzerinde yer alan varsayımsal bir noktadır. Maksiller birinci molar için direnç merkezinin ortalama konumu, dişin bukkal yüzeyinin geometrik merkezine göre 4.94 ± 1.39 mm lingual, 2.54 ± 2.7 mm distal, trifurkasyonuna göre 0.136 ± 1.51 mm lingual 1.48 ± 2.26 mm distal olarak tanımlanmıştır (13). Direnç merkezinin yeri; kökte rezorpsiyon, kemikte veya destek atışmada kayıp gibi anatomik değişikliklere bağlı olarak değişebilmektedir. Aynı zamanda diş hareketi sırasında da yeri değişen dişin yeni konumuna bağlı olarak direnç merkezi değişmektedir (14).

Bir dişte kütleli olarak saf intrüzyon hareketi elde edilmek isteniyorsa, uygulanan kuvveti bileşkesi dişin direnç merkezinden geçmelidir (8). Bir üst 1. molar diş için, eğer kuvvet bileşkesi dişin bukkalinden geçiyorsa dişte intrüzyon ile beraber bukkale devrilme, palatinaliden geçiyorsa palatinaline devrilme gözlemlenecektir.

2.2. Ankraj

Ortodontide ankraj, istenmeyen diş hareketine karşı oluşan direnç olarak tanımlanmaktadır (15). Ortodontik tedavi esnasında ankraj kontrolü, tedavinin en kritik noktalarından bir tanesidir (16). Tedavi esnasında ankraj sisteminin verimli çalışmasını sağlamak ve bunun sürdürülmesi en büyük sorunlardandır. Bu yüzden ağız dışı ve ağız içi ankraj aygıtlarından yararlanılmaktadır. Ağız dışı ankraj aygıtları yüz maskesi ve headgearlardan oluşmaktadır. Ağız içi aygıtlar ise tranpalatal ark, lingual ark, nance apareyi, minividalardır. Bunlara ek olarak ağız içi bir bölgenin ankrajını arttırmak amacıyla intramaksiller veya intermaksiller elastik kullanımı, ankraj alınan diş sayısının artırılması, tip ve tork bükümleri gibi yöntemlerden de faydalanılabilir (17, 18). Sosyal ve estetik nedenler düşünüldüğünde özellikle erişkin hastalar, ağız dışı ankraj aygıtlarına çoğu zaman uyum göstermemektedirler (19). Hastanın tedavide işbirliği göstermediği durumlarda ise hekim diş hareketi üzerindeki kontrolü kaybedecek ve istenen sonuçlar elde edilemeyecektir.

Transpalatal ark, üst çenede molar dişleri birbirine bağlayarak ankrajı arttırmak amacıyla kullanılabilir (20). Ankraj kontrolünün yanısıra molar dişlerde rotasyon gibi istenmeyen diş hareketlerinin de meydana gelmesini engelleyebilir (21). Transpalatal ark tek başına kullanılabildiği gibi iskeletsel ankraj aygıtları ile de kombine şekilde kullanılabilir. Bu sayede istenmeyen devrilme hareketlerinin önüne geçilebilir ve vertikal kontrol de sağlanabilir (22, 23).

2.2.1. İskeletsel Ankraj

Son yıllarda ortodontik tedavi esnasında ankraj kayıplarının önüne geçilebilmesi amacıyla, iskeletsel ankraj aygıtları tanıtılmıştır. Vida, implant, plak gibi mekanik elemanlardan oluşan bu aygıtlar osseointegre olmadığı için tedavi esnasında kullanıldıktan sonra zarar oluşturmadan tekrar çıkarılabilir. Bu iskeletsel ankraj aygıtları biyouyumlu materyallerden oluşmaktadır ve kullanıldığı süre boyunca hastaya bir zarar vermemektedir. İskeletsel ankraj aygıtları kemik içerisinde hareket etmediği için uygulanan kuvvet sayesinde oluşacak tüm hareket sadece hareketi istenen dişlerde meydana gelecektir. Bu şekilde bir ankrajla oluşan diş hareketi mutlak ankraj olarak isimlendirilmektedir (24). Hasta işbirliğine

bağlı olmadan kullanılan bu iskeletsel ankraj aygıtları sayesinde, hekim tarafından planlanan tedavi sonucu herhangi bir ankraj kaybı olmaksızın gerçekleştirilebilir (25).

İskeletsel ankraj aygıtlarının tedavi süresince etkinliğini koruması, bu aygıtların kemik içerisindeki stabilitelerine bağlıdır. Cope ve ark. (26) iskeletsel ankraj aygıtlarının kemik ile olan ilişkilerini, biyokimyasal bağlantılı ve mekanik bağlantılı olmak üzere iki ayrı grupta incelemiştir. Birinci grupta, aygıtların kemiğe yerleştirilmesinden bir süre sonra, iskeletsel ankraj aygıtı ve kemik arasında biyokimyasal olarak bir bağlantı meydana gelmekte ve aygıt osseointegre olmaktadır. Retromolar bölgeye ve palatinal bölgelere yerleştirilen onplantlar ve protetik implantlar ilk grupta yer almaktadır. İkinci grupta, iskeletsel ankraj aygıtlarının tutuculuğu sadece mekanik olarak gerçekleşmektedir. Bu gruba dahil olan aygıtlar; minividalar, mini plaklar ve fiksasyon vidalarıdır.

Ağız içi iskeletsel ankraj aygıtlarının kullanıldığı bölgeler; retromolar bölge, palatinal bölge, infrazigomatik bölge, bukkal shelf bölgesi ve alveolar bölgedir (26).

2.2.1.1. İskeletsel Ankrajın Tarihsel Gelişimi

İskeletsel ankraj aygıtların kullanıldığı ilk klinik çalışma, 1983 yılında Creekmore ve Eklund tarafından gerçekleştirilmiştir. Creekmore ve Eklund, üst keser dişlerin intrüzyonu planan bir vakada diş hareketini bir fiksasyon vidasının ankrajından destek alarak gerçekleştirmişlerdir. Fiksasyon vidası, ankraj olarak kullanıldığı süre boyunca stabilitesini korumuştur(27).

1988 yılında Saphiro ve Kokich, dental implantların ankraj olarak kullanılması fikrini öne sürmüşlerdir. Dental implantlar osseointegrasyonu ve stabilitesi sebebiyle başarılı iskeletsel ankraj aygıtlarıdır. Ancak yerleştirilmeleri esnasında gerçekleştirilen cerrahi işlemler, uygulanabileceği bölgelerin sınırlı olması, maliyetlerinin yüksek olması ve uzun iyileşme sürelerine ihtiyaç duyulması gibi nedenlerle klinisyenler, farklı iskeletsel ankraj aygıtlarına yönelim göstermişlerdir (28).

Ortodontik tedavide osseointegre olmayan iskeletsel ankraj aygıtı kullanımı 1997’de Konami tarafından rapor edilmiştir. Vakada alt keser dişlerin intrüzyon hareketinde ankraj kaynağı olarak mini vidadan faydalanılmıştır. Her ne kadar implantlardan daha az stabil olsalar da diğer avantajları nedeniyle klinisyenler tarafından mini vidaların sunduğu

olanaklara odaklanılmış ve zaman içerisinde yeni birçok iskeletsel ankraj aygıtı tanıtılmıştır (29).

1999 yılında Sugawara ve ark. (25) Bukkaldeki alveolar kemiğe yerleştirilen L şekilli cerrahi mini plakları tanıtmışlardır. Bu plaklardan ankraj alınarak uygulanan kuvvetlerle üst azı dişlerinin intrüzyonunu ve bu sayede ön açık kapanış tedavilerini gerçekleştirmişlerdir.

Günümüzde mini vidalar, çoğunlukla titanyum veya titanyum alaşımları kullanılarak oluşturulmaktadır. 1,2 ile 2,2 mm aralığında değişen çaplarda, 5 ile 15 mm arasında değişen uzunluklarda kullanılmaktadırlar. Mini vidalar ekstra bir cerrah müdahalesine ihtiyaç bulunmadan transmukozal olarak yerleştirilmektedir (30). Mini vidaların plaklara göre başlıca avantajları; küçük boyutta olmaları, hasta konforunun yüksek olması, kolaylıkla yerleştirilebilmeleri ve plaklara göre düşük maliyetli olmalarıdır. Dezavantajları ise; yüksek kayıp oranları, kırılabilimleri, diş köklerinde hasar meydana getirebilmeleri, diş hareketlerini kısıtlayabilmeleridir.

Günümüzde iskeletsel ankraj aygıtları; distalizasyon, mezializasyon, dişlerin dikleştirilmesi, köpek dişi retraksiyonu, tek diş veya blok halinde intrüzyon, en-masse retraksiyon, kemiğin korunması, gömülü diş sürdürülmesi ve bunun gibi birçok durumda kullanılmaktadır (31).

2.2.1.2. İskeletsel Ankraj Aygıtlarının Kullanım Alanları

1. Kanin retraksiyonu ve molar distalizasyonu amacıyla kullanılabilirler.
2. Diş çekimli ortodontik tedavilerde veya büyük boşlukların kapatılmasında bir bölgenin ankrajını arttırmak amacıyla kullanılabilirler.
3. Açık kapanış vakalarında posterior diş intrüzyonunda kullanılabilirler.
4. Derin kapanış vakalarında keser diş intrüzyonunda kullanılabilirler.
5. Devrik azı dişlerinin dikleştirilmesinde kullanılabilirler.
6. Gömülü diş sürdürülmesinde destek olarak kullanılabilirler.
8. Molar diş mezializasyonunda kullanılabilirler.
9. Ortopedik aygıtların dişler üzerindeki etkilerini ortadan kaldırmak amacıyla destek noktası olarak kullanılabilirler.

10. Yeterli sayıda azı dişinin olmadığı veya sadece iskeletsel etki istenen üst çene genişletmelerinde kullanılabilir.
11. Sarkmış molar dişlerin intrüzyonunda kullanılabilirler.
12. Dişsiz bir bölgede kemiği korumak amacıyla kullanılabilirler (32-34).

2.2.1.3. İskeletsel Ankraj Aygıtlarının Stabilitesini Etkileyen Faktörler

Yaş

Motoyoshi ve ark. (35) 27 yetişkin ve 30 adelosan olmak üzere 57 hasta üzerinde bir çalışma yapmışlardır. Çalışmada 169 adet minivida incelenmiştir. Mini vidanın başarı kriteri 6 ay veya daha uzun süre ağızda kalması olarak nitelendirilmiştir. Adelosan grup iki eşit gruba ayrılmıştır. Birinci gruptaki hastalara mini vida yerleştirildikten sonra ilk ay içinde kuvvet uygulanmıştır. İkinci gruptaki hastalara ise mini vida yerleştirildikten 3 ay sonra kuvvet uygulanmaya başlanmıştır. Birinci gruptaki vida başarı oranı %63,2 ikinci gruptaki vida başarı oranı ise %97,2 bulunmuştur. 27 Erişkin hastanın bulunduğu grupta ise vida yerleştirilmesini takiben 2-4 hafta içerisinde kuvvet uygulanmıştır. 27 Erişkin hastayı içeren grubun başarısı ise %91,2 bulunmuştur.

Wu ve ark. (36) 166 hasta üzerinde bir çalışma yapmıştır. Çalışmada toplam 414 mini vida kullanılmıştır. Yapılan çalışmada mini vidanın boyunun, çeşidinin, şeklinin, materyalinin stabiliteyi etkilemediği, ayrıca hastanın yaşının da stabilite üzerine etkisinin olmadığı sonucuna ulaşmışlardır.

Lee ve ark.'nın (37) yaptığı çalışmada, 20 yaşın altındaki hastalarda vida kayıplarının daha sık gözlendiği bulunmuştur.

Literatürdeki birçok çalışma incelendiğinde, erişkin hastalarda mini vida stabilitesinin prognozu daha olumlu bulunurken, adelosan hastalarda stabilitenin prognozu daha kötü bulunmuştur. Bu nedenle adelosan bireylerde vidayı yerleştirmenin hemen akabinde kuvvet uygulanması önerilmemektedir (38). Buna karşın, her ne kadar bahsi geçen çalışmalar yaşın vida üzerindeki etkisiyle ilgili fikir sahibi olunabilmesini sağlasa da konu ile ilgili daha detaylı çalışmalar yapılmasına ihtiyaç olduğu bildirilmektedir.

Mini Vidanın Uygulandığı Bölge

İskeletsel ankraj aygıtlarının stabilitesini etkileyen en önemli etkenlerden biri aygıtın uygulandığı bölgenin anatomik özellikleridir. Uygulama bölgesinin özellikleri dikkatle değerlendirilmeli ve aygıt seçimi buna göre yapılmalıdır (36).

Suzuki ve ark. (39) yaptıkları çalışmada mini vida yerleştirilmeden önce periapikal ve panoramik röntgen alınmasını önermiştir. Ayrıca uygulama esnasında lokal anestezi yerine topikal anestezi kullanımı önerilmiştir. Bu sayede eğer vida yerleştirilirken diş köküne veya periodontal aralığa denk gelirse hastada ağrı oluşacak ve hekim buna göre tekrardan vidayı pozisyonlandırabilecektir.

Baumgaertel ve ark. (40) yaptıkları araştırmada uygulama bölgesinin belirlenmesi ile ilgili kriterler belirlemiştir. Bu kriterlere göre:

1. Vidanın yerleştirildiği bölge, planlanan ankraj biyomekaniğine uygun olmalıdır.
2. Vida yapışık dişetinde bulunmalıdır.
3. Vida yerleştirilen bölgeye komşu dişlerin kökleri ile vida arasında mesafe bulunmalıdır.
4. Vida yerleştirilmesi planlanan bölgedeki anatomik yapılar göz önünde bulundurulmalı ve vida yerleştirilirken bu bölgelere zarar verilmemelidir.
5. Vida yerleştirilecek bölgede yeterli miktarda kortikal kemik olmalıdır

Mini Vidanın Şekli

Mini vidaların, kemik ile arasında iyi bir mekanik bağ oluşturabilmesi için tıpkı endüstriyel vidalarda olduğu gibi yivli kısımları bulunmaktadır. Bu yivli kısım silindirik veya konik olabilir. Yivli kısmı konik olan vidaların kalınlığı, baş kısmından uç kısmına doğru gidildikçe ortantılı olarak azalmaktadır. Yivli kısmı silindirik olan vidalarda ise tüm yivli gövde kısmın kalınlığı aynı olup sadece uç kısmı incedir. Bu nedenle silindirik yivli vidalarda kemik ile temas eden yüzey alanı konik yivli kısma sahip vidalardan daha fazladır. Temas halindeki yüzey alanı primer stabiliteyi olumlu etkileyen bir faktör olarak düşünülse de literatürde konik vidaların primer stabilitelerinin daha iyi olduğu sonucuna varılan çalışmalar da mevcuttur. Konik vidaların silindirik vidalara göre avantaj olarak gösterilebilecek bir özelliği uca doğru incelen yapıları yüzünden dar interradiküler bölgelerde kök hasarı riskini azaltmalarıdır (41).

Mini Vidanın Çapı ve Uzunluğu

Bir mini vidanın uzunluğu, yivli kısma ait uzunluğun ve mukozada bulunan uzunluğun toplanmasıyla bulunur. Bir mini vida kemiğe yerleştirildiğinde, kemik içerisindeki yivli kısmın uzunluğunun en az 5-6 mm olması gerekmektedir. Aksi halde mini vida stabilite sorunları yaşayacaktır. Mukoza ve yumuşak dokunun toplam kalınlığının da 3-4 mm olduğu düşünüldüğünde bir vidanın primer stabilite sağlayabilmesi için en az 8-10 mm uzunluğa sahip olması gerekmektedir. Eğer anatomik bölgede kalın bir yumuşak doku mevcutsa o halde daha uzun bir vida da kullanılabilir (42, 43).

Vidanın uzunluğunun yanı sıra vidanın çapı da stabilite ile doğru orantılıdır. Mini vida, kendi üzerine uygulanan kuvveti mekanik bağlanma sağladığı kemiğe iletecektir. Vidanın çapı ne kadar büyükse vida üzerindeki kuvvetin kemikte oluşturduğu stres o kadar geniş alana yayılım gösterecektir. Bir mini vidanın biyomekanik başarısı ve stabilitesi düşünüldüğünde mini vidanın çapı, boyundan daha fazla önem arz etmektedir (44).

Mini vidanın başarısı için dış ve iç çapların boyutları birbiriyle uyumlu olmalıdır. Mini vidadaki dış çap, vidanın dış kenarından dış kenarına kadar olan ölçüdür. Bu ölçüm, vidanın genel boyutunu ve dolayısıyla nasıl bir işlev göreceğini belirler. Dış çap, vidanın kemik içerisine ne kadar geniş bir alana yayılacağını ve bu sayede ne kadar destek sağlayacağını belirler. Bu, vidanın stabilitesi ve destek gücü için önemlidir. Mini vidadaki iç çap ise vidanın merkezinde bulunan deliğin çapını ifade eder. Genellikle braketlerin, telin veya diğer ortodontik aparatların bağlandığı noktadır. Bu ölçüm, vidanın hangi tür aparatlara ev sahipliği yapabileceğini belirler. İç çap ne kadar geniş olursa, vidaya bağlanabilecek aparatların boyutları da o kadar büyük olabilir. Özellikle dış çap boyutu vidayı yerleştirirken ve çıkartırken oluşacak tork üzerinde direkt etkiye sahiptir. Mini vida yerleştirildikten sonra mukozada dışında kalan kısım ne kadar küçükse klinik kullanım o kadar kolay olacaktır. Bu nedenle dış çapın boyutu vidanın hangi interdental alanlarda kullanılabileceğini de belirlemektedir (38).

Literatürde 1.3 mm çapa sahip mini vidaların başarısı %88,6 olarak bulunmuştur (33). Bir mini vidanın çapı azaldıkça çevre dokularda irritasyona sebep olma ihtimali azalacaktır. Ancak mini vida çapındaki her 0.2 mm'lik azalma vidanın direncini yarı yarıya azaltacaktır (45, 46). Bu bilgiler ışığında klinisyen anatomik bölgeyi iyi değerlendirmeli, çevre dokulara zarar vermeyecek ve hastayı rahatsız etmeyecek mümkün olan en büyük çapa

sahip mini vidayı kullanmalıdır. Bu sayede komplikasyona sebep olmadan maksimum stabilite sağlanmış olur.

Mini Vidanın Uygulanış Şekli

Modern ortodontide mini vidalar yaygın olarak kullanılmaktadır. Bunun en önemli sebeplerinden biri mini vidaların yerleştirilmesinin görece kolay olması ve ekstra bir cerrahi ihtiyacı bulunmamasıdır. Mini vidaların yerleştirilmesinde temel olarak iki yöntemden bahsedilebilir. Bunlar selfdrilling ve selftappingdir. Selftapping yönteminde öncelikle vidanın yerleştirileceği bölge punch yardımı ile işaretlenir. Ardından frez kullanılarak mini vidaya bir yuva hazırlanıp, vida bu yuva rehber alınarak yerleştirilir. Selfdrilling yönteminde ise vidanın yerleştirilme noktası mukoza üzerinde sond yardımı ile işaretlenir. Ardından bir rehber oluşturmadan doğrudan vida kemiğe döndürülerek yerleştirilir (33).

Hangi yöntemin daha uygun olduğunu belirleyen temel unsur vida yerleştirilecek bölgedeki kortikal kemik kalınlığıdır. 2 mm'den fazla kortikal kemik bulunan bir bölgede selftapping, daha az kalan kortikal kemik bulunan bölgede ise selfdrilling yöntemi uygundur(47).

2008 yılında Chen ve ark. (48) yaptıkları hayvan deneyinde iki yöntemi karşılaştırmışlardır. Araştırmada 56 adet mini vida değerlendirilmiştir. Eşit sayıda olacak şekilde 2 grup oluşturulmuş ve bir grupta selfdrilling diğer grupta selftapping yöntemi kullanılmıştır. İki grupta da vidaların uygulama ve çıkarma tork değerleri ölçülmüştür. İki grupta da mini vidalara 200 gram horizontal kuvvet uygulanmıştır. Çalışmadan elde edilen sonuçlara göre selfdrilling yöntemi %93, selftapping yöntemi %86 başarılı bulunmuştur. Selfdrilling yönteminde her iki tork değeri de selftappinge göre daha fazla bulunmuştur.

Mini Vidanın Yerleştirme Açısı

Literatürdeki birçok çalışmaya göre mini vidaların yerleştirilme açıları ile stabiliteyi arasında anlamlı ilişki bulunmaktadır (36), (33).

Wilmes ve ark. (49) yaptıkları araştırmada mini vidaların yerleştirilme açısının stabiliteye olan etkisini incelemişlerdir. Çalışmada 28 adet domuz iliak kemik parçası kullanılmıştır. 2 farklı boyutta vida 7 ayrı açı ile yerleştirilmiştir. Çalışmadan elde edilen sonuçlara göre yerleştirilme açısı ile stabilite arasındaki ilişki istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Kortikal kemikle 60 ve 70 derecelik yerleştirme açıları mini vida stabilitesinin

en yüksek olduğu açılar olarak belirlenmiştir. Buna ek olarak yerleştirme açısındaki azalmanın stabilite üzerine olumsuz etkiye sahip olduğu bulunmuştur. Çalışmadaki en düşük yerleştirme açısı 30 derecedir ve en düşük primer stabiliteye sahip grup da 30 derece ile yerleştirilen grup olarak tespit edilmiştir.

Mini vidaların yerleştirilecekleri bölge planlanırken en önemli unsurlardan biri biyomekanik planlamadır. Bazı durumlarda diş kökleri veya anatomik bölgeler vidanın istenilen bölgeye yerleştirilmesinde engel oluşturabilir. Böyle durumlarda mini vidanın diş köklerinden ve anatomik yapılardan uzaklaştırılabilmesi amacıyla oblik yerleştirilmesi önerilmektedir. Literatürde oblik yerleştirilmenin kök hasarını azaltmasının yanı sıra mini vidanın kemiğe temas eden yüzeyini de arttıracaklarını gösteren çalışmalar vardır (50).

2.2.1.4. İskeletsel Ankraj Aygıtları

Ortosistem İmplantlar

Ortosistem implantlar ilk kez Wehrbein ve ark. (51) tarafından 1996 yılında kullanılmıştır. İmplant gövdesi tek parça halindedir. Abutment, transmukozal boyun ve saf titanyum bölge olmak üzere 3 bölümden oluşmaktadır. Ortosistem implantların yerleştirilmesini takiben kuvvet uygulanması için 3 ay beklenmesi gerekmektedir. İmplanttaki endosseoz kısım asitlenmiş ve kumlanmış geniş vida dişlerine sahiptir. Bu parçanın uzunluğu 4-6 mm olup çapı 3,3 mm boyutundadır. Silindirik boyun kısmının çapı 4,1 mm'dir. Taban kısmı dışında tüm yüzeyi cilalıdır.

Onplantlar

Onplantlar ilk kez Block ve Hoffman (52) tarafından 1989 yılında kullanılmıştır. 10 mm çapa sahip olup titanyum bir disk şeklindedir. Kemiğe bakan yüzeyi hidroksiapatit ile kaplıdır. Bu yüzeyin kalınlığı 75 mikrondur. Bu yüzey onplantın kemiğe osseointegre olmasını sağlamaktadır.

Graz İmplantlar

Graz implantlar 9 mm uzunluğunda iki adet pinden ve 4 vida deliği bulunan saf titanyum plaktan oluşur. 4 mm veya 5 mm uzunluğundaki vidalar kullanılarak titanyum plak kemiğe sabitlenir. Etkili ve primer stabilitesi yüksek bir iskeletsel ankraj ünitesidir (53).

Biodegradable İmplantlar (BİOS)

Metal abutment alfa-polyesterden oluşturulmuş bir vida üzerine yerleştirilmiş şekildedir. Vida şeklindeki kalıbın içerisine polilastid alfa-polyster enjeksiyonu yapılarak oluşturulur. Uygulamayı takiben 9-12 aylık stabilite öngörülebilirdir. Daha uzun sürelerde polilastid alfa-polyster kısımda rezorbsiyon gerçekleşir (54).

Mini Plaklar

Mini plaklar ilk kez 1999 yılında Umemori ve ark. (25) tarafından ankraj amaçlı kullanılmıştır. Cerrahi fiksasyon için kullanılan plakların stabilite konusundaki başarıları göz önünde bulundurularak benzer bir cerrahi uygulama ile geçici iskeletsel ankraj ünitesi yaratma fikri ortaya çıkmıştır. Ankraj amaçlı mini plaklarda da tıpkı fiksasyon plakları gibi titanyum vidaların yerleşebileceği delikler bulundurulur. Bu deliklere yerleştirilen titanyum vidalar sayesinde plak kemiğe sabitlenir. Bununla birlikte biyomekanik planlamaya uygun olacak şekilde plaklardaki destek alınacak bölgenin tasarımı çeşitli şekillerde düzenlenebilir. Plagın titanyum gövdesi plağı kemiğe göre şekillendirme olanağını tanır. Plağı kemiğe sabitleyen titanyum vidaların uzunlukları 5-7 mm arasında değişkenlik gösterir.

Mikro İmplantlar

Mikro İmplantlar ilk kez 1997 yılında Kanomi (29) tarafından tanıtılmıştır. Genişliği 1,2 mm uzunluğu 6 mm olan mikro implantların üretiminde titanyum kullanılmaktadır. Daha küçük boyutları sayesinde dental implantlara kıyasla kullanılabileceği bölge sayısı fazladır.

Mini Vidalar

Modern ortodontide sık kullanılan mini vidalar ilk kez 1998 yılında Costa ve ark. (30) tarafından tanıtılmıştır. Özel bir cerrahi prosedür gerektirmeden lokal veya topikal anestezi altında flap kaldırmadan ortodontist tarafından uygulanabilir. 9 mm uzunlukta ve 2 mm çaptadırlar.

2.2.1.4.1. İntraalveolar, İnteradiküler Vidalar

İntra alveolar bölgeye yerleştiren iskeletsel ankraj aygıtları uzun yıllardır klinisyenler tarafından sıklıkla uygulanmaktadır. Her ne kadar intra alveolar vidalar iyi birer iskeletsel ankraj kaynağı olsalar da; tüm ark distalizasyonu, posterior blok intrüzyon gibi yüksek kuvvet uygulanması gereken durumlarda yeterli stabiliteyi gösteremeyebilir. İntra alveolar vidalar kökler arasına yerleştirildiği için distalizasyon gibi hareketlerde diş hareketini engelleyebilir veya kök hasarlarına sebep olabilir (55).

2.2.1.4.2. Ekstra Alveolar Vidalar

Ekstra alveolar, vidalar intra alveolar vidaların aksine kökler arasında yer almaz ve diş hareketlerini engellemez. Ayrıca yüksek kuvvetlere karşı daha dirençli olan bu vidalar posterior blok intrüzyon, orta hat sapmalarının düzeltimi gibi durumlarda da güvenle kullanılabilir (56).

Ekstra alveolar vidalar paslanmaz çelik ve titanyum olmak üzere iki ayrı materyal kullanılarak üretilir. Chang ve ark. (57) paslanmaz çelik ekstra alveolar vidaların kullanımını önerirken, Park ve ark. (58) titanyum ekstra alveolar vidaları önermektedir. Brown ve ark. (59) yaptıkları araştırmada iki vida materyalini karşılaştırmıştır. Tavşan tibia kemiğine yerleştirilen vidalar 100 gram devamlı kuvvet altında 6 hafta boyunca tutulmuştur. İki vida materyali de mekanik stabilite sağlamıştır. Vida materyallerinin histolojik etkileri açısından anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Bu araştırmanın sonuçlarına göre iki vida materyali de klinik kullanıma uygun bulunmuştur.

Ekstra alveolar vidalar yerleştirilirken klinisyen, vidanın yerleştirileceği bölgenin anatomik koşullarını göz önünde bulundurarak ister selfdrilling, ister selftapping yöntemini kullanabilir. Ekstra alveolar vidaların diş kökleri arasına yerleştirilmemesi anatomik limitasyonları azaltır. Bu nedenle ekstra alveolar vidalar daha geniş çapta, daha kalın ve daha uzun olacak şekilde üretilmektedir. Bu durum ekstra alveolar vidaların primer stabilitesinin intra alveolar vidalara göre daha yüksek olmasını sağlamaktadır (60).

2.2.1.4.2.1. İnfra Zigomatik Krest Vidası

İnfra zigomatik krest, maksillanın zigomatik proses kısmında bir uzantı şeklinde bulunan kortikal kemik bölgesidir. Yetişkinlerde çoğunlukla 1. ve 2. molar dişlerin arasına denk gelirken adolosan bireylerde 1. molar ve 2. premolar arasına denk gelmektedir. Bu alandaki yoğun kortikal kemiğin varlığı, infra zigomatik krest bölgesine yerleştirilecek bir iskeletsel ankraj aygıtının stabilitesi üzerine olumlu etkimektedir. İnfrazigomatik krestvidası ve zigoma plağı bu bölgede kullanılabilen iskeletsel ankraj aygıtlarına örnek olarak gösterilebilir. Bu anatomik bölgeye yerleştirilen iskeletsel ankraj aygıtları; en-masse retraksiyon, kanin distalizasyonu, posterior dişlerin intrüzyonu gibi uygulamalarda ankraj kaynağı olarak kullanılmaktadır (61).

İnfra zigomatik krest vidası ilk kez 2008 yılında Chang (60) tarafından tanıtılmıştır. Lin yaptığı çalışmada vida uygulama bölgesini 1. ve 2. molar dişlerin arası olarak belirlemiş ve selfdrilling yöntemi kullanarak vidayı yerleştirmiştir.

Wu ve ark. (61) infrazigomatik krest anatomisini ve kemik kalınlığını inceyelen bir çalışma yapmışlardır. Çalışmanın sonuçlarına göre 1. molar hizasındaki intrazigomatik krest bölgesi kemik kalınlığı 5-9 mm arasında değişmektedir. Elde edilen bu sonuca göre vida bu bölgede oklüzal düzleme göre 14 mm ile 17 mm aralığında yukarıda ve 55 derece ile 70 derece aralığında bir açıda yerleştirilmelidir.

İnfra Zigomatik Krest Vidasının Uygulanış Tekniği

1. Vidanın yerleştirileceği bölgeye anestezi yapılır.
2. Kortikal kemikte ve mukozada bir rehber oluşturulması amacıyla sond kullanılarak başlangıç bölgesi işaretlenir. Sond ile işaretlenen bölgeye dik bir şekilde vida uygulaması başlar.
3. Yaklaşık 1-2 mm bir ilerlemeden sonra vidanın açısı oklüzal düzlem ile 55-70 derece olacak şekilde dikleştirilir.
4. Hastanın yaşı, kemiğin morfolojisi ve biyomekanik planlama göz önünde bulundurularak uygulama tamamlanır. İnfra zigomatik krest vidasının baş kısmı final pozisyonunda hafifçe meziale konumlamalıdır (55).

İnfra Zigomatik Krest Vidasına Yüklenecek Kuvvet Miktarı

Ankraj amacıyla yerleştirilen vidanın üzerine uygulanacak kuvvet miktarı hem vida üzerinde hem de kemikte bir strese sebep olacaktır. Klinisyen ankraj aygıtı olarak kullandığı vidanın ve vidanın bulunduğu anatomik bölgenin fiziksel limitleri hakkında bilgi sahibi olmalıdır. Haddinden fazla uygulanan kuvvet vidanın stabilitesinde kayba sebep olacaktır. Literatürde infra zigomatik krest vidası üzerine uygulanacak ideal kuvvetin 220 gram ile 340 gram aralığında olması önerilmektedir (55).

2.1.4.2.1 Zigoma Plağı

Zigoma plağı, erişkinlerde yaklaşık 1. molar diş hizasında konumlanan zigomatik buttress bölgesine uygulanmaktadır. Zigomatik buttress adolosan bireylerde 1. ve 2. molar arasında yer almaktadır (62).

Zigoma plakları 2 veya 3 delikten oluşmakta olup, “ I ”, “ T ” veya “ Y “ şeklinde olabilir. Zigoma plakları cerrahi bir prosedür ile yerleştirilmektedir. Zigomatik buttress bölgesine ulaşıldıktan sonra plağa ait deliklere yerleştirilen vidalar sayesinde primer stabilizasyon sağlanır (63).

Zigoma plakları çoğunlukla maksiller posterior dişlerin intrüzyonunda veya maksiller dişlerin distalizasyonu ve retraksiyonunda kullanılmaktadır. Bunların yanı sıra yalnızca iskeletsel etki istenen yüz maskesi uygulamalarında da kullanılmaktadır (64).

2.3. Sonlu Elemanlar Analizi (Finite Element Metot / FEM)

Sonlu Elemanlar Analizi (FEA), bir modelin veya ortamın çözümlemesini yapabilmek amacıyla modeli oluşturan elementlerin üzerindeki stresin ve gerinin hesaplanabilmesini sağlayan bir seri sayısal işlem içerir. Bu işlemler sonucunda elde edilen analitik değerler sayesinde basınç, dış kuvvetler, termal değişiklikler vb. dış faktörlerin oluşturduğu stres ve gerinim hesaplanabilmektedir. Sonlu Elemanlar Analizi özellikle in-vivo test edilmesi zor olan canlı dokuları ve bunların biyomateryallerin mekanik özelliklerini belirlemede kullanışlı bir analiz yöntemidir. Ölçümler sonunda yapılan analizin sonuçlarının

belirlenmesi ve belirli parametrelerin değerdendirilebilmesi için elde edilen sonuçlar yazılım üzerinde görselleştirilmektedir (65).

Esasen mühendislik alanında kullanılmak amacıyla geliştirilen Sonlu Elemanlar Analizi, gelişmiş düzeyde bilgisayar tekniğı gerektiren bir gerilim analizidir. Sağlık alanındaki ilk kullanımı 1972 yılında ortopedi branşında gerçekleşmiştir. Yapılan araştırmada insan kemiğinde oluşan biyomekanik stres değerdendirilmiştir (66). O zamandan bu yana Sonlu Elemanlar Analizi kemik protezleri ve kemik yapıları, kırık fiksasyonaygıtları vb. birçok alanda stresin ve gerilmenin ölçülmesi amacıyla kullanılmaktadır.

Sonlu Elemanlar Analizi ile yapılan araştırmalardaki temel amaç; canlı dokuların yük taşıma fonksiyonlarını değerdendirmek ve canlı vücudunda kullanılan geçici veya kalıcı cihazların tasarımlarını ve teknik özelliklerini biyouyumluluk açısından optimize etmektir. Sonlu Elemanlar Analizi'nin ilk 10 yılında yapılan araştırmalardan elde edilen yararlı ve önemli bulgu miktarı pek fazla olmasa da, yöntemin sınırlarının ve kullanım şeklinin tam olarak anlaşılmasında bu araştırmaların önemli etkisi olmuştur. Zaman içinde Sonlu Elemanlar Analizi, insan vücudunun biyomekanik prensiplerinin anlaşılmasında çok önemli bir araştırma aracı haline gelmiştir. Günümüzde hem yöntemin verimliliğı hem de teknolojik gelişmeler ile Sonlu Elemanlar Analizi'nin kullanıldığı araştırmaların sayısı hızla artmaktadır. Mühendislik biliminde hala gelişmekte olan yeni imkanlar ve teknolojiler sayesinde Sonlu Elemanlar Analizi'nde de gelişmeler ve optimizasyonlar olacağı öngörülmekte ve bu durum heyecan yaratmaktadır (66).

Mühendislik ve teknoloji alanındaki gelişmelere rağmen biyolojik yapıların ve bu yapıları kapsayan klinik problemlerin çok karmaşık olabileceğı unutulmamalıdır. Sonlu Elemanlar Analizi gibi mühendislik felsefesi ile ortaya çıkmış analiz yöntemlerinin sağlık alanında kullanılması esnasında biyolojik yapıların karmaşıklığı ve değışkenliğı her zaman göz önünde bulundurulmalıdır (67).

Ortodonti pratiğinde bir hekimin başarısını etkileyen en önemli unsurlardan biri uygulanan kuvvet ve bu kuvvetin çevre dokulara olan etkilerinin dikkatli şekilde hesaplanmasıdır. Hem ortodonti alanında hem de diğerd diş hekimliğı dallarında dişlere, restorasyonlara, kemiğe gelen kuvvetleri ele alan birçok çalışma yapılmıştır. Canlı bir organizmada dişlere ve çevre dokulara gelen anlık kuvvetin ölçümü pratikte çok zor hatta bazen imkansızdır. Bu nedenle in-vitro çalışmaları bu tarz ölçümlerde çok önemli bir

araştırma yöntemi haline gelmiştir. Bu şekilde yapılan in-vitro çalışmalarda Sonlu Elemanlar Analizi araştırmacıların en sık başvurduğu analiz yöntemidir. Sonlu Elemanlar Analizi ile başka herhangi bir yöntem ile elde edilemeyecek bilgiler elde edilebilir. Sonlu Elemanlar Analizi; hem sıvı hem katı mekanik sorunların çözümünde, obje veya ortamların fiziksel analizlerinde ve stres/gerinim ölçümlerinde 40 yılı aşkın süredir kullanılmaktadır. Sonlu Elemanlar Analizi'nde temel çıkış noktası bir sorunun en küçük yapı taşından yola çıkarak çözülmesidir. Mevcut bir problemin temeline inmek için en küçük modelin, en küçük parçasına ulaşmak gerekmektedir. Bu sayede problemin anlaşılması ve çözümü en basit ve en etkili şekilde olacaktır. Sonlu Elemanlar Analizi'ni başarılı ve değerli kılan bir diğer önemli husus, bilgisayar ortamında yapılan bu analizin aynı şartlar altında tekrarlanabilirliğidir. Bu sayede güvenli ve tutarlı sonuçlar elde etmek mümkündür (68, 69).

2.3.1. Sonlu Elemanlar İle İlgili Temel Kavramlar

Gerilme (Stres)

Mekanik fizik kurallarına göre bir cisme dışarıdan bir kuvvet uygulandığı zaman cisimde bir tepki kuvveti oluşmaktadır. Bu tepki kuvveti uygulanan kuvvete vektörel olarak zıt yönlü ve aynı büyüklüktedir. Cisim üzerinde meydana gelen gerilme (stres) de bu kuvvetlerin etkisi altında kalan cismin herhangi bir kesitindeki yüzey alanına dağılan kuvvetin birim alandaki değeridir. Stres birim alana düşen kuvvet cinsinden gösterilir. Bunun nedeni gerek uygulanan içsel direnç gerekse dış kuvvetin cismin üzerinde belirli bir alana yayılmasıdır. Stres “ σ ” veya “S” simgeleri ile gösterilmektedir (70, 71).

Stres yani gerilme birimi olarak Paskal ($1 \text{ Pa} = 10^{-6} \text{ N/mm}^2$) kullanılır. Fakat dış hekimliği alanında yapılan çalışmalarda genellikle milimetrik ölçümler yapılmaktadır. Bu nedenle Paskal yerine Mega Paskal terimi ile gerilim tanımlanır. ($1 \text{ MPa} = 1 \text{ N/mm}^2$)

Stres hesaplanırken: “Stres (σ) = Kuvvet (F) / Alan (A) = $\text{N/mm}^2 = \text{MPa}$ ” formülü kullanılmaktadır.

Farklı bir doğrultuda veya farklı bir açıda uygulanan kuvvetler kuvvetin uygulandığı yapıda farklı karmaşık gerilimler meydana getirebilir. Bu kuvvetlerin bileşkeleri gerilmenin türünü belirlemektedir (72).

Gerilme temel olarak 3 ayrı tipte sınıflandırılmaktadır:

1. Çekme Gerilmesi: Cismi oluşturan molekülleri birbirinden ayrılmaya yönelik zorlayan, ters yönde ve aynı doğrultuda iki kuvvetin cisme etkimesiyle meydana gelen gerilme tipidir.
2. Makaslama Gerilmesi: Cismi oluşturan molekülleri birbiri üzerinde cisim yüzeyine paralel olacak şekilde kaymaya zorlayan farklı ve zıt yöndeki iki kuvvetin cisim üzerine aynı anda etki etmesiyle oluşan gerilme tipidir.
3. Basma Gerilmesi: Cismi oluşturan molekülleri birbirine doğru yaklaşmaya zorlayan, ters yönde ve aynı doğrultuda en az iki kuvvetin cisme etkimesiyle meydana gelen gerilme tipidir (73, 74).

Yüzey normal doğrultusundaki bileşke gerilme vektörü normal gerilme olarak tanımlanmaktadır. Normal gerilme eğer cisimde uzama meydana getiriyorsa buna çekme gerilmesi, eğer kısalma meydana getiriyorsa buna basma gerilmesi denmektedir. Kesit yüzeyine dik olacak şekilde olan normal gerilme bileşenleri, yüzeye teğet olan makaslama gerilmesi bileşenlerini meydana getirir.

Kuvvet

Vektörel bir büyüklük olan kuvvet; bir cismin şeklini ve/veya hareket durumunu değiştirebilme yetisine sahip etki olarak tanımlanmaktadır. Kuvvet kaynağı ve cisimler arasındaki etkileşim sonucu ortaya çıkan etki itme/çekme olarak değişiklik gösterebilir. Kuvvet kaynağı ve cisim arasındaki etkileşim iki cisim temas halindeyken veya aralarında mesafe varken de meydana gelebilir.

Kuvvetin büyüklüğü; Newton (N), kilo-gram kuvvet (kgf), ons (oz), gram-kuvvet (gf), ya da dyne (dyn) şeklinde belirtilebilmektedir. Mekanik fizikte kuvvet tanımlanırken çoğunlukla Newton (N) birimi kullanılmaktadır. $1\text{N} = 1\text{ kg.m/s}^2 \cong 0.102\text{ kgf}$ olarak formülize edilir.

Diş hekimliğinde ve özellikle ortodontide kuvveti tanımlarken çoğu zaman “ gram-kuvvet” terimi kullanılmaktadır. Fakat çoğu zaman kütle tanımlanırken olduğu gibi kısaca “gram” olarak da ifade edilmektedir (75).

Asal Gerilme (Principal Stress)

Karmaşık bir yükün etkisi altındaki cismin üzerindeki gerilme her noktada eşit ve doğrusal değildir. Etki altındaki cismin yüzeyi boyunca gerilme değişim göstermektedir. Cismin kesit yüzeyindeki her bir noktada gerilme değişiklik gösterebilmektedir. Kayma gerilmeleri (makaslama gerilmeleri) ve normal gerilmeler çoğu zaman eş zamanlı oluşmaktadır (76). Gerilme yüzeyin her noktasında değişkenlik gösterdiği için tanımlanması zordur ve bu nedenle eşdeğer gerilme durumunu tanımlayabilmek için Von Mises gibi kriterler kullanılmaktadır. Buna ek olarak tüm yüzeydeki en yüksek ve en düşük normal gerilmeleri de ölçmek mümkündür. Bu şekilde ortaya konulan gerilme skalası cismin bir noktasındaki gerilmenin ne kadar önemli ve kritik olduğunun belirlenmesinde kullanılmaktadır.

Matematikte tensör, çok boyutlu verinin simgelenebildiği geometrik bir nesnedir. Skaler denilen yönsüz nicel büyüklükler, vektör denilen yönlü büyüklükler ve matris denilen iki boyutlu nesneler birer tensördür. Tensör, tüm bu nesnelerin genelleştirilmiş halidir ve çok boyutlu veri kümeleri için kullanılır (77).

Gerilme tensörü koordinat eksenleri ile ilişkilendirilerek tanımlanır. Normal gerilmeler σ_{xx} , σ_{yy} , σ_{zz} sembolleri kullanılarak; kesme gerilmeleri ise $\tau_{xy} = \tau_{yx}$, $\tau_{yz} = \tau_{zy}$, $\tau_{xz} = \tau_{zx}$ sembolleri kullanılarak gösterilmektedir. Üç boyutlu bir objenin üzerindeki gerilme ele alındığında x , y , z düzlemlerinin her bir tanesine bir normal, iki kesme gerilmesi etki etmektedir. Bu nedenle üç boyutlu bir objenin üzerindeki gerilme durumu üç normal ve 6 kesme gerilmesi ile tanımlanmaktadır (77).

Üç boyutlu bir objedeki ölçülebilecek en büyük gerilme değeri, obje üzerindeki makaslama gerilmelerinin vektörlerinin sıfıra eşit olduğu durumda gerçekleşmektedir. Bu gerilme asal gerilme olarak adlandırılır (78).

Asal gerilme; minimum asal gerilme (σ_3), ara asal gerilme (σ_2) ve maksimum asal gerilme (σ_1) olarak üçe ayrılmaktadır (78).

Minimum Asal Gerilme: Negatif değerlidir ve obje üzerindeki en yüksek basma gerilmelerini tanımlamaktadır (78).

Maksimum Asal Gerilme: Pozitif değerlidir ve obje üzerindeki en yüksek çekme gerilmelerini tanımlamaktadır (78).

Asal gerilme dağılımı, basma ve çekme gerilmelerinin dağılımını incelemeye kullanılır. Analizin sonuçlarında gözlemlenen negatif değerler basma gerilmelerini, pozitif değerler ise çekme gerilmelerini ifade etmektedir. Mutlak değeri büyük olan gerilme, düğüm noktasında etkili olan gerilme şeklindedir (78).

Cam, kemik gibi kırılma gösterebilen hassas materyaller söz konusu olduğunda asal stres (gerilme) değerleri büyük önem taşımaktadır. Çünkü ilgili materyalin limitlerini aşacak bir asal stres değeri cismin gerilme karşısındaki davranışını belirlemektedir (78).

Eşdeğer stres (Equivalent stress, Von misses stress)

Von Misses gerilmesi (Von Misses stres), “Bir objede belirli bir bölümde bulunan enerji belirli bir değeri aşarsa, obje şekil değişikliğine uğrayacaktır” prensibine göre tanımlanan bir özelliktir. Çekilebilme özelliğine sahip maddelerin gerilme kriterini belirlerken kullanılır ve esasen amacı şekil değişiminin başlama sınırını ifade etmektedir. Diğer bir deyişle, eğer bir materyal gerilme ile uzunluk olarak artış gösterebiliyorsa bu deformasyonun başladığı ilk andaki stresin değeri olarak tanımlanmaktadır.

Kullanım amacı kuvvet altındaki cisimde meydana gelen gerilmenin dağılımı ve bu kuvvetin yoğunlaşma bölgeleri hakkında genel bir bilgi edinilmesidir (79). Von Misses gerilmesi; asal gerilme ile kombine edilmesiyle tek yönde yüklenen materyalin çekmeye karşı olan dayanıklılığını vermektedir. Buna ek olarak kırılma dayanıklılığı ölçümünde de kullanılır. Gerilme üç boyutlu olarak ifade edilen bir olgudur. Von Misses gerilmesi; germe kuvvetinin kriterlerinin değerlendirilebilmesi amacıyla üç boyutlu bir ifadeyi tek bir pozitif sayı haline getirmek ve yorumlayabilmek amacıyla kullanılır (80).

Gerinim (Strain)

Stresin her tipi herhangi bir yapı üzerinde deformasyon meydana getirebilir. Tüm cisimler üzerlerine etki eden kuvvet sonucu ya şekil değiştirmeye ya da hareket etmeye yönelir. Eğer çekme kuvveti sonucunda cisimde bir deformasyon meydana gelirse cismin boyu uzar. Tam aksine basma kuvvetiyle bir deformasyon meydana gelirse cismin boyu kısalır. Makaslama kuvvetiyle meydana gelen deformasyonda ise ilk haline göreceli olarak cisme ait bir bölümde açısal bir değişim meydana gelir (81).

Gerinim (strain), bir objeye uygulanan kuvvet sonucunda obje içerisinde birim boyutta meydana gelen şekil değişimi olarak adlandırılır. Bir objeye uygulanan kuvvet obje üzerinde hem gerilim (stres) hem de obje üzerinde gerinim (strain) oluşturur (81).

Kuvvet sonucunda oluşan gerinim atomların yer değiştirme miktarı olarak da tanımlanabilir. Atomlar arasındaki yer değiştirmeye karşı meydana gelen direnç de gerilimdir. Gerinimin herhangi bir ölçü birimi yoktur. Büyüklüğü ve yönü olan gerilimin aksine gerinim, sadece bir büyüklüktür daha doğrusu bir orandır. Objenin deformasyonu ile orijinal uzunluğunun oranı olarak tanımlanmaktadır (81).

Gerinim hesaplanırken: “Strain (ϵ) = Deformasyon / Orijinal Uzunluk = $\Delta L / L_0$ ” formülü kullanılır (81).

Gerinim (strain); plastik, elastik veya her ikisi birden olabilir. Elastik gerinim; kuvvet ortadan kalktıktan sonra objenin deformasyonunun geriye dönüşümlü olduğu durumdur. Yani stres ortadan kalktığı anda atomlar ilk pozisyonlarına dönerler. Plastik gerinimde ise objenin içerisindeki atomlar daimi yer değiştirirler ve stres ortadan kalksa bile ilk pozisyonlarına dönemezler. Eğer obje üzerindeki stres birim alana düşen bileşke kuvvetin üzerine çıkarsa, ortaya çıkan kuvvet atomları tamamen ayırır. Bunun sonucunda objede kopma/kırılma meydana gelir (81).

Gerilme / Gerinim eğrisi (Stress / Strain curve)

Materyallerin kuvvet karşısındaki; deformasyonlarının, elastisitelerinin veya limitlerinin belirlenebilmesi amacıyla kullanılan bir eğridir. Gerilme ve gerinim değerleri arasındaki ilişkiye göre bir eğri çizilir (71).

Gerilme/Gerinim eğrisi oluşturulurken ve incelenirken belirli terimlerin bilinmesi gerekmektedir (71):

Elastik Limit: Cismin kuvvetin oluşturduğu stres karşısında plastik deformasyona uğramadan ulaşabildiği maksimum gerilmedir (71). Cismin elastik özelliğini kaybetmediği maksimum yük-esneme noktası olarak da tanımlanabilir (82).

Oransal Sınır: Gerinim ve gerilme arasındaki oransal değer sabit kalabildiği maksimum gerilim oransal sınır olarak tanımlanır. Bu sınır değerinin altında uygulanan tüm

kuvvetler materyalde kalıcı bir deformasyona sebep olmaz ve kuvvetin ortadan kalkmasıyla materyal başlangıç formuna dönebilir (71).

Homojen Cisim: Cismin elastik özelliğinin cismin her noktasında aynı olduğu cisimlere denir (83).

Lineer Elastik Cisim: Objedeki birim boy uzamasının kuvvetin oluşturduğu gerilim ile doğru orantı gösterdiği cisimlere denir. Bu bir varsayımsal yaklaşım olup ancak belirli bir gerilim sınırına kadar geçerlilik gösterir. Kemik söz konusu olduğunda geçerli bir sınırdan söz edilebilse de yumuşak dokuda durum farklıdır. Sınırın oldukça küçük olması; sınırın ötesinde yapılan hesaplamalarda ciddi yanlışlık gösterecektir (83).

İzotropi ve Anizotropi: Bir cismin farklı doğrultularda aynı elastik özellikleri gösterebilmesi izotropi olarak tanımlanır. Eğer bir cisim farklı doğrultularda uygulanan kuvvet ile çekme, basma, makaslama gerilimlerinde aynı elastik modülü gösteriyorsa izotrop cisim, farklı elastik modüle sahipse anizotrop cisim olarak tanımlanır (84).

Elastisite Modülü (Young Modülü)

Bir cismin elastisite modülü, cisim üzerindeki gerilimin gerinime oranlanması ile bulunur. Bu oran cismin elastikiyet sınırlarındaki dayanıklılığını gösteren bir değerdir. Elastisite modülü, cismin elastik sınırının altında uygulanan kuvvetler için stres ve strain yani gerilim ve gerinim arasındaki ilişkiyi ortaya koymaktadır (72, 79, 85)

Elastisite Modülü materyalin cinsine göre farklı değerler almaktadır. Elastisite modülü arttıkça cismin kendisini uzatıcı gerilimlere karşı gösterdiği direnç artış gösterir. Elastisite modülünün değeri arttıkça cismin iç direnci ve katılığı da doğru orantılı şekilde artış gösterir. Farklı iki elastisite modülüne sahip iki cisim aynı kuvvet altında farklı miktarlarda deformasyona uğrar. İki cisimden yüksek elastisite modülüne sahip olan cisim diğerine kıyasla daha az deformasyona uğrayacaktır (71). Bu durum cisimlerin mekanik özellikleriyle bir ilişki içerisindedir. Elastisite modülü, doğrusal lineer elastik materyallerde sabitken, doğrusal olmayan elastik materyallerde ise zamana bağlı olarak değişim gösterir (86, 87).

Poisson Oranı

Bir cismin çekme ve basma gerilimleri altında ve elastik sınırları içerisinde, cismin eninde meydana gelen boyut değişiminin boyunda meydana gelen boyut değişimine oranıdır. Bir cismin Poisson oranının alabileceği en küçük değer 0, en büyük değer 0,5 dir. Poission oranı da tıpkı elastisite modülü gibi cisimlere ait ayırıcı bir mekanik özelliktir (86).

Bir cismin Poission oranı cismin gerilim yani stres altındaki boyutsal değişiminin şeklini belirler. Herhangi bir yönde değişikliğe uğrayan her cisim, değişikliğe uğradığı yöne dik olacak şekilde Poission oranı ile bağlantılı olacak şekilde aynı tür şekil değiştirme göstermektedir (71).

Eleman ve Düğümü

Sonlu elemanlar analizi gerçekleştirilirken dijital ortamda oluşturulan üç boyutlu model basit geometrik şekillere ayrılmaktadır. Modeli oluşturan bu basit geometrik şekillere “eleman” adı verilir. Elemanlar, özel noktalarında bilinmeyen değerler şeklinde ifade edilir. Elemanların bilinmeyen değerler ile ifade edildiği bu bölgelere “düğüm” denmektedir (88).

Elemanlar; geometrik şekillerine, boyutlarına, düğüm sayılarına, düğüm noktalarındaki bilinmeyen değerlere ve problemin özelliklerine göre sınıflandırılmaktadır. Örneklendirilecek olunursa; 4 düğüm içeren bir eleman, “4 düğümlü eleman” olarak adlandırılmaktadır (83, 88).

Sonlu elemanlar analizi uygulamasında cismin sınır koşulları da içinde olacak şekilde elemanlar birleştirilir. Lineer ve/veya lineer olmayan denklemler elde edilir. Elde edilen denklemlerin çözümleri, sistemin gerçekteki davranışının öngörülebilmesini sağlamaktadır. Sonlu eleman analizinin uygulanacağı model ne kadar çok elemana bölünürse elde edilen sonuçlar da o kadar gerçeğe yakın olacaktır (88).

Sınır Koşullar

Sonlu elemanlar analizinde sınır koşullar, yer değiştirmelerin ve gerilmelerin sınır ifadelerini kapsamaktadır. Dijital modelin sabitlendiği ve aktif kuvvetin uygulandığı noktaları ifade etmektedir. Analiz edilen modelin sınır koşulları belirlenen kuvvet uygulama noktalarına göre oluşturulmaktadır (89).

2.3.2. Sonlu Elemanlar Analizinin Çalışma Prensibi

Sonlu Elemanlar Analizinin temel çalışma prensibi; analizin yapıldığı cismi küçük geometrik elemanlara bölerek, karmaşık bir yapıdan basit analitik veriler elde edebilmektir. Çalışma düzeni farklı basamaklardan oluşan bir hiyerarşi içerisinde oluşturulur (84).

Sonlu Elemanlar Analizinde Çalışma Düzeni:

1. Problemin özelliklerinin öğrenilmesi
2. Geometrik elemanların oluşturulması
3. Matematiksel modelin oluşturulması
4. Materyal özelliklerinin yazılıma entegrasyonu
5. Sınır koşulların tanımlanması
6. Kuvvetlerin tanımlanması ve denklemlerin çözümü
7. Sonuçların yorumlanması

şeklinde oluşturulmaktadır.

Problemin Özelliklerinin Öğrenilmesi

Problem çözmenin ilk adımı, problemin tanımlanmasıdır. Eğer sonlu elemanlar analizinde problem yetersiz tanımlanırsa oluşturulacak sanal model gerçek ile eşdeğer olmayacaktır (83).

Geometrik Elemanların Oluşturulması

Analiz sonuçlarının gerçekçi ve verimli olabilmesinde modelin oluşturulması ve geometrik elemanların oluşturulması büyük önem taşımaktadır. Oluşturulan modelin gerçekçi olması analiz sonuçlarının doğruluğunu etkileyen en önemli faktördür (83).

Matematiksel Modelin Oluşturulması

Eğer bir problem süreklilik içeriyorsa sonsuz sayıda bilinmeyen içerir. Bir matematiksel modelin ağ yapısının tanımlanabilmesi için önce belirsiz sayıdaki bilinmeyen tanımlanmalıdır. Bir problem parçalara ayrıldıktan sonra artık bilinmeyen sayısı belirlidir. Bu da modelin geometrik şekillere sahip sonlu sayıdaki elemana bölünmesi ile başılır (90).

Bir cismin ağ yapısına dönüştürülmesinde, geometrik modellerin elle dijitize hale getirilmesi veya sonlu elemanlar analizi programları kullanılması rol oynamaktadır. Manuel bir şekilde yapılan işlem daha iyi bir kontrol sağlasa da zaman verimliliği açısından dezavantajlıdır (90).

Matematiksel ve geometrik modelin boyutu ve özellikleri, oluşturulacak ağ yapısındaki elemanların tiplerini ve sayılarını belirler. Ne kadar çok eleman kullanılırsa, kuvvet dağılımı o kadar hassas şekilde ölçülecektir (83).

Materyal Özelliklerinin Yazılıma Entegrasyonu

Sonlu elemanlar analizinin canlıya ait yapılarda gerçekleştirilen araştırmalarda sık kullanılmasıdaki esas neden, biyolojik yapılara ait elastik özelliklerin geometrik modeller yardımıyla dijitalize edilebilmesi ve ölçüm yapılabilmesidir. Lineer bir analizde elemanlara ait en önemli iki özellik; Poisson oranı ve elastisite modülüdür (91).

Bir materyalin hem elastisite modülü hem de Poisson oranı o materyal için ayırıcı bir özelliktir. Elastisite modülü; yapının gerilim/gerinim oranının ölçümünde kullanılmaktadır. Poisson oranı ise kuvvet altındaki yapının kuvvete dik yönündeki şekil değişim oranı olarak tanımlanmaktadır (91).

Lineer olmayan analizlerde ise viskoelastik (zamana bağlı deformasyon özelliği gösteren) yapıların materyal özellikleri yazılıma girilmelidir. Bu özellikler yükleme sonucunda elemanlardaki gerilme (stres) ve gerinimlerin (strain) ve nasıl gerçekleşeceğini belirlemektedir (91).

Sınır Koşulların Tanımlanması

Model üzerine uygulanan kuvvetlerin modelde yarattığı gerilim (stres) ve gerinimlerin (strain) isabetli bir şekilde hesaplanabilmesi dengeli bir model oluşturulmasına bağlıdır. Çünkü dijitalize edilmiş geometrik modele uygulanan dış kuvvetler, modelde biyolojik yapıda oluşan elastik cevaptan etkilenmeden harekete sebep olacaktır. Bu durum araştırılması planlanan problem denklemleri için sonsuz sayıda analitik çözüm doğurmaktadır. Model üzerinde sınır koşulların tanımlanması sayesinde model için bir dayanak noktası oluşturur ve problem denklemlerinden tek bir çözüm elde edilebilir. Kısaca sınır koşulların tanımlanması, modelin bir limit içerisinde davranmasına ve değerlendirilebilmesine olanak sağlar (88).

Kuvvetlerin Tanımlanması ve Denklemlerin Çözümü

Bu aşamaya kadar yapılan işlemler sayesinde analize hazır hale getirilmiş ve sınır koşulları tanımlanmış sonlu elemanlar modeline kuvvet uygulanarak meydana gelen gerilim (stres) ve gerinim (strain) değerlendirilir. Öncelikle istenen bir bölgeye kuvvet yüklemesi yapılır. Model tamamıyla hazır halde olduğu için yükleme yapılan kuvvetin etkileri noktasal veya kesitsel olarak incelenebilir hale gelir (92).

Sonuçların Yorumlanması

Kuvvet yüklemesinin ardından program oluşturulan tüm düğüm ve elemanları ele alan denklemi çözümler ve sonuçları sayısal veriler olarak ortaya koyar. Çok elemanlı ve detaylı tanımlanmış bir geometrik modelde on binlerce denklem ve denklem sonucu ortaya çıktığı için sistemin verilerinin kolaylıkla okunabilmesi amacıyla animasyonlar ve renk skalası gibi görüntülerden yararlanılır (83).

Bazı sistemlerde yer değiştirme sonuç verileri çıktı halinde sunulmakta ve lineer denklemin/denklemlerin yorumlanmasında kullanılmaktadır. Yer değiştirme verileri en çok dinamikte önem arz etmektedir (83).

2.3.3. Lineer ve Nonlinear Analizler

Günümüz diş hekimliği çalışmalarında bir çok alanda lineer analizler kullanılmaktadır (84).

Lineer analizler; gerilim-gerinim arasında doğrusal bir ilişki gösteren (elastik sınıra kadar) ve tüm hacmi tek bir yapıdan meydana gelen cisimler için uygun olmakla beraber, biyolojik sistem içerisinde daha karmaşık davranış özelliklerine sahip ve çok gerçekçi modelleme gereksinimi olan yapılar için güvenilirliği tartışmalıdır. Bu nedenle eğer bir yapı viskoelastik (zamana bağlı deformasyona uğrayan) özellik gösteriyorsa bu tip biyolojik yapıların incelenmesinde nonlinear analizlerden faydalanılmalıdır (84).

Sonlu elemanlar analizi için nonlinearlik 3 gruba ayrılır (84):

- Materyalin nonlinearliği
- Objeler arasındaki ilişkilerin değişimine bağlı nonlinearlik

- Geometrik nonlinearlik

Nonlinear materyallerde yapının dayanıklılığı farklı yükleme seviyelerine göre değişkenlik göstermektedir. Nonlinear materyaller aynı zamanda lineer olmayan gerilim-gerinim ilişkileri göstermektedir. Yükleme esnasında sıcaklık, yüklemenin süresi, yüklemenin toplam zamanı ve yüklemenin doğrultusu gibi faktörler materyale ait gerilim-gerinim ilişkisini etkileyebilmektedir. Ağzın yumuşak dokuları, peridontal dokular, artiküler disk gibi yapılar dinamik özelliktedir ve gerçeğe yakın modellenenilmelerinde materyallerin nonlinearlığı önem arz etmektedir (84).

Objeler arasındaki ilişkilerin değişimine bağlı nonlinearlik, oral bölgede materyal-doku veya dişler arası kontak noktalarında görülür. Bu yapılara ait ilişkiler zaman içerisinde farklılık gösterebilmektedir. Bu değişimler materyalin nonlinear davranış göstermesine sebep olacaktır (84).

Geometrik nonlinearlik, ortodontik ark tellerinde meydana gelen zamana bağlı deformasyonlar ile örneklendirilebilir (84).

Nonlinear analizler, lineer özellik göstermeyen ve statik bir şekilde modellenemeyecek biyolojik yapıların kuvvet altındaki gerilim-gerinim davranışlarının ve hareketlerinin değerlendirilmesinde güvenilir ve kullanılması gereken bir yaklaşım haline gelmiştir (84).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafınca onaylanmış (Proje no: D-KA22/27) ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonunca desteklenmiştir.

Çalışmamızda, maksiller posterior dişlerin intrüzyonu amacıyla yerleştirilen iskeletsel ankraj aygıtlarına, uygulanan intrüzyon kuvvetleri sonrasında aygıtların üzerlerinde ve çevre dokularda meydana gelen stres dağılımı ve iskeletsel ankraj aygıtlarında meydana gelen eğilme sonlu elemanlar analizi yöntemi ile değerlendirilmiştir.

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, Santa Clara, California ABD) işlemcili, 64 GB ECC belleğe sahip HP (HP, Palo Alto, ABD) iş istasyonlarında gerçekleştirilmiştir.

Tomografi verisinden .stl modelin elde edilmesi 3D Slicer (The Slicer Community, Boston, Massachusetts, ABD) yazılımında yapılmıştır. Tersine mühendislik ve üç boyutlu bilgisayar destekli tasarım (CAD) faaliyetleri ALTAIR Evolve (ALTAIR, Troy, MI, ABD) yazılımı, katı modellerin analiz ortamına uygun hale getirilmesi ve optimize ağ örgüsünün oluşturulması faaliyetleri ALTAIR Hypermesh (ALTAIR, Troy, MI, USA) yazılımı ile gerçekleştirilmiştir. Oluşturulan sonlu elemanlar modellerinin çözümü için Nastran tabanlı ALTAIR Optistruct (ALTAIR, Troy, MI, ABD) implicit çözücüsü kullanılmıştır.

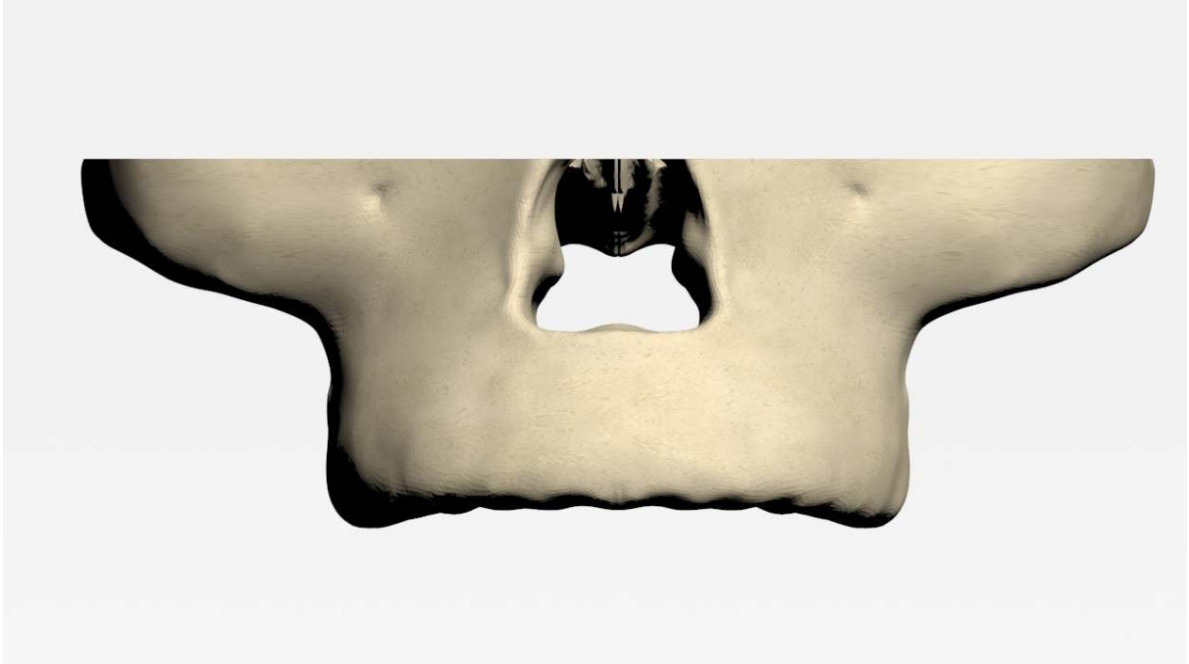
3.1 Geometrik Modellerin Elde Edilmesi

3.1.1. Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik, Dişler ve Periodontal Ligamentin Modellenmesi

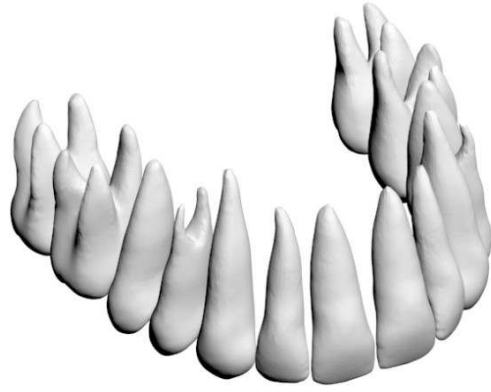
Çalışmada kullanılan maksilla kemik modelinin oluşturulması için; erişkin bir bireyden elde edilmiş olan bilgisayarlı tomografi (BT) verisi kullanılmıştır. Tomografi verisi 0.1 mm kesit

kalınlığı ile rekonstrükte edilmiştir. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen tomografi verileri DICOM (.dcm) formatında 3D Slicer (The Slicer Community, Boston, Massachusetts, ABD) yazılımına aktarılmıştır. DICOM formatındaki BT verisi 3D Slicer (The Slicer Community, Boston, Massachusetts, ABD) yazılımında uygun Hounsfield değerlerine göre ayrıştırılarak, segmentasyon işlemi ile üç boyutlu modele dönüştürülmüştür. Model .stl formatında dışa aktarılmıştır.

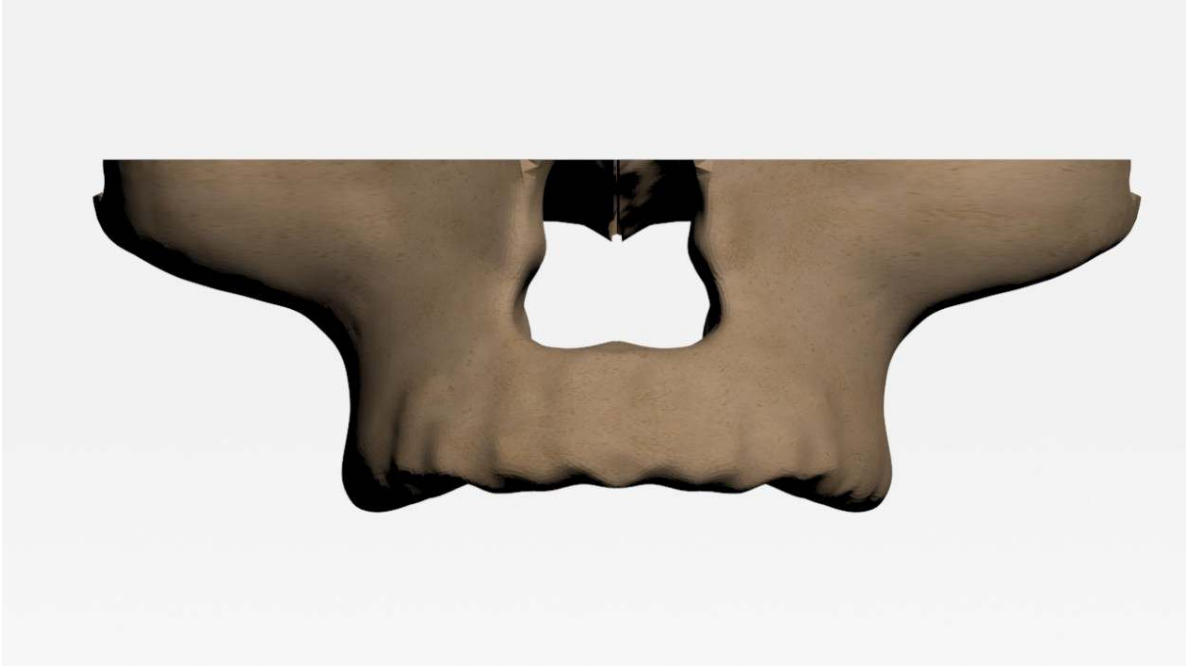
Üç boyutlu model ALTAIR Evolve (ALTAIR, Tory, MI, ABD) yazılımına aktarılmıştır ve burada uygun maksiller kortikal kemik (Şekil 3.1.) ve diş geometrisi modellenmiştir (Şekil 3.2.). Kalınlığı ayarlanan üç boyutlu maksiller kortikal kemiğin iç yüzeyi referans alınarak maksiller trabeküler kemik modellenmiştir (Şekil 3.3.). Dişlerin dış yüzeyi referans alınarak uygun kalınlıkta periodontal ligamentler modellenmiştir (Şekil 3.4.).



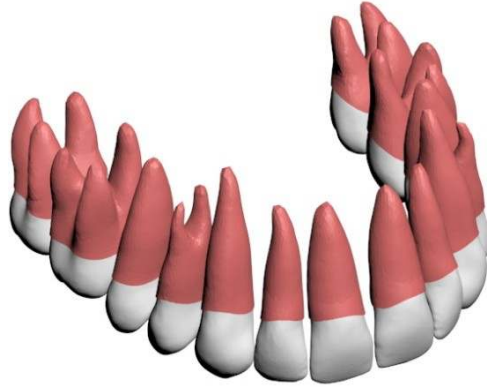
Şekil 3.1: Çalışmamızda kullanılan maksiller kemik modeli



Şekil 3.2: Çalışmamızda kullanılan dişlerin modellenmesi



Şekil 3.3: Çalışmamızda kullanılan maksiller trabeküler kemik modeli



Şekil 3.4: Çalışmamızda kullanılan periodontal ligamentin modellenmesi

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

3.1.2 Ankraj Aygıtları, Teller ve Braketlerin Modellenmesi

Çalışmada kullanılan mini plak, mini vida, braketler ve TPA Apareyi ürün kataloglarındaki ölçüler esas alınarak ALTAIR Evolve (ALTAIR, Tory, MI, ABD) yazılımında modellenmiştir.

Çalışmamızda, İnfracigomatik Krest Vidası (IZC) 2x12 mm paslanmaz çelik (OrthoBoneScrew®, Newton's A, Hsinchu, Tayvan), İnterradiküler (IR) vida 1.5x8 mm titanyum (OrthoBoneScrew®, Newton's A, Hsinchu, Taiwan) ve Zigoma Plağı ise bükülebilir paslanmaz çelik 3 delikli I plak (Tasarımmed, İstanbul, Türkiye) ve bu plağın fiksasyonu için kullanılan vidalar 2x7 mm titanyum kullanılarak modellenmiştir.

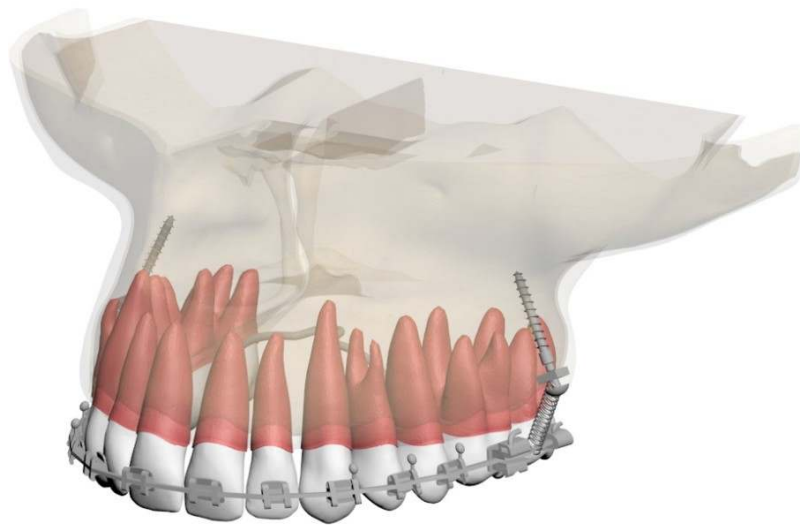
IZC Vida ve IR Vidanın, TRIOS 3 (3Shape, Kopenhag, Danimarka) Ağız İçi Tarama Cihazı ile tarama işlemi yapılmış. Elde edilen .stl formatındaki modellerin tersine mühendislik faaliyetleri ALTAIR Evolve (ALTAIR, Tory, MI, ABD) yazılımında yapılmıştır.

Modeller arasında kuvvet aktarımının sağlanabilmesi için ALTAIR Hypermesh (ALTAIR, Troy, MI, ABD) yazılımında mesh yapıları arasında uyumlandırma işlemi yapılmıştır.

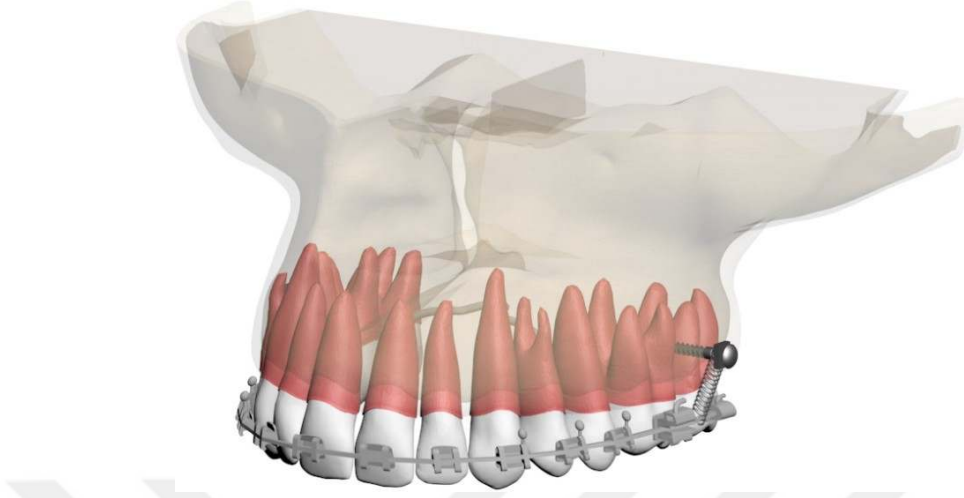
3.1.3 Çalışma Modellerinin Oluşturulması

Infrazigomatik krest (IZC) vidasının yerleştirilme bölgesi literatürde sıklıkla tercih edilen bölge olan üst 2. molar dişin mesial kısmı olacak ve vida oklüzal düzlemle 60° açı yapacak şekilde modellenmiştir (Şekil 3.5.) (93). İnterradiküler Vida (IR), üst 1. ve 2. molar dişlerin arasına mukogingival birleşim hizasında kemikle 90° açı yapacak şekilde modellenmiştir (Şekil 3.6.) (94). Zigoma plağı ise zigomatik buttress bölgesinde olacak şekilde modellenmiştir (Şekil 3.7.).

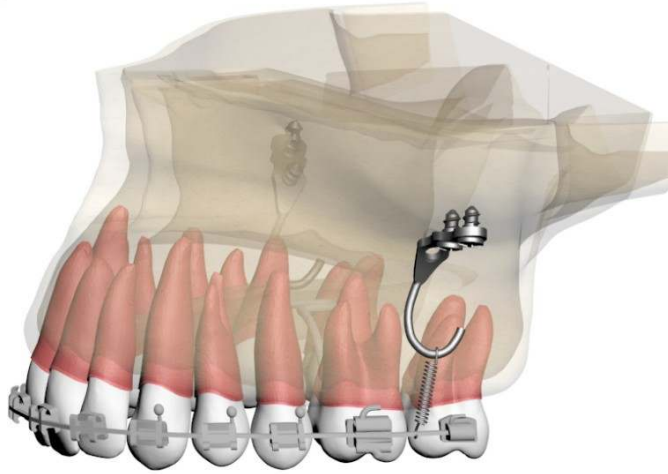
İskeletsel ankraj aygıtlarının yerleştirileceği dijital model arşivden randomize seçilen bir hasta CBCT'sinden modellenerek oluşturulmuştur. Infrazigomatik krest ve zigomatik buttress bölgesindeki kortikal kemik kalınlığı 1,58 mm, üst 1. molar distalinde interradiküler bölgedeki kortikal kemik kalınlığı 1,26 mm olacak şekilde modellenerek; geri kalan kısımlar süngerimsi kemik olarak oluşturulmuştur (95). Kortikal kemik kalınlıkları bulundukları anatomik bölgeye göre literatürdeki referans değerleri kullanılarak belirlenmiştir (95).



Şekil 3.5: Çalışmamızda kullanılan infrazigomatik krest vidası (IZC) modeli



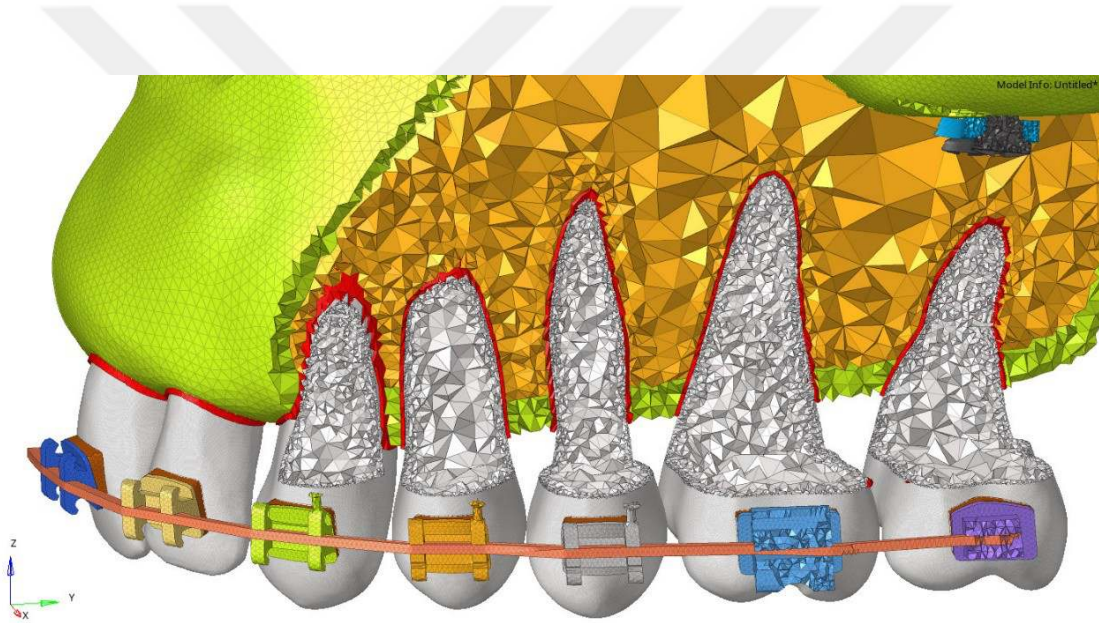
Şekil 3.6: Çalışmamızda kullanılan interradiküler (IR) vida modeli



Şekil 3.7: Çalışmamızda kullanılan zigoma plağı modeli

3.2 Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Matematiksel modeller, geometrik modellerin mesh adı verilen basit ve küçük parçalara bölünmesiyle oluşmaktadır. ALTAIR Evolve (ALTAIR, Tory, MI, ABD) yazılımında modelleme işlemi tamamlandıktan sonra modeller ALTAIR Hypermesh (ALTAIR, Tory, MI, ABD) yazılımıyla matematiksel olarak oluşturulup analize hazır hale getirilmiştir. Analizlerin yapılabilmesi için, ALTAIR Hypermesh (ALTAIR, Tory, MI, ABD) yazılımında hazırlanan modeller .fem formatında ALTAIR Optistruct (ALTAIR,Tory, MI, ABD) analiz programına aktarılmıştır (Şekil 3.8.).



Şekil 3.8: Çalışmamızda kullanılan yazılım üzerinde oluşturulan 3D model

3.3 Malzeme Tanımları

Analizlerde, elastisite modülü ve Poisson oranı verilen malzemelerin doğrusal (linear) malzeme özellikleri kullanılmıştır. Analizi yapılan modelin malzeme özellikleri ilgili literatür verileri referans alınarak sayısal olarak tanımlanmıştır (80). (Tablo 3.1.).

Tablo 3.1: Çalışmamızda analizi yapılan modellerin malzeme özellikleri

Malzeme	Elastisite Modülü [MPa]	Poisson Oranı
Kortikal Kemik	13700	0.26
Trabeküler Kemik	1370	0.3
Diş	20700	0.3
PDL	0.69	0.45
Titanyum (IR Vida)	110000	0.35
Paslanmaz Çelik (IZC Vida)	200000	0.3

3.4. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları,

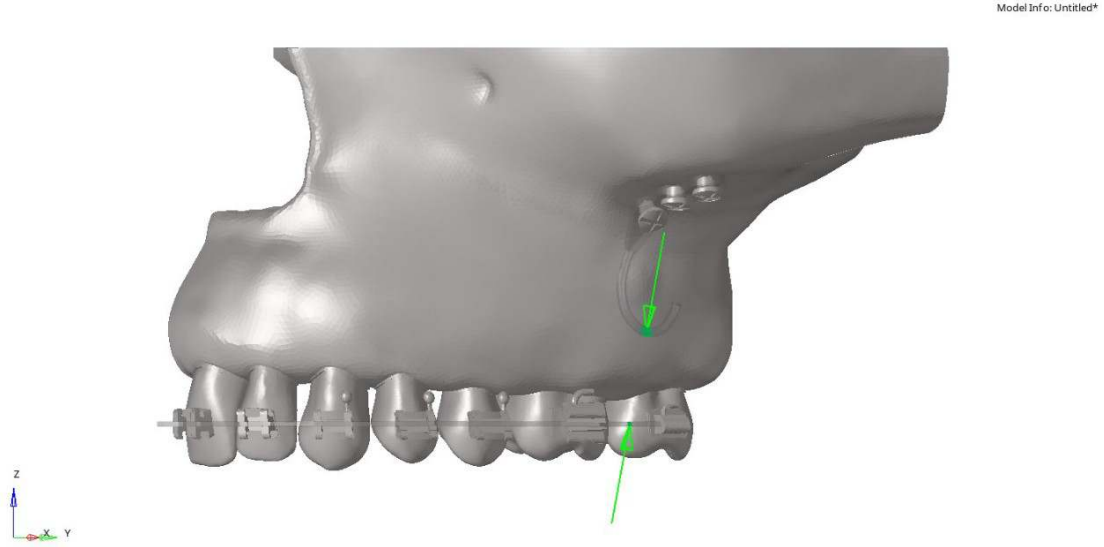
Çalışmada üç farklı ana model oluşturulmuştur. Bunlardan zigoma plağı modelinde kuvvet plağın kancasından tel üzerinde 1. molar ve 2.molar dişin arasında kalan bölgeye doğru (Şekil 3.9.), IZC vidası modelinde kuvvet IZC vidasından tel üzerinde 1. molar ve 2. molar dişler arasında kalan bölgeye doğru (Şekil 3.10.), IR vida modelinde ise kuvvet IR vidadan, tel üzerinde 1. molar ve 2. molar dişler arasında kalan bölgeye doğru uygulanmıştır (Şekil 3.11.).

Her üç model için 250 gf, 350 gf ve 450 gf olmak üzere üç farklı büyüklükte kuvvet yüklemesi yapılmıştır. Üç farklı yükleme koşulu altındaki üç model için toplamda dokuz nonlineer analiz gerçekleştirilmiştir.

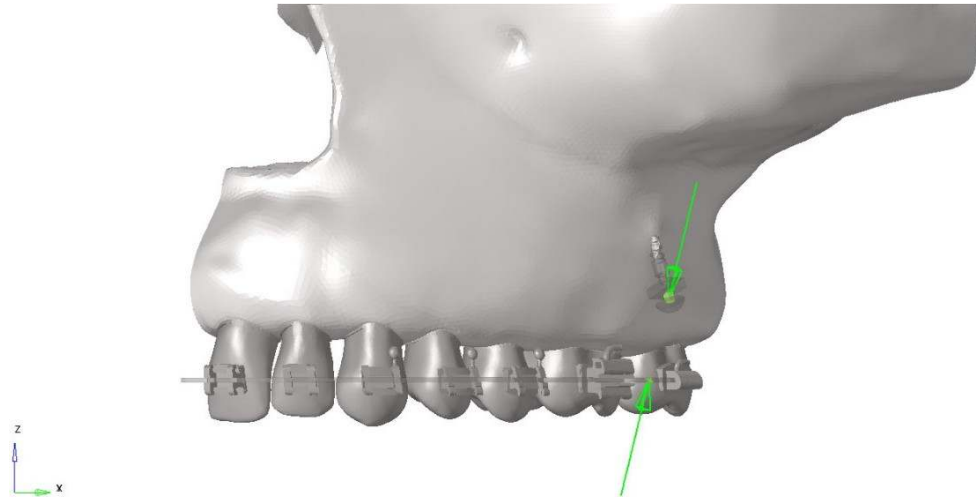
Yükleme tanımları uygulama bölgelerinde yer alan düğüm noktalarına dağıtılarak ilgili bölgelerde gerilme tekilliğinin önüne geçilmiştir. Modeller kortikal kemiğin üst bölgesinde bulunan düğüm noktalarından her üç eksenindeki hareketi engellenecek şekilde tüm serbestlik dereceleri kısıtlanarak sabitlenmiştir.

Modelde bulunan bütün parçalara; X eksen (koronal düzlemde sağ-sol doğrultusunda uzanan eksen) normalinde, Y-Z düzlemine (koronal düzlem) göre simetrik olacak şekilde sınır koşulu uygulanmıştır (Şekil 3.12).

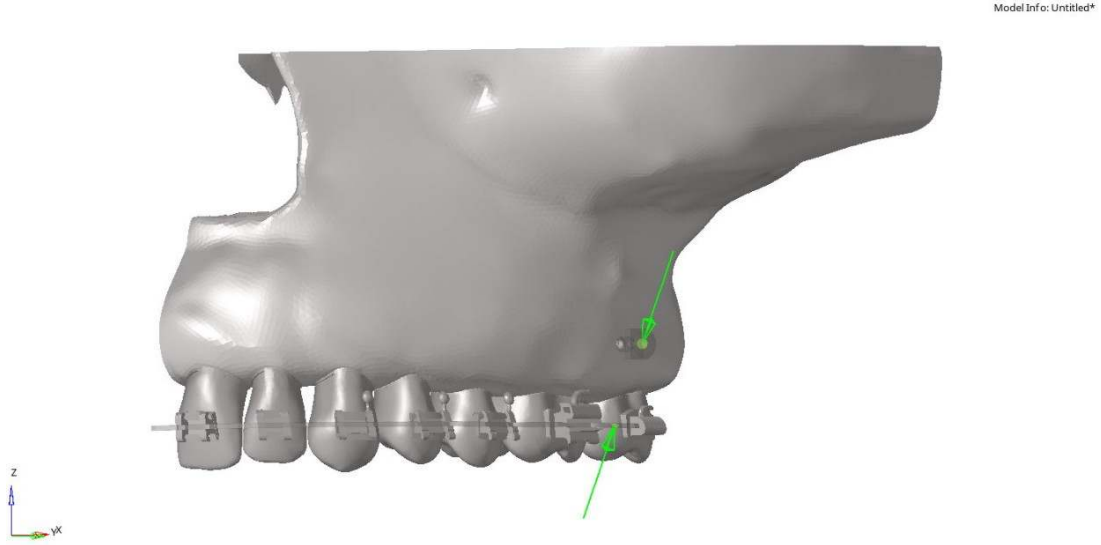
Yükleme Senaryoları:



Şekil 3.9: Zigoma plağından destek alınarak 1. molar ve 2. molar dişlerin arasındaki tel üzerinden vertikal yönlü intrüzyon kuvveti uygulaması

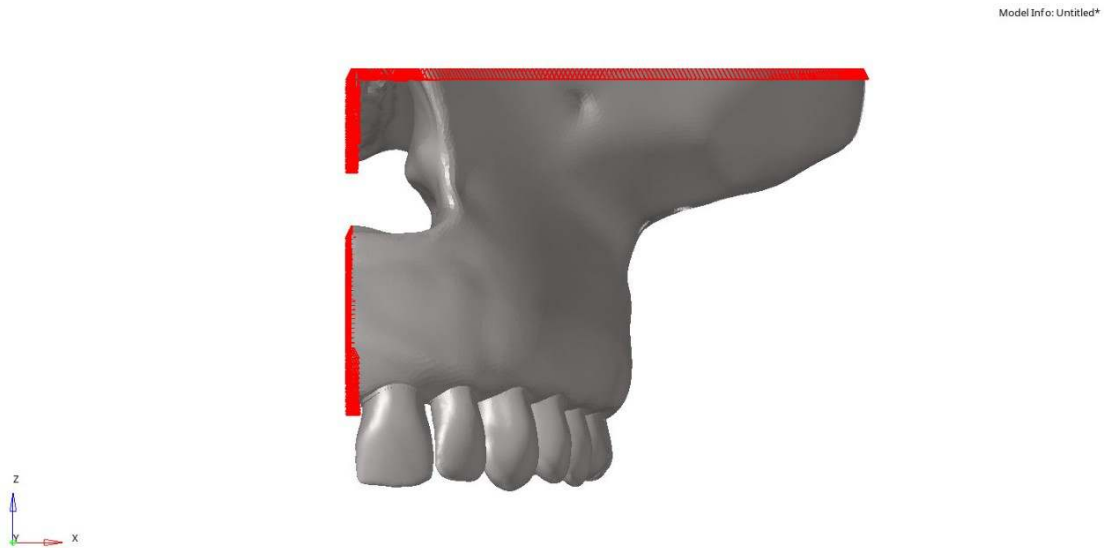


Şekil 3.10: İnfrazigomatik krest vidasından destek alınarak 1. molar ve 2. molar dişlerin arasındaki tel üzerinden vertikal yönlü intrüzyon kuvveti uygulaması



Şekil 3.11: İnterradiküler vidadan destek alınarak 1. molar ve 2. molar dişlerin arasındaki tel üzerinden vertikal yönlü intrüzyon kuvveti uygulaması

Sınır Koşulları:



Şekil 3.12: Modellerin sınır koşulları

3.5 Kuantitatif Model Bilgileri

Oluşturulan üç farklı analiz modeli için kullanılan kantitatif model bilgileri Tablo 3.2.' de paylaşılmıştır.

Tablo 3.2: Modellerin düğüm ve eleman sayısı

	Zigoma Plak Modeli	İnfrazigomatik Krest Vidası Modeli	İnterradiküler Vida Modeli
Total Düğüm Sayısı	759638	730172	725770
Toplam Eleman Sayısı	3058597	2943892	2927130

3.6 Sistemlerin Birleştirilmesi ve Kemik İmplant Bağlantı Durumu

Oluşturulan matematiksel modellerde analizlerin yapılabilmesi ve doğru sonuçların elde edilebilmesi için, modeli oluşturan parçaların birbirleriyle olan yüzey ilişkilerinin analiz programında tanımlanması gerekmektedir. Bunun için mini vida ile trabeküler & kortikal kemik, IZC vida ile trabeküler & kortikal kemik ve IR vida ile trabeküler & kortikal kemik temas bölgelerinde $\mu=0.37$ katsayılı nonlineer sürtünme kontağı tanımlanmıştır. Diğer tüm temas bölgeleri arasında ise FREEZE tipi hareketsiz kontak tanımı gerçekleştirilmiştir. Bu tanım parçaların hareketi esnasında tam korelasyon ile hareket ettiği varsayımına dayanmaktadır.

4. BULGULAR

Bu çalışmada, maksiller posterior bölgeye uygulanan intrüzyon kuvvetleri altında çevre kemik yapıda meydana gelen gerilmeler ile iskeletsel ankraj aygıtlarının vertikal, sagittal ve transversal yönlerdeki yer değiştirme miktarları sonlu elemanlar analizi kullanılarak değerlendirilmiştir.

Sonlu elemanlar analizinden faydalanılarak iskeletsel ankraj aygıtları ve çevre kemik yapı üzerinde oluşan Von Mises gerilmeleri, maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri ile iskeletsel ankraj aygıtlarında meydana gelen sagittal, vertikal ve transversal yönlerdeki yer değiştirme miktarları ölçülmüştür. İskeletsel ankraj aygıtlarında meydana gelen yer değiştirmeler X, Y ve Z eksenleri ile değerlendirilmiştir ve bunların bileşkesi toplam yer değiştirmeyi vermektedir.

Çalışmamızda incelediğimiz anatomik bölge yani maksiller posterior alveolar bölge dikkate alındığında;

+X yönü bukkal yönde hareketi

-X yönü palatinal yönde hareketi

+Y yönü posterior yönde hareketi

-Y yönü anterior yönde hareketi

+Z yönü yukarı yönlü (kranial) vertikal hareketi

-Z yönü aşağı yönlü (kaudal) vertikal hareketi belirtmektedir.

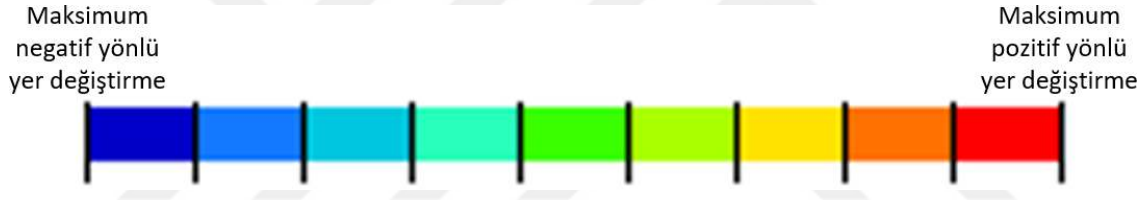
Sonlu elemanlar analizi değerlendirilirken renkli skalalardan faydalanılır. Skaladaki renk lacivertten kırmızıya doğru bir geçiş göstermektedir. Renk skalalarına göre Von Mises gerilmelerinin ölçümlerinde kırmızı renkli kısımlar maksimum asal gerilmenin (çekme gerilmesi) olduğu bölgeleri ifade ederken, lacivert renkli alanlar ise minimum asal gerilmenin (basma gerilmesi) olduğu bölgeleri göstermektedir.



Total yer değiştirmeyi gösteren görsellerde yine lacivertten kırmızıya doğru geçiş gösteren bir skala mevcuttur. Bu skalaya göre lacivert renk minimum total yer değiştirmeyi, kırmızı renk ise maksimum total yer değiştirmeyi ifade etmektedir.



Tek bir düzlemdeki (X, Y, Z) yer değiştirmeyi gösteren görsellerdeki skala total yer değiştirmeden biraz daha farklı yorumlanmaktadır. Bu görseller yorumlanırken kırmızı renk o düzlemdeki maksimum pozitif yönlü yer değiştirmeyi ifade ederken lacivert renk ise maksimum negatif yönlü yer değiştirmeyi ifade etmektedir.



Çalışmamızda elde edilen gerilme bulguları “N/mm²”, yer değiştirme bulguları ise “mm” cinsinden ifade edilmiştir.

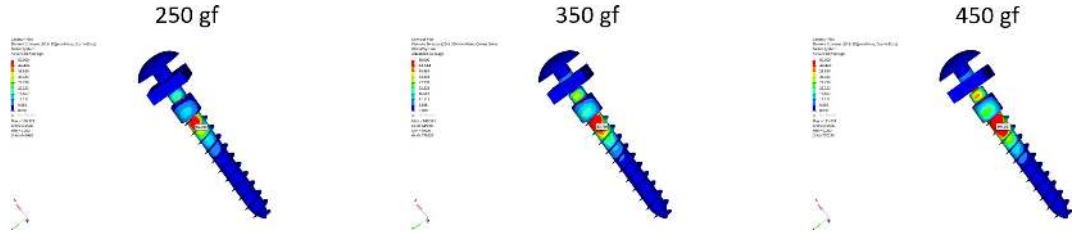
4.1. İnterradiküler Vida Modeline Ait Bulgular

Tablo 4.1: İnterradiküler vidadan destek alınarak maksiller posterior intrüzyon kuvveti uygulanan modelde kemik dokuda ve vida üzerinde yapılan ölçümlerin bulguları

	<i>250 gf</i>	<i>350 gf</i>	<i>450 gf</i>
Von Mises (N/mm²)	59.930	83.766	107.557
Total Yer Değiştirme (mm)	0.018	0.0251	0.0322
Maksimum Asal Gerilme (N/mm²)	4.81	6.88	9.00
Minimum Asal Gerilme (N/mm²)	-15.53	-21.91	-28.35
+X Yönünde Meydana Gelen Yer Değiştirme (mm)	820x10 ⁻⁵	1150x10 ⁻⁵	1470x10 ⁻⁵
-X Yönünde Meydana Gelen Yer Değiştirme (mm)	-829x10 ⁻⁵	-1160x10 ⁻⁵	-1490x10 ⁻⁵
+Y Yönünde Meydana Gelen Yer Değiştirme (mm)	28.9x10 ⁻⁵	41.8x10 ⁻⁵	54.8x10 ⁻⁵
-Y Yönünde Meydana Gelen Yer Değiştirme (mm)	-127x10 ⁻⁵	-178x10 ⁻⁵	-230x10 ⁻⁵
+Z Yönünde Meydana Gelen Yer Değiştirme (mm)	18.2x10 ⁻⁵	25.1x10 ⁻⁵	32.2x10 ⁻⁵
-Z Yönünde Meydana Gelen Yer Değiştirme (mm)	-1790x10 ⁻⁵	-2500x10 ⁻⁵	-3210x10 ⁻⁵

4.1.1 İnterradiküler Vida ve Kemikte Oluşan Gerilmeler

Uygulanan kuvvetler sonucunda interradiküler vida üzerinde meydana gelen Von Mises gerilmeleri Tablo 4.1 ve Şekil 4.1’de gösterilmiştir. Yapılan analiz sonuçlarına göre vida üzerindeki gerilmenin en fazla olduğu bölge vidanın kortikal kemikle temas halinde olduğu, vidanın ilk yivinin başladığı boyun bölgesi olarak tespit edilmiştir. Uygulanan kuvvetteki artış ile beraber maksimum gerilim miktarı beklenildiği gibi artmaktadır. Vidanın hemen kemiğin ilk dışında kalan kısmı her ne kadar maksimum gerilim bölgesine çok yakın olsa da bu bölgede gerilim ani olarak azalmaktadır.

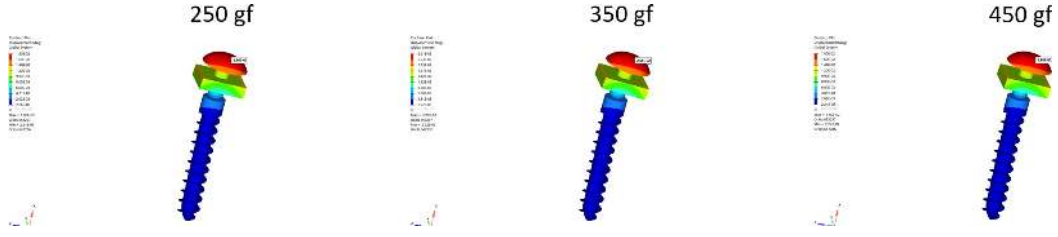


Şekil 4.1: İnterradiküler vidanın farklı intrüzyon kuvvetleri altındaki Von Mises gerilmeleri

Vida çevresindeki kemikte meydana gelen maksimum ve minimum asal gerilmeler Tablo 4.1’de gösterilmiştir. Yapılan analize göre maksimum asal gerilmeler (çekme gerilmeleri) vidanın hemen komşu distal ve mezial kemik kısmında gözlemlenmiştir. Vida aktif kuvvet tarafından ark teline doğru bir vertikal çekme kuvveti altında olduğu için vidanın inferiorunda kalan kemik kısımda çekme gerilimi değil basma gerilimi meydana gelmiştir. Çekme gerilimi maksimum asal gerilmeyi, basma gerilimi ise minimum asal gerilmeyi ifade ettiği için minimum asal gerilimin en yüksek olduğu yer vidanın hemen inferiorunda bulunan kemiktir. Kemik dokuda vidaya olan mesafe azaldıkça vidanın inferiorunda bulunan minimum asal gerilmeler kademeli olarak azalmaktadır.

4.1.2 İnterradiküler Vidada Meydana Gelen Yer Değişiklikleri

Uygulanan kuvvetler sonucunda interradiküler vidada meydana gelen total yer değişiklikleri Tablo 4.1 ve Şekil 4.2’de gösterilmiştir. Analizde total yer değiştirme ele alındığında vidanın kemik içinde kalan yivli kısmının yer değiştirmesinin en az olduğu tespit edilmiştir. Vidanın kemik dışında kalan kısmı kemikten uzaklaştıkça total yer değiştirme kademeli olarak artmaktadır. Vidanın kemiğe en uzak olan baş kısmı total yer değiştirmenin en çok gözlemlendiği noktadır. Uygulanan kuvvet ne kadar artarsa total yer değiştirmenin o kadar arttığı gözlemlenmektedir.



Şekil 4.2: İnterradiküler vidanın farklı intrüzyon kuvvetleri altındaki total yer değiştirmeleri

İnterradiküler vidanın X eksenindeki (bukkolingual yöndeki) yer değiştirmeleri Tablo 4.1’de gösterilmiştir. Yapılan analizlere göre X ekseninde en az hareket vidanın kemik içinde kalan yivli kısmında meydana gelmiştir ve dengeli bir dağılım göstermektedir. Vidanın kemik dışında kalan baş ve boyun kısmının oklüzal düzleme en yakın olan kısmı en çok palatinal yönde hareket eden kısımken, oklüzal düzleme en uzak olan kısmı ise en çok bukkal yönde hareket eden kısımdır. Kuvvet arttıkça X eksenindeki yer değiştirme miktarında artış gözlemlenmiştir.

İnterradiküler vidanın Y eksenindeki (anteroposterior yöndeki) yer değiştirmeleri Tablo 4.1’de gösterilmiştir. Yapılan analizlere göre Y ekseninde en az hareket vidanın kare boyun kısmının orta noktasında meydana gelmiştir. Vidanın kemik dışında kalan baş ve boyun kısmının oklüzal düzleme en yakın olan kısmı en çok posterior yönde hareket eden kısımken, oklüzal düzleme en uzak olan kısmı ise en çok anterior yönde hareket eden kısımdır. Kuvvet arttıkça Y eksenindeki yer değiştirme miktarında artış gözlemlenmiştir.

İnterradiküler vidanın Z eksenindeki (kraniokaudal yöndeki) yer değiştirmeleri Tablo 4.1’de gösterilmiştir. Yapılan analizlere göre Z ekseninde en az hareket vidanın kemik içinde kalan yivli kısmında meydana gelmiştir ve dengeli bir dağılım göstermektedir. Vidanın kemik dışında kalan baş ve boyun kısmı oklüzal düzleme doğru bir vertikal hareket yapmış ve en çok hareket vidanın en uç baş kısmında meydana gelmiştir. Kuvvet arttıkça Z eksenindeki yer değiştirme miktarında artış gözlemlenmiştir.

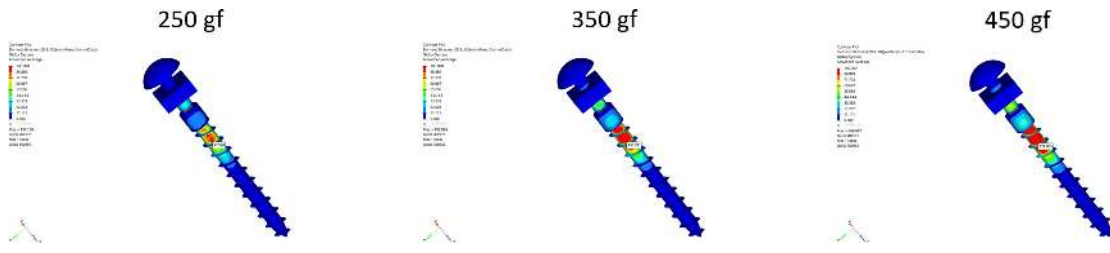
4.2 İnfrazigomatik Krest Vidası Modeline Ait Bulgular

Tablo 4.2: İnfrazigomatik krest vidasından destek alınarak maksiller posterior intrüzyon kuvveti uygulanan modelde kemik dokuda ve vidanın üzerinde yapılan ölçümlerin bulguları

	<i>250 gf</i>	<i>350 gf</i>	<i>450 gf</i>
Von Mises (N/mm2)	97.593	136.291	174.885
Total Yer Değiştirme (mm)	0.0255	0.0357	0.0458
Maksimum Asal Gerilme (N/mm2)	4.24	5.95	7.65
Minimum Asal Gerilme (N/mm2)	-16.23	-22.40	-28.49
+X Yönünde Meydana Gelen Yer Değiştirme (mm)	20.9×10^{-5}	27.9×10^{-5}	35.0×10^{-5}
-X Yönünde Meydana Gelen Yer Değiştirme (mm)	-2230×10^{-5}	-3120×10^{-5}	-4000×10^{-5}
+Y Yönünde Meydana Gelen Yer Değiştirme (mm)	42.1×10^{-5}	63.6×10^{-5}	85.9×10^{-5}
-Y Yönünde Meydana Gelen Yer Değiştirme (mm)	-18.5×10^{-5}	-29.3×10^{-5}	-40.8×10^{-5}
+Z Yönünde Meydana Gelen Yer Değiştirme (mm)	59.7×10^{-5}	82.1×10^{-5}	104.0×10^{-5}
-Z Yönünde Meydana Gelen Yer Değiştirme (mm)	-1860×10^{-5}	-2600×10^{-5}	-3340×10^{-5}

4.2.1 İnfrazigomatik Krest Vidası ve Çevre Kemikte Oluşan Gerilmeler

Uygulanan kuvvetler sonucunda infrazigomatik krest vidası üzerinde meydana gelen Von Mises gerilmeleri Tablo 4.2 ve Şekil 4.3’de gösterilmiştir. Yapılan analiz sonuçlarına göre vida üzerindeki gerilmenin en fazla olduğu bölge vidanın kortikal kemikle temas halinde olduğu, vidanın birinci ve ikinci yivinin başladığı boyun bölgesi olarak tespit edilmiştir. Uygulanan kuvvetteki artış ile beraber maksimum gerilim miktarı beklenildiği gibi artmaktadır. Vidanın hemen kemiğin ilk dışında kalan kısmı her ne kadar maksimum gerilim bölgesine çok yakın olsa da bu bölgede gerilim ani olarak azalmaktadır.

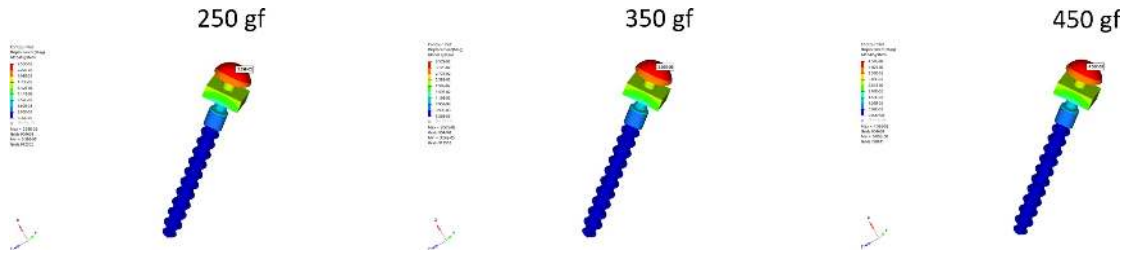


Şekil 4.3: İnfrazigomatik krest vidasının farklı intrüzyon kuvvetleri altındaki Von Mises gerilmeleri

Vida çevresindeki kemikte meydana gelen maksimum ve minimum asal gerilmeler Tablo 4.2’de gösterilmiştir. Yapılan analize göre maksimum asal gerilmeler (çekme gerilmeleri) vidanın hemen superioru yani vertikal olarak oklüzal düzleme uzak olan kemik kısmında gözlemlenmiştir. Vida aktif kuvvet tarafından ark teline doğru bir vertikal çekme kuvveti altında olduğu için vidanın inferiorunda kalan kemik kısımda çekme gerilimi değil basma gerilimi meydana gelmiştir. Çekme gerilimi maksimum asal gerilmeyi, basma gerilimi ise minimum asal gerilmeyi ifade ettiği için minimum asal gerilimin en yüksek olduğu yer vidanın hemen inferiorunda bulunan kemiktir. Kemik dokuda vidaya olan mesafe azaldıkça vidanın inferiorunda bulunan minimum asal gerilmeler kademeli olarak azalmaktadır.

4.2.2 İnfrazigomatik Krest Vidasında Meydana Gelen Yer Değişiklikler

Uygulanan kuvvetler sonucunda infrazigomatik krest vidasında meydana gelen total yer değişiklikler Tablo 4.2 ve Şekil 4.4’de gösterilmiştir. Analizde total yer değiştirme ele alındığında vidanın kemik içinde kalan yivli kısmının yer değiştirmesinin en az olduğu tespit edilmiştir. Vidanın kemik dışında kalan kısmı kemikten uzaklaştıkça total yer değiştirme kademeli olarak artmaktadır. Vidanın kemiğe en uzak olan baş kısmı total yer değiştirmenin en çok gözlemlendiği noktadır. Uygulanan kuvvet ne kadar artarsa total yer değiştirmenin o kadar arttığı gözlemlenmektedir.



Şekil 4.4: İnfrazigomatik krest vidasının farklı intrüzyon kuvvetleri altındaki total yer değiştirmeleri

İnfrazigomatik krest vidasının X eksenindeki (bukkolingual yöndeki) yer değiştirmeleri Tablo 4.2’de gösterilmiştir. Yapılan analizlere göre X ekseninde en az hareket vidanın kemik içinde kalan yivli kısmında meydana gelmiştir ve dengeli bir dağılım göstermektedir. Vidanın kemik dışında kalan baş ve boyun kısmının oklüzal düzleme en yakın olan kısmı en çok palatinal yönde hareket eden kısım olup; kemik dışında kalan tüm kısım palatinal yönde hareket etmiştir. Vidanı palatinal hareket eden baş ve boyun kısmı ele alındığında hareket miktarı kemikten uzaklaştıkça ve oklüzal düzleme yaklaştıkça artmaktadır. Kuvvet arttıkça X eksenindeki yer değiştirme miktarında artış gözlenmiştir.

İnfrazigomatik krest vidasının Y eksenindeki (anteroposterior yöndeki) yer değiştirmeleri Tablo 4.2’de gösterilmiştir. Yapılan analizlere göre Y ekseninde en az hareket vidanın kemik içinde kalan yivli kısmında meydana gelmiştir. Vidanın kemik dışında kalan baş ve boyun kısmının oklüzal düzleme en yakın olan kısmı en çok posterior yönde hareket eden kısımken, oklüzal düzleme en uzak olan kısmı ise en çok anterior yönde hareket eden kısımdır. Kuvvet arttıkça Y eksenindeki yer değiştirme miktarında artış gözlemlenmiştir.

İnfrazigomatik krest vidasının Z eksenindeki (kraniokaudal yöndeki) yer değiştirmeleri Tablo 4.2’de gösterilmiştir. Yapılan analizlere göre Z ekseninde en az hareket vidanın kemik içinde kalan yivli kısmında meydana gelmiştir ve dengeli bir dağılım göstermektedir. Vidanın kemik dışında kalan baş ve boyun kısmı oklüzal düzleme doğru bir vertikal hareket yapmış ve en çok hareket vidanın oklüzal düzleme en uzak olan baş kısmında meydana gelmiştir. Kuvvet arttıkça Z eksenindeki yer değiştirme miktarında artış gözlemlenmiştir.

4.3 Zigoma Plağı Modeline Ait Bulgular

Tablo 4.3: Zigoma plağından destek alınarak maksiller posterior intrüzyon kuvveti uygulanan modelde kemik dokuda ve vidanın üzerinde yapılan ölçümlerin bulguları

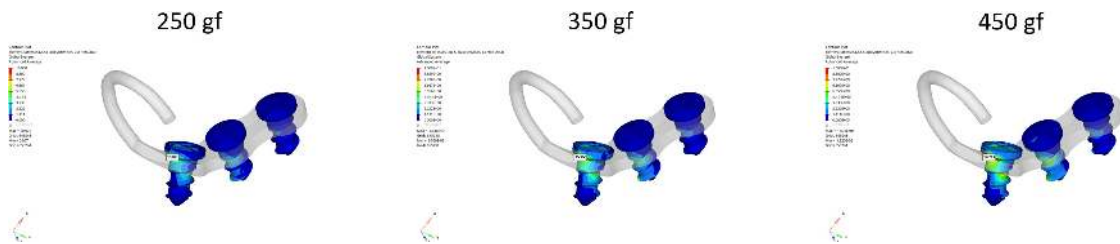
		250 gf	350 gf	450 gf
Von Mises (N/mm2)	1. Vida	10.971	15.360	19.749
	2. Vida	6.783	9.627	12.543
	3. Vida	1.619	2.242	2.852
Total Yer Değiştirme (mm)	1. Vida	49.4x10 ⁻⁵	68.7x10 ⁻⁵	87.8x10 ⁻⁵
	2. Vida	33.3x10 ⁻⁵	46.3x10 ⁻⁵	59.2x10 ⁻⁵
	3. Vida	12.8x10 ⁻⁵	17.8x10 ⁻⁵	22.7x10 ⁻⁵
Maksimum Asal Gerilme (N/mm2)		0.63	0.87	1.11
Minimum Asal Gerilme (N/mm2)		-1.38	-1.92	-2.47
+X Yönünde Meydana Gelen Yer Değiştirme (mm)	1. Vida	16.1x10 ⁻⁵	22.4x10 ⁻⁵	28.6x10 ⁻⁵
	2. Vida	11.2x10 ⁻⁵	15.6x10 ⁻⁵	20.0x10 ⁻⁵
	3. Vida	4.52x10 ⁻⁵	6.26x10 ⁻⁵	7.96x10 ⁻⁵
-X Yönünde Meydana Gelen Yer Değiştirme (mm)	1. Vida	-24.3x10 ⁻⁵	-34.0x10 ⁻⁵	-43.7x10 ⁻⁵
	2. Vida	-4.08x10 ⁻⁵	-56.7x10 ⁻⁵	-7.23x10 ⁻⁵
	3. Vida	-4.74x10 ⁻⁵	-6.61x10 ⁻⁵	-8.45x10 ⁻⁵
+Y Yönünde Meydana Gelen Yer Değiştirme (mm)	1. Vida	9.20x10 ⁻⁵	12.8x10 ⁻⁵	16.3x10 ⁻⁵
	2. Vida	0.114x10 ⁻⁵	0.0933x10 ⁻⁵	0.0417x10 ⁻⁵
	3. Vida	-0.440x10 ⁻⁵	-0.659x10 ⁻⁵	-0.898x10 ⁻⁵

Tablo 4.3 (Devam): : Zigoma plağından destek alınarak maksiller posterior intrüzyon kuvveti uygulanan modelde kemik dokuda ve vidanın üzerinde yapılan ölçümlerin bulguları

-Y Yönünde Meydana Gelen Yer Değişirme (mm)	1. Vida	-36.3×10^{-5}	-50.3×10^{-5}	-64.1×10^{-5}
	2. Vida	-10.9×10^{-5}	-15.0×10^{-5}	-19.1×10^{-5}
	3. Vida	-4.70×10^{-5}	-6.45×10^{-5}	-8.14×10^{-5}
+Z Yönünde Meydana Gelen Yer Değişirme (mm)	1. Vida	7.08×10^{-5}	9.79×10^{-5}	12.5×10^{-5}
	2. Vida	-13.4×10^{-5}	-18.7×10^{-5}	-24.1×10^{-5}
	3. Vida	-3.22×10^{-5}	-4.54×10^{-5}	-5.87×10^{-5}
-Z Yönünde Meydana Gelen Yer Değişirme (mm)	1. Vida	-40.7×10^{-5}	-56.7×10^{-5}	-72.6×10^{-5}
	2. Vida	-30.1×10^{-5}	-41.9×10^{-5}	-53.7×10^{-5}
	3. Vida	-11.4×10^{-5}	-15.9×10^{-5}	-20.4×10^{-5}

4.3.1 Zigoma Plağı Vidaları ve Çevre Kemikte Oluşan Gerilmeler

Uygulanan kuvvetler sonucunda zigoma plağı vidaları üzerinde meydana gelen Von Mises gerilmeleri Tablo 4.3 ve Şekil 4.5’de gösterilmiştir. Yapılan analiz sonuçlarına göre vidanın üzerindeki gerilmenin en fazla olduğu bölge oklüzal düzleme en yakın vidanın başının vertikal yönde oklüzal düzleme yakın kısmının zigoma plağının bukkal yüzüyle temas halinde olduğu bölge olarak tespit edilmiştir. Uygulanan kuvvetteki artış ile beraber maksimum gerilim miktarı beklenildiği gibi artmaktadır. Ortada bulunan ve oklüzal düzleme en uzakta bulunan vidaların kendi içindeki en fazla gerilme ise vidanın en apikalindeki yivin oklüzal düzleme yakın olan kısmında tespit edilmiştir.

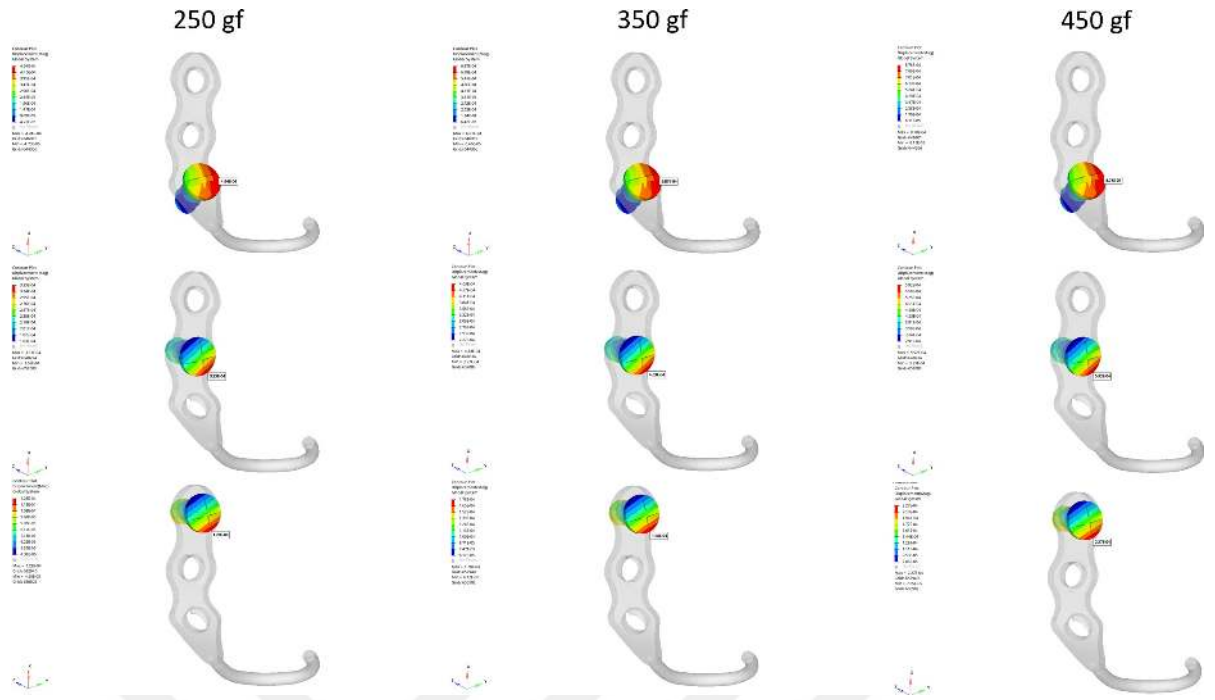


Şekil 4.5: Zigoma plağı vidalarının farklı intrüzyon kuvvetleri altındaki Von Mises gerilmeleri

Zigoma plağı çevresindeki kemikte meydana gelen maksimum ve minimum asal gerilmeler Tablo 4.3'de gösterilmiştir. Yapılan analize göre maksimum asal gerilmeler (çekme gerilmeleri) oklüzal düzleme en yakında bulunan vidanın vertikal yönde superior kısmında tespit edilmiştir. Vida aktif kuvvet tarafından ark teline doğru bir vertikal çekme kuvveti altında olduğu için vidanın inferiorunda kalan kemik kısımda çekme gerilimi değil basma gerilimi meydana gelmiştir. Çekme gerilimi maksimum asal gerilmeyi basma gerilimi ise minimum asal gerilmeyi ifade ettiği için minimum asal gerilimin en yüksek olduğu yer oklüzale en yakında bulunan vidanın hemen inferiorunda bulunan kemiktir. Kemik dokuda vidaya olan mesafe azaldıkça vidanın inferiorunda bulunan minimum asal gerilmeler kademeli olarak azalmakta ve basma gerilmeleri kemik üzerinde oklüzal düzleme doğru geniş bir alana yayılmaktadır.

4.3.2 Zigoma Plağı Vidalarında Meydana Gelen Yer Değişiklikler

Uygulanan kuvvetler sonucunda zigoma plağı vidalarında meydana gelen total yer değişiklikler Tablo 4.3 ve Şekil 4.6'da gösterilmiştir. Analizde total yer değiştirme ele alındığında vidaların kemik içinde kalan yivli kısmının yer değiştirmesinin en az olduğu tespit edilmiştir. Vidaların kemik dışında kalan kısmı kemikten uzaklaştıkça total yer değiştirme kademeli olarak artmaktadır. Oklüzal düzleme en yakın olan vidanın kemiğe en uzak olan baş kısmının en distal noktası total yer değiştirmenin en çok gözlemlendiği noktadır. Ortada bulunan ve oklüzal düzleme en uzakta bulunan vidaların kendi içindeki en fazla total yer değiştirme ise ortadaki vidada daha fazla olmak üzere vidaların baş kısmının kemiğe en uzak olan bölümünün distal ve kaudal köşesidir. Uygulanan kuvvet ne kadar artarsa tüm vidalar için total yer değiştirmenin o kadar arttığı gözlemlenmektedir.



Şekil 4.6: Zigoma plağı vidalarının farklı intrüzyon kuvvetleri altındaki total yer değiştirmeleri

Zigoma plağı vidalarının X eksenindeki (bukkolingual yöndeki) yer değiştirmeleri Tablo 4.3’de gösterilmiştir. Yapılan analizlere göre X ekseninde en az hareket oklüzal düzleme en uzak olan vidanın baş kısmının plak ile temas eden iç yüzünün superiorunda gözlemlenmiştir. Oklüzale en yakın vidanın kemik dışında kalan baş kısmının oklüzal düzleme en yakın olan kısmı en çok palatinal yönde hareket eden kısımdır. Vidanınpalatinal hareketi baş kısmında ve oklüzal düzleme yaklaştıkça artmaktadır. X ekseninde en çok bukkale hareket olan nokta ise oklüzal düzleme en yakın olan vidanın kemik içinde kalan 3 yivden oluşan yivli kısmının ortadaki yivinin oklüzal düzleme en uzak olduğu noktadır. Kuvvet arttıkça X eksenindeki yer değiştirme miktarında artış gözlemlenmiştir.

Zigoma plağı vidalarının Y eksenindeki (anteroposterior yöndeki) yer değiştirmeleri Tablo 4.3’de gösterilmiştir. Yapılan analizlere göre Y ekseninde en az hareket oklüzal düzleme en yakın vidanın ve ortadaki vidanın kemik içinde kalan 3 yivden oluşan yivli kısmının ortadaki yivinin oklüzal düzleme en uzak olduğu noktada meydana gelmiştir. Oklüzal düzleme en yakın vidanın kemik dışında kalan baş kısmının oklüzal düzleme en yakın olan bölümü en çok posterior yönde hareket eden kısımken, oklüzal düzleme en uzak olan kısmı ise en çok anterior yönde hareket eden kısımdır. Kuvvet arttıkça Y eksenindeki yer değiştirme miktarında artış gözlemlenmiştir.

Zigoma plağı vidalarının Z eksenindeki (kraniokaudal yöndeki) yer değiştirmeleri Tablo 4.3’de gösterilmiştir. Yapılan analizlere göre Z ekseninde en az hareket oklüzal düzleme en yakın vidanın kemik içinde kalan 1. ve 2. yivinin inferior ve mezial köşesinde meydana gelmiştir. Tüm vidaların kemik dışında kalan baş kısımları oklüzal düzleme doğru bir vertikal hareket yapmış ve en çok hareket oklüzal düzleme en yakın vidanın baş kısmının oklüzal düzleme en uzak olan noktasının distal kısmında meydana gelmiştir. Kuvvet arttıkça Z eksenindeki yer değiştirme miktarında artış gözlemlenmiştir.



5. TARTIŞMA

5.1 Amacın Değerlendirilmesi

Ortodontik tedavide intrüzyon hareketi, vertikal kesici diş ilişkilerini iyileştirmek, diş eti hattını düzenleyebilmek, sarkık dişleri düzenlemek, posterior dişlerin intrüzyonu ile ön açık kapanışı ve anterior dişlerin intrüzyonu ile derin kapanışı tedavi etmek gibi amaçlarla kullanılan bir diş hareket şeklidir (96).

Posterior intrüzyon, molar dişlerinin çok köklü olması nedeniyle ortodontik tedavide en zor elde edilen diş hareketlerinden biridir. İntrüzyon, daha uzun bir tedavi süresinin yanı sıra daha fazla alveolar kemik reaksiyonu gerektirir (97). Bu nedenle posterior intrüzyon hareketinde bir ek ankraj mekaniği olmadan klasik sabit ortodontik tedavi yaklaşımı çoğu zaman yetersiz kalabilmektedir. Posterior dişler sadece braketlerle intrüze edilmek istendiğinde anterior dişler ankraj ünitesi görevi görece ve ekstrüze olacak şekilde hareket etmek isteyeceklerdir. Hem posterior dişlerin ankraj değerlerinin anterior dişlerden daha yüksek olması hem de ekstrüzyon hareketinin intrüzyon hareketine kıyasla daha kolay gerçekleşen bir hareket olması anterior dişlerde ankraj kaybına sebep olacak ve posterior intrüzyon hareketi istenildiği gibi gerçekleşmeyecektir (98, 99).

Ortodontik tedavide ankraj gereksiniminin fazla olduğu durumlarda son yıllarda sıklıkta iskeletsel ankrajdan faydalanılmaktadır. Günümüz ortodontik tedavisinde en sık kullanılan iskeletsel ankraj aygıtları interradiküler mini vidalardır (100).

İnterradiküler vidanın avantajları:

- Kolay uygulanabilirlik
- Görece düşük maliyet
- Birçok farklı anatomik bölgede uygulanabilirlik

İnterradiküler vidanın dezavantajları:

- Rotasyonel instabilite
- Vida kırılmaları
- Mukoza irritasyonu
- Çoğunlukla kök aralarına yerleştirilmelerinden dolayı dişlerde hareket kısıtlılığına veya kök hasarına sebep olabilmeleri olarak sıralanmaktadır (100).

İnterradiküler vidaların stabilitesini en çok etkileyen faktörlerden biri uygulama bölgesindeki kortikal kemik kalınlığıdır. Özellikle maksillanın tüber bölgesine yaklaştıkça kortikal kemik kalınlığı azaldığı için vidaların kaybedilme ihtimali artmaktadır. Bu bölgeye ait vida kayıp oranı %26.3 olarak bildirilmiştir (101).

Çalışmamızda günümüz ortodonti pratiğinde en kolay ve en sık uygulanan iskeletsel ankraj aygıtı olduğu için interradiküler vidalara özellikle yer verilmiştir. Posterior intrüzyon söz konusu olduğunda, interradiküler vidalar ideal kuvvet vektörü oluşturulabilmesi için maksillanın posteriorundaki molar dişlerin arasına yerleştirilmektedir. Maksillanın posterior bölgesindeki kortikal kemiğin görece az kalın olması ve birden fazla dişin aynı anda intrüzyonu için yüksek kuvvetlere ihtiyaç duyulması düşünüldüğünde ortodontistler maksiller posterior dişlerin intrüzyonu için daha düşük kayıp ihtimali olan iskeletsel ankraj aygıtlarını tercih edebilmektedirler.

Zigoma plakları, maksillada ankraj elde etmek için kullanılan en stabil iskeletsel ankraj aygıtlarıdır.

Eroğlu ve ark. (102) yaptıkları çalışmada zigoma plaklarından destek alınarak yapılan maksiller kanin ve blok halinde posterior dişlerin distalizasyonu sırasında zigoma plaklarının sağ kalım oranlarını incelemişlerdir. Çalışmada 74 adet zigoma plağı değerlendirilmiş ve sağ kalım oranı %98.6 olarak tespit edilmiştir.

Zigoma plaklarının avantajları:

- Düşük kayıp riski
- Diş köklerine uzak olduğu için diş hareketlerine engel teşkil etmeme
- Farklı diş hareketleri için farklı şekillerde üretilebilmesi
- Bükülebilir olma

Zigoma plaklarının dezavantajları

- Yerleştirilebilmeleri için cerrahi prosedüre ihtiyaç olması

olarak sıralanmaktadır (7).

İskeletsel ankraj aygıtı kullanımında ortodontistler için en can sıkıcı durumlardan biri aygıtın stabilitesini kaybetmesidir. Zigoma plaklarının stabilitesi düşünüldüğünde her ne

kadar ortodontistler için ankraj amaçlı kullanımları cazip olsa da ekstra cerrahi prosedür gereksinimi tercih hususunda demotive bir edici faktördür. Literatüre göre posterior intrüzyon amacıyla kullanılan iskeletsel ankraj aygıtları arasında en yüksek sağ kalım oranının zigoma plaklarına ait olduğu görüldüğünden çalışmamızda özellikle zigoma plaklarına da yer verilmiştir.

Chang ve ark. (103) yaptıkları çalışmada mandibular bukkal shelf bölgesine yerleştirdikleri ekstra alveolar vidaların, şiddetli maloklüzyonların tedavi edilmesinde stabil bir ankraj kaynağı olarak kullanılabileceğini bildirmişlerdir.

Daha uzun ve daha geniş çaplı olan bu tür ekstra alveoler vidalar infrazigomatik krest bölgesinde de kullanılabilmektedir (61).

Chang ve ark. (93) infrazigomatik krest bölgesine yerleştirilen ekstra alveolar vidaların sağ kalımlarını incelemişlerdir. Çalışmada 772 vida için sağ kalım oranı %93.7 olarak tespit edilmiştir.

Infrazigomatik krest vidasının avantajları:

- Düşük kayıp riski
- Diş köklerine uzak olduğu için diş hareketlerine engel teşkil etmemesi.
- Cerrahi prosedüre ihtiyaç olmaması

olarak sıralanmaktadır (60).

Ekstra alveolar vidaların cerrahi bir prosedüre ihtiyaç duymaması ve diğer ankraj aygıtlarına kıyasla haklarında literatürde daha az çalışma olması nedeniyle çalışmamızda infrazigomatik krest vidasına da yer verilmiştir.

İskeletsel ankraj aygıtlarında meydana gelen devrilme ve bu durumun kemikte yarattığı stres ortodontik tedavinin başarısında önem teşkil etmektedir. Kullanılan aygıtın yerleştirildiği anatomik bölge ve yerleştirilen aygıtın tasarımı ile oluşan stresi ve devrilmeyi önemli ölçüde etkilediği için çalışmamızda farklı aygıtların bu parametreler üzerine etkisi değerlendirilmiştir.

Literatürde çalışmamızda yer alan iskeletsel ankraj aygıtlarının kemikte yarattığı stresi inceleyen birçok çalışma bulunsa bile bu aygıtları posterior intrüzyon esnasında aynı

biyomekanik koşullar altında birbiriyle kıyaslayan bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu bilgiler ışığında posterior intrüzyon amacıyla yerleştirilen farklı iskeletsel ankraj aygıtlarında ve aygıt etrafındaki kemikte farklı kuvvetler altında oluşan stres ve aygıtlardaki eğilme/devrilme miktarının değerlendirilmesi ve bu doğrultuda bu bölgede kullanılabilecek en doğru iskeletsel ankraj aygıtının belirlenmesine ihtiyaç duyulmaktadır. Çalışmamız; bu konuyu kapsamlı bir şekilde inceleyerek literatüre ve ortodonti kliniğine katkı sunmayı amaçlamaktadır.

5.2 Gereç ve Yöntemin Değerlendirilmesi

Çalışmamızda üç farklı iskeletsel ankraj aygıtı ve 3 farklı kuvvet uygulaması sonucu; iskeletsel ankraj aygıtları ve çevre kemik dokuda oluşan stres ve aygıtlarda meydana gelen hareketler sonlu elemanlar analizi tekniği kullanılarak değerlendirilmiştir.

Posterior diş intrüzyonu, open bite tedavisinde ve karşıt dişin kaybına bağlı olarak sarkmış molarların tedavisinde kullanılan en önemli diş hareketlerinden biridir. Posterior dişlerin intrüzyonu söz konusu olduğunda ortaya çıkan yüksek ankraj ihtiyacına bağlı olarak son yıllarda sıklıkla iskeletsel ankraj aygıtlarından destek alınmaktadır. İntrüze edilecek diş sayısına ve ankraj gereksinimine göre tercih edilebilecek kuvvet ve ankraj aygıtı değişebilmektedir (31).

Park ve ark. (104), mini vida destekli posterior diş intrüzyonu yaptıkları çalışma sonucunda molar dişlerin intrüzyonu söz konusu olduğunda ideal kuvvetin diş başına 150-200 gram olduğunu belirtmişlerdir.

Sugawara ve ark. (6), iskeletsel ankraj destekli posterior diş intrüzyonunun dentoalveolar etkilerini inceledikleri çalışmalarında, segmental posterior intrüzyon için ideal kuvvetin toplam 100-500 gram arasında olduğunu belirtmişlerdir.

Tasanapanont ve ark. (105), segmental posterior diş intrüzyonunun biyokimyasal ve klinik özelliklerini değerlendirdikleri çalışmada, segmental posterior intrüzyon için toplam 200-400 gram kuvvetin uygun olduğunu belirtmişlerdir.

Kato ve ark. (106), yaptıkları çalışmada segmental posterior diş intrüzyonunun başarılı ve fizyolojik olabilmesi için en uygun kuvvetin toplam 300 gram olduğunu belirtmişlerdir.

Çalışmamızda mevcut literatür göz önünde bulundurularak birbirinden farklı her 3 aygıtın FEM modelinde 250, 350, 450 gram olmak üzere 3 farklı şiddette kuvvet uygulanmıştır.

İskeletsel ankraj aygıtları aynı biyomekanik planlamayla farklı anatomik bölgelere yerleştirilebilir. Yerleştirilen bölgeye ait kortikal kemik kalınlığı, mukozal irritasyon riski, uygulama kolaylığı gibi faktörler ışığında uygulama noktası seçilmektedir. (lit no)

Park ve ark. (104), yaptıkları çalışma sonucunda posterior intrüzyon amacıyla yerleştirilen interradiküler vidaların mukongingival bileşkede oklüzal düzlem ile 90 derece açı yapacak şekilde yerleştirilmesini önermişlerdir.

Literatürde yapılan birçok çalışmaya göre interradiküler vidaların yerleştirme açısının stabiliteye olan etkisi ile ilgili bir fikir birliği bulunmamaktadır. Bazı çalışmalar açının artışının stabiliteyi azalttığını (107, 108), bazı çalışmalar ise arttırdığını (109, 110) ortaya koymuştur.

Golshah ve ark. (111), maksillanın posterior bölgesine 45 ve 90 derecelik açılarla yerleştirilen 50 adet interradiküler vidanın sağ kalım oranlarını değerlendirmiştir. Elde edilen sonuçlara göre iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Çalışmamızda posterior segmental intrüzyonun etkin bir şekilde yapılabilmesi için intrüzyon kuvveti vektörünün 1. ve 2. molar dişlerin arasından geçmesi tasarlanmıştır. Bu nedenle FEM modelinde interradiküler vida 1. ve 2. molar dişlerin arasında, literatürde önerildiği gibi mukongingival bileşkeye yerleştirilmiştir. Yerleştirme derecesi ile ilgili farklı görüşler olması nedeniyle klinik uygulamada en çok tercih edilen 90 derecelik yerleştirme açısı tercih edilmiştir. Bununla birlikte ileride yapılacak FEM çalışmalarında farklı açılarda yerleştirilen vidalarda stresin ve devrilmenin değerlendirilmesi literatüre katkı sağlayacaktır.

Literatürdeki çalışmaların birçoğu zigoma plağının yerleşiminde zigomatik buttress bölgesini önermektedir (25).

Veziroglu ve ark. (112), zigoma plağının stabilitesini inceledikleri FEM çalışmasında uygun yerleştirme bölgesi olarak zigomatik buttress bölgesini belirtmişlerdir.

De Clerck ve ark. (113), yaptıkları çalışmada zigoma plağı için uygun yerleştirme bölgesi olarak zigomatik buttress bölgesini kullanmışlardır.

Çalışmamızda da literatüre uygun olarak zigomatik buttress bölgesi FEM modelinde zigoma plağının yerleştirilme alanı olarak belirlenmiştir. Zigoma plaklarının tasarımlarına göre kullanılabilecek vida sayısı ve plağın şekli değişebilmektedir. Vida sayısının ve plak şeklinin stres ve devrilme üzerinde önemli değişikliklere sebep olabileceği düşünüldüğünde bizim FEM çalışmamız zigoma plaklarının farklı tasarımlarında gözlenen stres ve devrilmenin kıyaslanması açısından bilgi vermemektedir.

Murugesan ve ark. (114), yaptıkları CBCT çalışmasında infrazigomatik krest bölgesinin kortikal kemik kalınlığını ve infrazigomatik krest vidasının en uygun implantasyon bölgesini değerlendirmişlerdir. Çalışma sonuçlarına göre infrazigomatik krest vidasının sagittal yönde 1. ve 2. molar dişlerin arasında 2. molar dişin meziobukkal kökü hizasında yerleştirilmesini önermişlerdir.

Chang ve ark. (93), yaptıkları çalışmanın sonucunda infrazigomatik krest vidasının 1. ve 2. molar dişler arasına ve final pozisyonda oklüzal düzlem ile 60-70 derece yapacak şekilde yerleştirilmesini önermişlerdir.

Çalışmamızda FEM modelinde infrazigomatik krest vidası mevcut literatür göz önünde bulundurularak sagittal yönde 1. ve 2. molar dişlerin arasında, 2. molar dişin meziobukkal kökü hizasında, oklüzal düzlem ile 60 derece açı yapacak şekilde yerleştirilmiştir. Gelecek FEM çalışmalarında farklı açılarda ve farklı konumlarda da yerleştirilmiş infrazigomatik krest vidalarının değerlendirilmesi literatür için fayda sağlayabilecektir.

Umemori ve ark. (25), yaptıkları çalışmada titanyum mini plak destekli maksiller veya mandibüler posterior intrüzyon esnasında dişlerin bukkale tippingini önleyebilmek amacıyla lingual ark veya transpalatal ark kullanmışlardır.

Kumar ve ark. (115), tek bir ankraj noktasından destek alınarak yapılan maksiller posterior intrüzyon esnasında bukkolingual tippingi engellemek amacıyla transpalatal ark kullanımının önemini vurgulamışlardır.

Çalışmamızda kullanılan tüm iskeletsel ankraj üniteleri maksiller posterior dişlerin direnç merkezlerinin bukkalinde kalmaktadır. Bu nedenle uygulanan kuvvetin posterior dişlerde bukkal doğrultuda bir tipping hareketine sebep olabileceği öngörülmektedir. Maksiller posterior intrüzyon hareketinin çoğu zaman ön açık kapanış tedavisinde tercih

edilen bir diş hareketi olduğu ve maksiller posterior dişlerin bukkale tippinginin bu dişlerin palatinal cusplarında sarkmaya sebep olacağı, bu durumun ise ön açık kapanışı şiddetlendirebileceği göz önünde bulundurulmuştur. Bu nedenle çalışmamızdaki tüm FEM modellerinde literatür göz önünde bulundurularak 1. molar dişleri birbirine bağlan bir transpalatal ark yerleştirilmiştir. Buna alternatif olarak gelecekte yapılacak FEM çalışmalarında palatal bölgeye yerleştirilen bir vidadan da destek alınarak bu tipping etkisi giderilebilir ve palatal vidaların yarattığı stres ve vidalar üzerindeki devrilmeler değerlendirilebilir.

Çalışmamızın tüm modellerinde 0.018 slot braketler ile 0.017 x 0.025 paslanmaz çelik ark teli modellenmiştir. Kemikteki ve iskeletsel ankraj aygıtındaki stresin ve aygıtlardaki devrilmenin analizinin sağlıklı yapılabilmesi için ark telinin braket slotu içerisinde sabit duracak şekilde modellenmesi sağlanmıştır. Bu nedenle braket içerisindeki ark telinin hareket etme payı göz ardı edilmiş ve slotu tamamen doldurduğu varsayılacak boyutlarda kalın bir tel tercih edilmiştir.

Sonlu elemanlar analiz yöntemi ilk kez 1956 yılında uçak endüstrisinde kullanılmıştır ve günümüzde mühendislik alanında sıkça tercih edilen bir analiz yöntemidir. Yöntem bugün çoğunlukla ortopedi olmak üzere tıp, diş hekimliği, uçak mühendisliği, inşaat mühendisliği, petrol mühendisliği vb. alanlarda yaygın olarak kullanılmaktadır (116).

Çalışmamızda kullanılan sonlu elemanlar analiz yöntemi, karmaşık fiziksel özelliklere ve görece büyük boyutlara sahip yapılarda oluşan stresi (gerilmeyi) ve yer değiştirmeyi hassas bir şekilde ve nicel olarak ortaya koyabilen bir analiz yöntemidir(117). Bu nedenle çalışmamızda karmaşık yapıları detaylı şekilde modelleyebilmek, anatomik yapıların fiziksel özelliklerini gerçekçi bir şekilde yansıtabilmek ve birçok farklı senaryoya ait modelleri gerçekçi bir şekilde analiz edebilmek için sonlu elemanlar analiz yöntemi tercih edilmiştir.

Literatürde iskeletsel ankraj aygıtlarındaki gerilmeyi değerlendirebilmek için Von Mises gerilimi, kemik üzerindeki gerilmeyi ve sıkışmayı değerlendirebilmek için ise maksimum asal ve minimum asal gerilme değerleri kullanılmıştır (118). Bu çalışmalar rehber alınarak bizim çalışmamızda da, aynı amaçlarla Von Misses gerilimi, minimum asal gerilme ve maksimum asal gerilme kullanılmıştır.

5.3 Bulguların Değerlendirilmesi

Çalışmamızda kullanılan bütün iskeletsel ankraj aygıtlarına ait oluşturulan modellerde en yüksek gerilmeler her zaman vidaların boyun bölgesinde gözlemlenmiştir.

Bir cisme kuvvet uygulandığında cisim uygulanan kuvvet doğrultusunda hareket etmek isteyecektir. Eğer cisim kuvvet doğrultusunda hareket etmiyorsa cismin üzerinde ters yönlü bir tepki kuvveti oluşması gerekmektedir (82). Oluşturduğumuz senaryolarda ankraj aygıtları üzerine aygıtları oklüzal düzleme doğru hareket ettirmeye çalışacak yönde bir kuvvet gelmektedir. Ankraj aygıtlarının oklüzal düzleme doğru hareket etme eğilimini durduran şey ise kemik tarafından oluşturulan oklüzal düzleme zıt yönlü tepki kuvvetidir. Ankraj aygıtının kemik içinde kalan kısmı boyunca ortodontik çekme kuvvetine zıt yönde bir tepki kuvveti aygıtı etki etmektedir. Ancak ankraj aygıtının kemik dışında kalan kısmının hareketini engellemek isteyecek destek bir yapı olmadığı için bu kısım üzerinde hareketi engelleyici bir tepki kuvveti oluşmamaktadır. Bu nedenle ankraj aygıtlarının kemik içerisinde kalan kısmının hareketi çok azken kemik dışında kalan kısmında kemikten uzaklaştıkça artan ve kuvvet doğrultusunda olan bir yer değiştirme görülmektedir. Yer değiştirmenin artmaya başladığı ilk nokta aygıtların kemik desteğinden mahrum kaldığı ilk noktadır. Vidaların kemik içerisindeki pozisyonları düşünüldüğünde vidaların kemik desteğinden mahrum kaldığı ilk nokta vidaların boyun kısmına ya da 1. yivin bulunduğu kısma denk gelmektedir. Bu nedenle aygıtlar üzerinde meydana gelen gerilimin en çok bu noktada gerçekleşmesi hem beklenen hem de literatür ile uyumlu bir bulgudur (21, 65, 83, 84) .

Atagarriyev ve ark. (119), iskeletsel ankraj desteğiyle yapılan molar distalizasyonun etkinliğini değerlendirdikleri FEM çalışmasında en fazla gerilmenin vidaların boyun bölgesinde bulunduğunu tespit etmişlerdir.

Gallas ve ark. (120), dental implantların ankraj aygıtı olarak kullanılmasını değerlendirdiği çalışmada implantlar üzerinde meydana gelen stresin en çok boyun bölgesinde olduğunu belirtmişlerdir.

Çalışmamızda ankraj aygıtları üzerinde oluşan stres bölgelerinin literatürdeki çalışmalar ile uyumlu olduğu gözlemlenmiştir (61). Ankraj aygıtları üzerindeki maksimum stres bölgelerini değerlendiren diğer çalışmalarda bizim bulgularımızla uyuşmayan bir

bulguya rastlanmamıştır. Fizik ve biyomekanik kurallar gereği, literatürdeki bu konu ile ilgili sonuçların birbiriyle uyumlu olması beklenen bir durumdur.

Çalışmamızda aygıtlar üzerinde meydana gelen gerilmeler birbiriyle kıyaslandığında en çok gerilme infrazigomatik krest vidasında, ikinci olarak interradiküler vidada ve en az gerilme zigoma plağı vidaları üzerinde bulunmuştur.

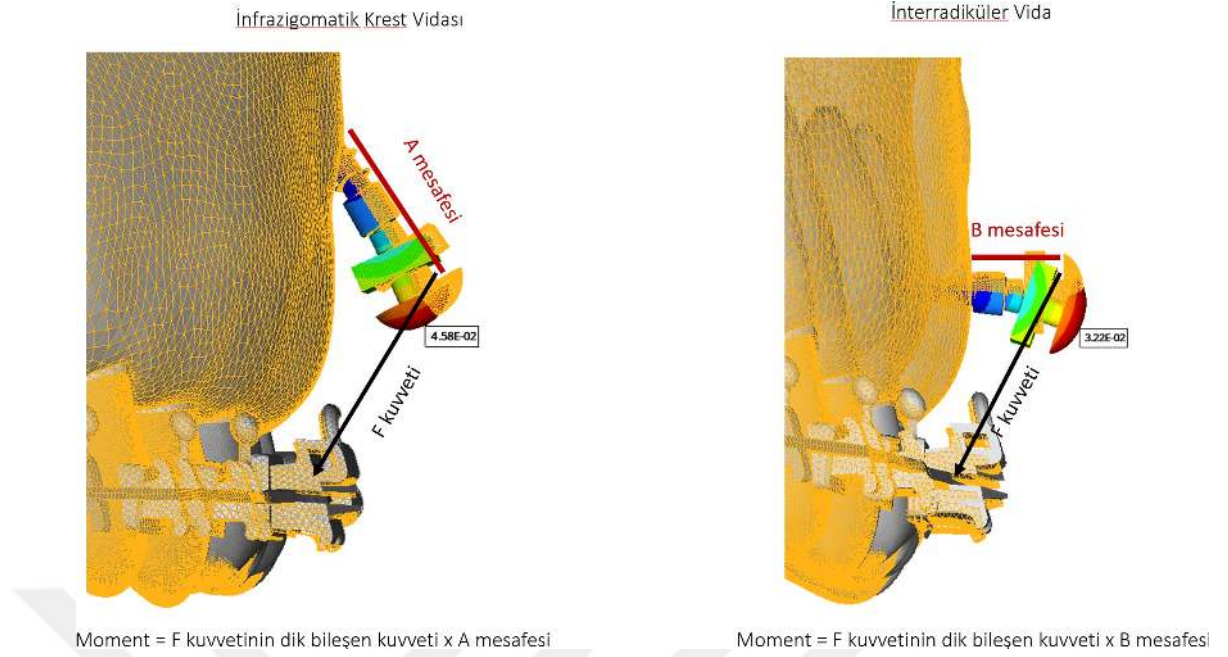
Barber ve ark. (121), titanyum ve paslanmaz çelik alaşımlarının kırık fiksasyonu açısından güvenilirliğini karşılaştırdığı derlemede paslanmaz çelik için kritik gerilmeyi 515 MPa, titanyum için 950 MPa olarak belirtmişlerdir. Çalışmamızda incelenen ankraj aygıtları üzerinde meydana gelen gerilmeler bu değerlerin çok altında olduğu için herhangi bir metal yorgunluğu veya üretim hatası gibi beklenmedik durum olmadığı sürece klinisyen, aygıtlarda kırılma veya deformasyon oluşmayacağına güvenebilir.

Zigoma plağının 3 ayrı vidadan destek aldığı ve vidaları destekleyen bir de plak yapısı olduğu düşünüldüğünde, zigoma plağı üzerinde meydana gelen gerilmenin en az olması beklenen bir sonuçtur. Zigoma plağında kullanılan vidalar üzerindeki gerilmeler kıyaslandığında en çok gerilme kuvvetin uygulandığı noktaya en yakın olan 1. vida yani en inferiorda bulunan vidada bulunmuştur. Bu bulgu literatürdeki çalışmalar ile uyumludur (62).

Veziroglu ve ark'nın (122), yaptığı zigoma plaklarının stabilitesini inceleyen FEM çalışmasında en çok kayıp yaşanan vidanın 1. vida olduğu belirtilmiştir.

Bu bağlamda çalışmamızdaki zigoma plağı vidalarına ait maksimum asal gerilme bulguları literatür ile uyumluluk göstermektedir (122).

Fizik kurallarına göre “Moment = Kuvvet x Kuvvetin direnç merkezine olan uzaklığı”, şeklinde ifade edilir. Infrazigomatik krest vidasının şekli düşünüldüğünde vidanın kemik dışında kalan kısmının uzunluğu interradiküler vidaya göre daha fazladır.



Şekil 5.1: İnfracor krest vidasının ve interradiküler vidanın maksimum gerilim bölgeleri üzerinde oluşturdukları moment

Şekil 5.1 incelendiğinde “A” mesafesinin “B” mesafesinden fazla olması nedeniyle infrazigomatik krest vidasının maksimum gerilim noktasındaki momentin interradiküler vidanın maksimum gerilim noktasındaki momentten daha fazla olacağı görülmektedir. Buna bağlı olarak infrazigomatik krest vidasının üzerindeki maksimum gerilimin interradiküler vidadan fazla olması fizik kuralları gereği doğaldır.

Sreenivasagan ve ark. (123), en masse anterior retraksiyon ve en masse posterior distalizasyon açısından infrazigomatik krest vidası ile interradiküler vidayı karşılaştırdığı FEM çalışmasında infrazigomatik krest vidası üzerindeki maksimum gerilmelerin interradiküler vidadan fazla olduğu gözlemlenmiştir. Bu bulgu çalışmamız ile uyumludur.

Ankraj aygıtları üzerinde gerilmeye sebep olan şeyin kuvvet olduğu düşünüldüğünde tüm gruplarda kuvvet miktarı arttıkça beklenildiği gibi aygıt üzerinde ölçülen maksimum asal gerilme miktarı artış göstermiştir.

Literatürde interradiküler vida ve infrazigomatik krest vidasını sonlu elemanlar analizi ile kıyaslayan çalışma sayısı azdır. İlerleyen zamanlarda iki ayrı vida üzerinde oluşan ve ayrıca farklı anatomilerde üretilmiş infrazigomatik krest vidaları üzerinde oluşan gerilmelerin analizinin yapıldığı çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Zigoma plağı 3 ayrı vidadan destek aldığı ve vidaları destekleyen bir de plak yapısı olduğu için çalışmamızda kullanılan aygıtlar içinde en az yer değiştirme zigoma plağında meydana gelmiştir. Zigoma plağının kendi içerisindeki en çok yer değiştirme 1. vidada gözlenmiştir. Uygulanan kuvvete en yakın vida olduğu için en büyük yük altında olan vidanın 1. vida olduğu literatürdeki çalışmalardan bilinmektedir. Yer değiştirmenin sebebinin uygulanan kuvvet olduğu düşünüldüğünde en büyük stres altındaki vidanın en çok yer değiştirmeyi göstermesi beklenen bir bulgudur.

Çalışmamızda kullanılan ankraj aygıtları gruplar arasında en çok yer değiştirme infrazigomatik krest vidasında meydana gelmiştir. Tıpkı gerilme miktarlarında olduğu gibi mesafe infrazigomatik krest vidasının kemik dışında kalan kısmının boyunun interradyiküler vidadan fazla olması nedeniyle bu vidanın hareket momentinde de artış meydana gelmektedir. Bu nedenle devrilme miktarının infrazigomatik krest vidasında intradyiküler vida göre artmış olduğu düşünülmektedir.

Ankraj aygıtları üzerindeki yer değiştirmeye sebep olan şeyin kuvvet olduğu düşünüldüğünde araştırmamızda kullanılan tüm aygıtlarda kuvvet miktarı arttıkça aygıtta gözlenen yer değiştirme miktarının artması yine beklenen bir bulgudur.

İnfr zigomatik krest vidası hariç tüm aygıtlarda maksimum yer değiştirme vertikal düzlemde kuvvet ile aynı doğrultuda ve oklüzal yönlü olacak şekilde gerçekleşmiştir. İnfrazigomatik krest vidası ise oklüzal düzleme dike yakın açıyla yerleştirildiği için devrilme sırasında en büyük hareket X düzlemi üzerinde gerçekleşmiştir.

Atagarrıyev ve ark. (119), iskeletsel ankraj desteğiyle yapılan molar distalizasyonun etkinliğini değerlendirdikleri FEM çalışmasında ankraj aygıtlarına ait yer değiştirmelerin kuvvet vektörü doğrultusunda olduğunu gözlemlemişlerdir.

Gallas ve ark. (120), dental implantların ankraj aygıtı olarak kullanılmasını değerlendirdiği çalışmada implantlarda meydana gelen yer değiştirmenin kuvvet vektörüyle aynı yönlü olduğu sonucuna ulaşmışlardır.

Çalışmamıza ait yer değiştirme bulguları literatürdeki çalışmalar ile uyum göstermektedir.

Çalışmamızda kullanılan ankraj aygıtları sonucunda kortikal kemik üzerinde oluşan gerilmeler incelendiğinde en az gerilmenin bariz bir biçimde zigoma plağında olduğu,

infrazigomatik krest vidasına ve interradyiküler vidaya ait gerilme miktarlarının ise birbirine çok benzer olduğu gözlemlenmiştir.

Çalışmamızda uygulanan tüm ankraj aygıtları sonucunda en belirgin olarak gözlenen gerilmeler basma gerilmeleri olmuştur. Tüm aygıtlarda basma diğer değışle sıkışma gerilmeleri en çok kuvvet doğrultusunda kemiğin oklüzal düzleme yakın kısmında meydana gelmiştir. Bu durumun sebebinin aygıtların kuvvet doğrultusunda devrilme isteğinin kemikte yarattığı sıkışma olduğu düşünülmektedir.

Atagarriyev ve ark. (119), iskeletsel ankraj desteğıyle yapılan molar distalizasyonunun etkinliğini değerlendirdikleri FEM çalışmasında kortikal kemikte gözlenen maksimum gerilmelerin kuvvet vektörü doğrultusunda bulunan ve ankraj aygıtına komşuluğu olan kemikte olduğunu gözlemlemişlerdir.

Çifter ve ark (124), mini vida ankrajı ile posterior intrüzyon mekaniklerini değerlendirdikleri çalışmada yine benzer şekilde kuvvet vektörü doğrultusunda ve ankraj aygıtına komşuluğu olan kemikte en fazla gerilmenin olduğunu tespit etmişlerdir.

Çalışmamızda elde edilen en yüksek basma gerilme bölgeleri literatürdeki çalışmalar ile uyum göstermektedir.

Çalışmamızda kullanılan ankraj aygıtları içinde zigoma plağının kortikal kemikte en az gerilmeye sebep olmasının 3 ayrı vidadan destek alması olduğu düşünülmektedir. 3 ayrı destek noktasının olması, kuvvetin yarattığı gerilmenin kemikte homojen bir şekilde yayılmasını ve bunun sonucu olarak en yüksek basma gerilme değerin azalmasını sağlamaktadır.

Çalışmamızda infrazigomatik krest vidasının ve interradyiküler vidanın kortikal kemikte yarattığı stresler benzer bulunmuştur. Daha önce de tartışıldığı gibi infrazigomatik krest vidası şekli gereğı kemik üzerine daha fazla moment uygulasa da interradyiküler vidadan farklı olarak bulunduğu anatomik bölgenin kortikal kemik kalınlığı daha fazladır. Bu yüzden gerilmelerin daha büyük bir alana yayıldığı ve kortikal kemikte ölçülen en yüksek basma gerilmelerinin azaldığı düşünülmektedir. Interradyiküler vidanın ise yerleştirildiğı bölgedeki kortikal kemik kalınlığının daha az olması en yüksek basma gerilmesini arttıracak bir faktördür. Buna karşın, bu vidada kemik üzerine etki eden görece daha az devrilme momentinin en yüksek basma gerilmesi değerin azalmaya sebep olduğu düşünülmektedir.

Motoyoshi ve ark. (125), kortikal kemik kalınlığının mini implantların stabilitesi ile ilişkisini değerlendirdikleri çalışmasında kortikal kemik rezorbisyonun başlayabileceği tahmini gerilmenin 25-50 MPa aralığı olabileceğini belirtmişlerdir.

Çalışmamızda uygulanan 350 ve 450 gram kuvvet değerleri altında, interradyküler vidanın ve infrazyomatik krest vidasının modellerinde ölçülen kortikal kemik gerilmeleri, rezorbisyon riski açısından kritik değerlere yakındır. Zigoma plağında ise 450 gram kuvvet altında bile literatürdeki eşik değerler baz alındığında rezorbisyon riski yok denecek kadar azdır. Bu nedenle yüksek kuvvetler altında interradyküler vidada ve infrazyomatik krest vidasında bir süre sonunda kemik rezorpsiyonuna bağlı olarak mobilite meydana gelebileceği düşünölmektedir.



6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

6.1 Sonuçlar

1. İskeletsel ankraj aygıtlarına uygulanan kuvvetler sonucunda aygıtlarda meydana gelen stresin en fazla olduğu nokta aygıtların boyun ve 1. yivine denk gelen kısmı olmuştur.

2. İskeletsel ankraj aygıtlarına uygulanan kuvvetler sonucunda kortikal kemik üzerinde en yüksek stres birikimi, kuvvet doğrultusunda ve aygıtla komşuluğu olan kortikal kemikte görülmüştür.

3. Zigoma plağı içinde en yüksek gerilim kuvvete en yakın olan yani en inferiordaki 1. vidada meydana gelmiştir.

4. Kullanılan tüm iskeletsel ankraj aygıtları içinde en yüksek yer değiştirme infrazigomatik krest vidasında; en az yer değiştirme ise zigoma plağında meydana gelmiştir.

5. Zigoma plağı içinde en yüksek yer değiştirme kuvvete en yakın olan yani en interiordaki 1. vidada meydana gelmiştir.

6. İnfrazigomatik krest vidasındaki en çok yer değiştirme bukkolingual doğrultuda palatine doğru, inter radiküler vidada ve zigoma plağında en çok yer değiştirme vertikal doğrultuda ve oklüzal düzleme doğru olacak şekilde gerçekleşmiştir.

7. Kortikal kemik üzerinde en az stres birikimi zigoma plağında meydana gelmiştir. İnfrazigomatik krest vidası ve interradyiküler vidanın kemikte yarattığı stres birbirine benzer bulunmuştur.

8. Çalışmada kullanılan iskeletsel ankraj aygıtlarının hepsinde ve uygulanan tüm kuvvet seviyeleri sonucu oluşan en yüksek stres değerleri, materyallerin deformasyona uğrayabileceği kritik değerlerinin altında bulunmuştur.

9. Zigoma plağına uygulanan tüm kuvvet senaryolarında kortikal kemikte oluşan en yüksek basma stresinin, kemik rezorpsiyonu riskinin başlayabileceği eşik stres değerlerinden çok daha az olduğu ve güvenli sınırlarda olduğu gözlemlenmiştir.

10. İnfracigomatik krest vidası ve interradiküler vidadan destek alınarak uygulanan ve 450 grama yaklaşan yüksek kuvvet değerlerinin kortikal kemikte rezorbsiyon riski oluşturabileceği sonucuna varılmıştır.

6.2. Öneriler

1. İskeletsel ankraj amaçlı vida kullanımında kortikal kemikte oluşan maksimum stresi azaltmak için mümkün olduğunca kortikal kemik kalınlığının fazla olduğu anatomik bölgeler seçilmelidir.

2. Kortikal kemik üzerinde oluşan ve vidadaki momente bağlı görülen maksimum stresi olabildiğince düşük tutabilmek için vida kemiğin içine tamamen yerleştirilmeli, kemik dışında kalan kısmı olabildiğince kısa tutulmalıdır.

3. 450 gram ve üzeri yüksek kuvvet uygulama ihtiyacı duyulan durumlarda, maksiller posterior bölgede ankraj kaynağı olarak zigoma plakları, 350 gram kuvvet ve daha düşük kuvvetler gereken durumlarda ise daha az invaziv olan inffracigomatik krest vidası veya interradiküler vida tercih edilebilir.

KAYNAKLAR

1. Shellhart WC, Moawad M, Lake P. Case report: implants as anchorage for molar uprighting and intrusion. *Angle Orthod.* 1996;66(3):169-72.
2. Melsen B, Verna C, editors. Miniscrew implants: the Aarhus anchorage system. *Seminars in Orthodontics*; 2005: Elsevier.
3. Ravindra Nanda B. estética, Estrategias en Ortodoncia Clínica. Colombia: Edit. Amolca; 2007.
4. Sakai Y, Kuroda S, Murshid SA, Takano-Yamamoto T. Skeletal Class III severe openbite treatment using implant anchorage. *The Angle Orthodontist.* 2008;78(1):157-66.
5. Chang CH, Lin JS, Roberts WE. Failure rates for stainless steel versus titanium alloy infrazygomatic crest bone screws: A single-center, randomized double-blind clinical trial. *The Angle Orthodontist.* 2019;89(1):40-6.
6. Sugawara J, Baik UB, Umemori M, Takahashi I, Nagasaka H, Kawamura H, et al. Treatment and posttreatment dentoalveolar changes following intrusion of mandibular molars with application of a skeletal anchorage system (SAS) for open bite correction. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg.* 2002;17(4):243-53.
7. Bozkaya E, Yüksel AS, Bozkaya S. Zygomatic miniplates for skeletal anchorage in orthopedic correction of Class III malocclusion: A controlled clinical trial. *Korean J Orthod.* 2017;47(2):118-29.
8. Burstone CR. Deep overbite correction by intrusion. *Am J Orthod,* 72: 1-22.
9. WR. Proffit HF, DM. S. *Contemporary Orthodontics.* 5.ed. St. Louis, Missouri 63043, 2013.

10. Melsen B, Fiorelli G. Upper molar intrusion. *Journal of clinical orthodontics* : JCO. 1996;30:91-6.
11. Thilander B RP RKTRiOIGLV, Vig KWL (editor). *Orthodontics: Current Principles and Techniques*, 5.ed. St. Louis, Elsevier, 2011.
12. van Steenberg E BC, Pahl-Andersen B, Aartman IH. The relation between the point of force application and flaring of the anterior segment. *Angle Orthod*, 2005, 75: 730-5.
13. Gandhi V, Luu B, Dresner R, Pierce D, Upadhyay M. Where is the center of resistance of a maxillary first molar? A 3-dimensional finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2021;160(3):442-50.e1.
14. Meyer BN CJ, Katona TR. Does the center of resistance depend on the direction of tooth movement? *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2010, 137: 354-61.
15. Feldmann I, Bondemark L. Orthodontic anchorage: a systematic review. *Angle Orthod*. 2006;76(3):493-501.
16. Kuhlberg AJ, Priebe DN. Space closure and anchorage control. *Seminars in Orthodontics*. 2001;7(1):42-9.
17. Chen F, Terada K, Handa K. Anchorage effect of various shape palatal osseointegrated implants: a finite element study. *Angle Orthod*. 2005;75(3):378-85.
18. Geron S, Shpack N, Kandos S, Davidovitch M, Vardimon AD. Anchorage loss--a multifactorial response. *Angle Orthod*. 2003;73(6):730-7.
19. Egolf RJ, BeGole EA, Upshaw HS. Factors associated with orthodontic patient compliance with intraoral elastic and headgear wear. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1990;97(4):336-48.

20. Wallis C, Vasir NS, Waters NE. A simplified method of attachment for the quadhelix and transpalatal arch. *Br J Orthod*. 1998;25(4):263-7.
21. Kojima Y, Fukui H. Effects of transpalatal arch on molar movement produced by mesial force: a finite element simulation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;134(3):335.e1-7; discussion -6.
22. Crismani A, Bernhart T, Bantleon H, Kucher G. An innovative adhesive procedure for connecting transpalatal arches with palatal implants. *European journal of orthodontics*. 2005;27:226-30.
23. Chen F, Terada K, Hanada K, Saito I. Anchorage effects of a palatal osseointegrated implant with different fixation: a finite element study. *Angle Orthod*. 2005;75(4):593-601.
24. Singh K, Kumar D, Jaiswal RK, Bansal A. Temporary anchorage devices - Mini-implants. *Natl J Maxillofac Surg*. 2010;1(1):30-4.
25. Umemori M, Sugawara J, Mitani H, Nagasaka H, Kawamura H. Skeletal anchorage system for open-bite correction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1999;115(2):166-74.
26. Singh K, Kumar D, Jaiswal RK, Bansal A. Temporary anchorage devices - Mini-implants. *Natl J Maxillofac Surg*. 2010;1(1):30-4.
27. Creekmore TD, Eklund MK. The possibility of skeletal anchorage. *J Clin Orthod*. 1983;17(4):266-9.
28. Sebaoun JD, Kantarci A, Turner JW, Carvalho RS, Van Dyke TE, Ferguson DJ. Modeling of trabecular bone and lamina dura following selective alveolar decortication in rats. *J Periodontol*. 2008;79(9):1679-88.
29. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod*. 1997;31(11):763-7.

30. Costa A, Raffainl M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg*. 1998;13(3):201-9.
31. Tuncer C, Ataç MS, Tuncer BB, Kaan E. Osteotomy assisted maxillary posterior impaction with miniplate anchorage. *Angle Orthod*. 2008;78(4):737-44.
32. Melsen B. Mini-implants: Where are we? *J Clin Orthod*. 2005;39(9):539-47; quiz 1-2.
33. Kuroda S, Sugawara Y, Deguchi T, Kyung HM, Takano-Yamamoto T. Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: success rates and postoperative discomfort. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007;131(1):9-15.
34. Papadopoulos MA, Tarawneh F. The use of miniscrew implants for temporary skeletal anchorage in orthodontics: a comprehensive review. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2007;103(5):e6-15.
35. Motoyoshi M, Matsuoka M, Shimizu N. Application of orthodontic mini-implants in adolescents. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2007;36(8):695-9.
36. Wu TY, Kuang SH, Wu CH. Factors associated with the stability of mini-implants for orthodontic anchorage: a study of 414 samples in Taiwan. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009;67(8):1595-9.
37. Lee SJ, Ahn SJ, Lee JW, Kim SH, Kim TW. Survival analysis of orthodontic mini-implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;137(2):194-9.
38. Cousley R. *The orthodontic mini-implant clinical handbook*: Wiley; 2013.
39. Suzuki EY, Buranastidporn B. An adjustable surgical guide for miniscrew placement. *J Clin Orthod*. 2005;39(10):588-90.

40. Baumgaertel S, Razavi MR, Hans MG. Mini-implant anchorage for the orthodontic practitioner. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;133(4):621-7.
41. Carano A, Lonardo P, Velo S, Incorvati C. Mechanical properties of three different commercially available miniscrews for skeletal anchorage. *Prog Orthod*. 2005;6(1):82-97.
42. Gallas-Torreira M, Abeleira M, Fernández J, Burguera M. Three-dimensional numerical simulation of dental implants as orthodontic anchorage. *European journal of orthodontics*. 2005;27:12-6.
43. Gracco A, Cirignaco A, Cozzani M, Boccaccio A, Pappalettere C, Vitale G. Numerical/experimental analysis of the stress field around miniscrews for orthodontic anchorage. *Eur J Orthod*. 2009;31(1):12-20.
44. Brown GA, McCarthy T, Bourgeault CA, Callahan DJ. Mechanical performance of standard and cannulated 4.0-mm cancellous bone screws. *J Orthop Res*. 2000;18(2):307-12.
45. DeCoster TA, Heetderks DB, Downey DJ, Ferries JS, Jones W. Optimizing bone screw pullout force. *J Orthop Trauma*. 1990;4(2):169-74.
46. Papadopoulos MA. Skeletal Anchorage in Orthodontic Treatment of Class II Malocclusion. *Journal of Orthodontics*. 2015;42(1):87-.
47. Melsen B. Mini-implants: Where are we? *Journal of clinical orthodontics : JCO*. 2005;39 9:539-47; quiz 1-2.
48. Chen Y, Shin HI, Kyung HM. Biomechanical and histological comparison of self-drilling and self-tapping orthodontic microimplants in dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;133(1):44-50.
49. Wilmes B, Su YY, Drescher D. Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthod*. 2008;78(6):1065-70.

50. Park HS, Bae SM, Kyung HM, Sung JH. Micro-implant anchorage for treatment of skeletal Class I bialveolar protrusion. *J Clin Orthod*. 2001;35(7):417-22.
51. Wehrbein H, Feifel H, Diedrich P. Palatal implant anchorage reinforcement of posterior teeth: A prospective study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1999;116(6):678-86.
52. Block MS, Hoffman DR. A new device for absolute anchorage for orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1995;107(3):251-8.
53. Kärcher H, Byloff FK, Clar E. The Graz implant supported pendulum, a technical note. *J Craniomaxillofac Surg*. 2002;30(2):87-90.
54. Glatzmaier J, Wehrbein H, Diedrich P. Biodegradable implants for orthodontic anchorage. A preliminary biomechanical study. *Eur J Orthod*. 1996;18(5):465-9.
55. Park JH. *Temporary Anchorage Devices in Clinical Orthodontics*: John Wiley & Sons; 2020.
56. Park JH. *Temporary Anchorage Devices in Clinical Orthodontics*: John Wiley & Sons; 2020.
57. Chang C, Liu SSY, Roberts WE. Primary failure rate for 1680 extra-alveolar mandibular buccal shelf mini-screws placed in movable mucosa or attached gingiva. *The Angle orthodontist*. 2015;85(6):905-10.
58. Park HS, Jeong SH, Kwon OW. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006;130(1):18-25.
59. Brown RN, Sexton BE, Gabriel Chu TM, Katona TR, Stewart KT, Kyung HM, et al. Comparison of stainless steel and titanium alloy orthodontic miniscrew implants: a mechanical and histologic analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2014;145(4):496-504.

60. Chang CCH, Lin JSY, Yeh HY. Extra-Alveolar Bone Screws for Conservative Correction of Severe Malocclusion Without Extractions or Orthognathic Surgery. *Curr Osteoporos Rep.* 2018;16(4):387-94.
61. Wu X, Liu H, Luo C, Li Y, Ding Y. Three-Dimensional Evaluation on the Effect of Maxillary Dentition Distalization With Miniscrews Implanted in the Infrazygomatic Crest. *Implant Dent.* 2018;27(1):22-7.
62. Erverdi N, Keles A, Nanda R. The use of skeletal anchorage in open bite treatment: a cephalometric evaluation. *Angle Orthod.* 2004;74(3):381-90.
63. Erverdi N, Acar A. Zygomatic anchorage for en masse retraction in the treatment of severe Class II division 1. *Angle Orthod.* 2005;75(3):483-90.
64. Proffit WR, Fields Jr HW, Sarver DM. *Contemporary orthodontics*: Elsevier Health Sciences; 2006.
65. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *J Dent.* 2008;36(7):463-71.
66. Taylor M, Prendergast PJ. Four decades of finite element analysis of orthopaedic devices: where are we now and what are the opportunities? *J Biomech.* 2015;48(5):767-78.
67. Huiskes R, Chao EY. A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: the first decade. *J Biomech.* 1983;16(6):385-409.
68. Ramoğlu S, Ozan O. (2014) Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 9 (9).
69. Mackerle J. Finite element modelling and simulations in dentistry: a bibliography 1990-2003. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2004;7(5):277-303.
70. McNeill C. (1997). *Science and practice of occlusion*. Hong Kong: Quintessence Publishing.

71. Şeker E. (2011). Greftlenmiş ve greftlenmemiş posterior maksillada uygulanan implant destekli farklı tasarımlı sabit protezlerin destek dokulardaki etkilerinin üç boyutlu 128 sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. Doktora Tezi. Yakın Doğu Üniversitesi, KKTC.
72. Ayalı A. (2012). Mandibular Angulus Bölgesi Favorable ve Unfavorable Fraktürlerinde Uygulanan Farklı Fiksasyon Metotlarının Biyomekanik Etkilerinin Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi ile İncelenmesi. Doktora Tezi. Yakın Doğu Üniversitesi, KKTC.
73. Craig RG. Restorative dental materials. 1989.
74. Veli I. (2012). Üst Kanin Distalizasyonunda Oluşan Değişikliklerin Sonlu Elemanlar Analizi ile incelenmesi. Doktora Tezi. Dicle Üniversitesi, Diyarbakır.
75. Mow VC, Huiskes R. Basic orthopaedic biomechanics & mechano-biology: Lippincott Williams & Wilkins; 2005.
76. Rw P. Skinner's science of dental materials. Philadelphia: Saunders; 1991.
77. MacGregor AR, Miller TP, Farah JW. Stress analysis of partial dentures. J Dent. 1978;6(2):125-32.
78. Gümüş HÖ. (2007). Üç Farklı Dental Implant Yiv Tasarımının ve İki Farklı Dental Implant Çapının Değişik Yoğunluktaki Kemik Üzerinde Oluşturdukları Gerilmelerin Üç Boyutlu 120 Sonlu Elemanlar Gerilme Analiz Yöntemi İle Karşılaştırılması. Doktora Tezi. Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
79. O'brien WJ. Dental materials and their selection, 2002. Quintessence. 2002.
80. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: a finite element study. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2003;123(4):367-73.

81. Caputo A, Standlee J. Biomechanics in Clinical Dentistry. Chicago: Quintessence Co. Inc. 1987;31.
82. Nanda R. Biomechanics and esthetic strategies in clinical orthodontics: Elsevier Health Sciences; 2005.
83. Moaveni S. Finite element analysis theory and application with ANSYS, 3/e: Pearson Education India; 2011.
84. Hughes T. 1987, The Finite Element Method. Linear Static and Dynamic Finite Element Analysis(Prentice-Hall Inc., Englewood Cliffs, New Jersey).
85. Kutz M. Mechanical engineers' handbook, volume 1: Materials and engineering mechanics: John Wiley & Sons; 2015.
86. Shaw AM, Sameshima GT, Vu HV. Mechanical stress generated by orthodontic forces on apical root cementum: a finite element model. Orthod Craniofac Res. 2004;7(2):98-107.
87. Gonzales C, Hotokezaka H, Arai Y, Ninomiya T, Tominaga J, Jang I, et al. An in vivo 3D micro-CT evaluation of tooth movement after the application of different force magnitudes in rat molar. Angle Orthod. 2009;79(4):703-14.
88. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent. 2001;85(6):585-98.
89. Çolak EA. Çeşitli simanlar kullanılarak farklı yükseklik ve genişlikteki abutmentlere simante edilen implant destekli kronların retansiyonlarının in-vitro değerlendirilmesi.
90. Richmond BG, Wright BW, Grosse I, Dechow PC, Ross CF, Spencer MA, et al. Finite element analysis in functional morphology. Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol. 2005;283(2):259-74.

91. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2006;9(4):257-70.
92. Shetty P, Hegde AM, Rai K. Finite element method--an effective research tool for dentistry. *J Clin Pediatr Dent.* 2010;34(3):281-5.
93. Chang CH, Lin JS, Roberts WE. Failure rates for stainless steel versus titanium alloy infrazygomatic crest bone screws: A single-center, randomized double-blind clinical trial. *Angle Orthod.* 2019;89(1):40-6.
94. Tepedino M, Cattaneo PM, Masedu F, Chimenti C. Average interradicular sites for miniscrew insertion: should dental crowding be considered? *Dental Press J Orthod.* 2017;22(5):90-7.
95. Farnsworth D, Rossouw PE, Ceen RF, Buschang PH. Cortical bone thickness at common miniscrew implant placement sites. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;139(4):495-503.
96. Al-Zubair N. Orthodontic intrusion: A contemporary review. *Journal of Orthodontic Research.* 2014;2.
97. Lee JS, Kim JK, Park Y-C, Vanarsdall RL. Applications of orthodontic mini-implants: Quintessence Publishing Company Chicago, Ill; 2007.
98. Ohmae M, Saito S, Morohashi T, Seki K, Qu H, Kanomi R, et al. A clinical and histological evaluation of titanium mini-implants as anchors for orthodontic intrusion in the beagle dog. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001;119(5):489-97.
99. AlMaghlouth B, AlMubarak A, Almaghlouth I, AlKhalifah R, Alsadah A, Hassan A. Orthodontic Intrusion Using Temporary Anchorage Devices Compared to Other Orthodontic Intrusion Methods: A Systematic Review. *Clin Cosmet Investig Dent.* 2021;13:11-9.

100. Wehrbein H, Göllner P. Skeletal anchorage in orthodontics--basics and clinical application. *J Orofac Orthop*. 2007;68(6):443-61.
101. Azeem M, Haq AU, Awaisi ZH, Saleem MM, Tahir MW, Liaquat A. Failure rates of miniscrews inserted in the maxillary tuberosity. *Dental Press J Orthod*. 2019;24(5):46-51.
102. Eroğlu T, Kaya B, Çetinşahin A, Arman A, Uçkan S. Success of zygomatic plate-screw anchorage system. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 2010;68(3):602-5.
103. Chang C, Liu SS, Roberts WE. Primary failure rate for 1680 extra-alveolar mandibular buccal shelf mini-screws placed in movable mucosa or attached gingiva. *Angle Orthod*. 2015;85(6):905-10.
104. Park Y-C, Lee S-Y, Kim D-H, Jee S-H. Intrusion of posterior teeth using mini-screw implants. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2003;123(6):690-4.
105. Tasanapanont J, Wattanachai T, Apisariyakul J, Pothacharoen P, Ongchai S, Kongtawelert P, et al. Biochemical and Clinical Assessments of Segmental Maxillary Posterior Tooth Intrusion. *Int J Dent*. 2017;2017:2689642.
106. Kato S, Kato M. Intrusion of molars with implants as anchorage: a report of two cases. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2006;8(2):100-6.
107. Jasmine MIF, Yezdani AA, Tajir F, Venu RM. 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*. 2012;141(1):71-80.
108. Lee J, Kim JY, Choi YJ, Kim K-H, Chung CJ. Effects of placement angle and direction of orthopedic force application on the stability of orthodontic miniscrews. *The Angle Orthodontist*. 2013;83(4):667-73.

109. Wilmes B, Neuschulz J, Safar M, Braumann B, Drescher D. Protocols for combining the Beneslider with lingual appliances in Class II treatment. *J Clin Orthod*. 2014;48(12):744-52.
110. Deguchi T, Nasu M, Murakami K, Yabuuchi T, Kamioka H, Takano-Yamamoto T. Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2006;129(6):721. e7-. e12.
111. Golshah A, Gorji K, Nikkerdar N. Effect of miniscrew insertion angle in the maxillary buccal plate on its clinical survival: a randomized clinical trial. *Prog Orthod*. 2021;22(1):22.
112. Veziroglu F, Uckan S, Ozden UA, Arman A. Stability of zygomatic plate-screw orthodontic anchorage system: a finite element analysis. *Angle Orthod*. 2008;78(5):902-7.
113. De Clerck H, Geerinckx V, Siciliano S. The Zygoma Anchorage System. *J Clin Orthod*. 2002;36(8):455-9.
114. Murugesan A, Jain RK. A 3D comparison of dimension of infrazygomatic crest region in different vertical skeletal patterns: A retrospective study. *International Orthodontics*. 2020;18(4):770-5.
115. Kumar N, Krishna B, Shamnur N, Mithun K D. Modified Transpalatal Arch for Molar Intrusion. *Journal of international oral health : JIOH*. 2014;6:88-9.
116. Logan DL. *A first course in the finite element method*: Cengage Learning; 2016.
117. Hart RT, Hennebel VV, Thongpreda N, Van Buskirk WC, Anderson RC. Modeling the biomechanics of the mandible: a three-dimensional finite element study. *Journal of biomechanics*. 1992;25(3):261-86.

118. Gerami A, Dadgar S, Rakhshan V, Jannati P, Sobouti F. Displacement and force distribution of splinted and tilted mandibular anterior teeth under occlusal loads: an in silico 3D finite element analysis. *Prog Orthod*. 2016;17(1):16.
119. Atagarriyev M. Miniplak ve bukkal minividalarla yapılan mandibular molar distalizasyon etkinliğinin 3-boyutlu sonlu elemanlar stres analiziyle değerlendirilmesi.
120. Gallas M, Abeleira M, Fernandez J, Burguera M. Three-dimensional numerical simulation of dental implants as orthodontic anchorage. *The European Journal of Orthodontics*. 2005;27(1):12-6.
121. Barber CC, Burnham M, Ojameruaye O, McKee MD. A systematic review of the use of titanium versus stainless steel implants for fracture fixation. *OTA Int*. 2021;4(3):e138.
122. Veziroglu F, Uckan S, Ozden UA, Arman A. Stability of zygomatic plate-screw orthodontic anchorage system: a finite element analysis. *The Angle orthodontist*. 2008;78(5):902-7.
123. Sreenivasagan S, Kumar Subramanian A, Chae J-M, Chadwick S. Comparison of Infrazygomatic Crest Mini-Implant and Inter-Radicular Mini-Implant as Skeletal Anchorage when used for En Masse Anterior Retraction and En Masse Distalization -A Fem Study. *International Journal of Dentistry and Oral Science*. 2020;7:976.
124. Çifter M, Saraç M. Maxillary posterior intrusion mechanics with mini-implant anchorage evaluated with the finite element method. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2011;140(5):e233-e41.
125. Motoyoshi M, Inaba M, Ono A, Ueno S, Shimizu N. The effect of cortical bone thickness on the stability of orthodontic mini-implants and on the stress distribution in surrounding bone. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2009;38(1):13-8.