

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

İNFRAZİGOMATİK KREST KALINLIĞININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. İzel Gizem ADİGÜZEL ARAS

UZMANLIK TEZİ

ANKARA

2023

T.C
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

İNFRAZİGOMATİK KREST KALINLIĞININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. İzel Gizem ADIGÜZEL ARAS

UZMANLIK TEZİ

Tez DanıŐmanı
Doç. Dr. Hakan EL

ANKARA
2023

ONAY SAYFASI

TEŐEKKÖR

Bu araştırma Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından *THD-2022-19960* proje numarası ile desteklenmiştir.

ÖZET

ADIGÜZEL ARAS, İ. G. İnfrazigomatik Krest Kalınlığının Değerlendirilmesi.

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ortodonti Anabilim Dalı, Uzmanlık

Tezi, Ankara, 2023. Giriş: Bu çalışmanın amacı, konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT)

görüntüleri kullanılarak sağ ve sol üst birinci molar dişlerin meziobukkal ve

distobukkal kökleri hizasındaki infrazigomatik krest (IZC) kalınlığının; yaş, cinsiyet,

varsayımsal minivida giriş açısı, vertikal yüz boyutu, maksiller sinüs hacmi ve kök ucu-

maksiller sinüs tabanı mesafesi ile olan ilişkisini değerlendirmektir. **Bireyler ve**

Yöntem: Bu çalışmaya, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti

Anabilim Dalı arşivinden, tanı ve tedavi amaçlı alınmış, 149 bireyin KIBT görüntüsü

dahil edilmiştir. Ortalama yaşı $20,7 \pm 6,9$ olan bireyler; yaş (64 birey ≤ 18 yaş, 85 birey

≥ 19 yaş), cinsiyet (79 kadın, 70 erkek) ve vertikal yüz boyutlarına (41 birey brakifasiyal,

69 birey mezofasiyal, 39 birey doligofasiyal) göre gruplandırılmıştır. Dolphin 3D

(Dolphin Imaging & Management Solutions, Chatsworth, California, ABD) programı

kullanılarak bireylerin GoGnSN açıları, maksiller sağ ve sol birinci molar dişlerin

meziobukkal ve distobukkal köklerinde; farklı varsayımsal minivida giriş açılarındaki

(50° , 60° , 70°) IZC kalınlıkları ve kök ucu-maksiller sinüs tabanı mesafeleri ve sağ ve

sol maksiller sinüs hacimleri ölçümleri yapılmıştır. **Bulgular:** Varsayımsal minivida giriş

açısı arttıkça ortalama IZC kalınlığının da arttığı saptanmıştır. 18 yaş ve altı

bireylerdeki ortalama IZC kalınlığı, 19 yaş ve üstü bireylere göre daha fazla

bulunmuştur. IZC kalınlığı ile maksiller sinüs hacmi değerleri arasında zayıf ve orta

düzeyde negatif yönlü korelasyon saptanmıştır. **Sonuçlar:** Bu çalışma; IZC kalınlığının,

ortodontik tedavide IZC minividası planlaması öncesinde dikkatle değerlendirilmesi

gereken bireysel parametrelerle ilişkili olduğunu göstermiştir. Çalışmamızın

sonucunda IZC kalınlığının yaş ve minivida giriş açısına göre anlamlı seviyede farklılık

gösterdiği gözlenmiştir. Çalışmamız, KIBT'nin minivida yerleştirme lokalizasyonunu

belirlemek için uygun bir yöntem olduğunu önermektedir.

Anahtar kelimeler: İnfrazigomatik Krest, Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi, Maksiller

Sinüs

ABSTRACT

ADIGUZEL ARAS, I. G. Evaluation of Infrazygomatic Crest Thickness. Hacettepe University, Faculty of Dentistry, Department of Orthodontics, Specialty Thesis, Ankara, 2023. Introduction: The aim of this study was to determine the thickness of the infrazygomatic crest (IZC) at the level of the mesiobuccal and distobuccal roots of the right and left upper first molars using cone beam computed tomography (CBCT) images to evaluate the relationship between age, gender, hypothetical miniscrew insertion angle, vertical face dimension, maxillary sinus volume and root tip-maxillary sinus floor distance. **Methods:** 149 CBCT images taken for diagnosis and treatment from the archive of Hacettepe University Faculty of Dentistry Department of Orthodontics were included in this study. Individuals with a mean age of 20.7 ± 6.9 years; they were grouped according to age (64 individuals ≤ 18 years, 85 individuals ≥ 19 years), gender (79 women, 70 men) and vertical facial dimensions (41 individuals brachiofacial, 69 individuals mesofacial, 39 individuals doligofacial). Using Dolphin 3D (Dolphin Imaging & Management Solutions, Chatsworth, California, USA) software; GoGnSN angles, IZC thicknesses and root tip-maxillary sinus floor distances at different hypothetical miniscrew entry angles (50° , 60° , 70°) for mesiobuccal and distobuccal roots of maxillary right and left first molars, and right and left maxillary sinus volumes were measured. **Results:** It was determined that the mean IZC thickness increased as the hypothetical miniscrew insertion angle increased. The mean IZC thickness in individuals aged 18 years and younger was found to be higher than in individuals aged 19 and over. There was a weak and moderate negative correlation between IZC thickness and maxillary sinus volume values. **Conclusions:** This study showed that IZC thickness was related to individual parameters that should be carefully evaluated prior to IZC miniscrew planning in orthodontic treatment. It was observed that IZC thickness was highly correlated with age and miniscrew insertion angle. Our study suggests that CBCT is a suitable method for determining the localization of miniscrew insertion.

Key words: Infrazygomatic Crest, Cone Beam Computed Tomography, Maxillary Sinus

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	v
ÖZET	vi
ABSTRACT	vii
İÇİNDEKİLER	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR	xii
ŞEKİLLER	xii
GRAFİKLER	xiv
TABLolar	xv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Ortodontik Ankraj	4
2.2. Ankraj Sınıflandırması	5
2.2.1. Kuvvetin Uygulanma Şekline Göre	5
2.2.1.1. Basit Ankraj	5
2.2.1.2. Sabit Ankraj	6
2.2.1.3. Resiprokal Ankraj	6
2.2.1.4. Güçlendirilmiş (Birleşik) Ankraj	6
2.2.2. Uygulanan Çeneye Göre	6
2.2.2.1. Bir Çeneyi İlgilendiren Ankraj	6
2.2.2.2. Çeneler Arası Ankraj	6
2.2.3. Ankraj Alınan Bölgeye Göre	6
2.2.3.1. Ağız İçi Ankraj	6
2.2.3.2. Ağız Dışı Ankraj	7
2.2.4. Çekim Boşluğunun Kapatılmasına Göre	7
2.2.4.1. Maksimum Ankraj	7
2.2.4.2. Moderate Ankraj	7
2.2.4.3. Minimum Ankraj	7
2.3. Ankraj Cihazları	7

2.3.1. Konvansiyonel Ankraj Cihazları	7
2.3.2. Ortodontik İskeletsel Ankrajın Tarihi	8
2.3.3. Geçici Ankraj Cihazları (TAD)	11
2.3.3.1. Miniplaklar	12
2.3.3.2. Minividalar	12
2.3.4. Minivida Başarısını Etkileyen Faktörler	15
2.3.4.1. Primer Stabilite	15
2.3.4.2. Minividanın Yerleştirilme Prosedürü	17
2.3.4.3. Minividanın Yapısal Özellikleri	18
2.3.4.4. Hastaya Bağlı Özellikler	21
2.3.5. Minividayla İlişkili Komplikasyonlar	22
2.4. İnfrazigomatik Krest (IZC)	24
2.4.1. IZC Kalınlığını Etkileyen Faktörler	25
2.4.2. IZC Minividaları	25
2.4.2.1. IZC Minividalarının Uygulama Bölgesi	27
2.4.2.2. IZC Minividalarının Uygulama Prosedürü	28
2.4.2.3. IZC Minividalarının Yerleştirilme Açısı	28
2.5. Maksiller Sinüs	29
2.5.1. Maksiller Sinüs Boyutlarını Etkileyen Faktörler	31
2.5.2. Maksiller Sinüs ile Ortodontik Tedavi İlişkisi	32
2.5.3. Maksiller Sinüs-IZC Minividası İlişkisi	32
2.6. Vertikal Yüz Boyutunu Etkileyen Faktörler	33
2.6.1. Vertikal Yüz Boyutunun Büyüme Modeli ile İlişkisi	33
2.6.2. Vertikal Yüz Boyutunun Kas Fonksiyonu ile İlişkisi	34
2.6.3. Vertikal Yüz Boyutunun Ortodontik Tedavi ile İlişkisi	35
2.6.3.1. Vertikal Yüz Boyutunun Kemik Kalınlığı ile İlişkisi	35
2.6.3.2. Vertikal Yüz Boyutunun Minivida Başarısı ile İlişkisi	37
2.7. Üç Boyutlu Görüntüleme Yöntemleri	37
2.7.1. Bilgisayarlı Tomografi	37
2.7.2. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi	39

2.7.2.1. KIBT'nin Kemiğin Miktarı ve Kalitesinin Değerlendirilmesi ve TAD Yerleştirilmesinde Kullanımı	39
2.7.2.2. KIBT ile Hava Yolu Morfolojisinin Değerlendirilmesi	40
3. BİREYLER VE YÖNTEM	42
3.1. Bireyler	42
3.2. Yöntem	43
3.2.1. Vertikal Yüz Boyutunun Ölçülmesi	43
3.2.1.1. Lateral Sefalometrik Film Analizinde Kullanılan Noktalar	46
3.2.1.2. Lateral Sefalometrik Film Analizinde Kullanılan Düzlemler	46
3.2.1.3. Lateral Sefalometrik Film Analizinde Kullanılan Açılar	46
3.2.2. IZC Kalınlığının Ölçülmesi	46
3.2.3. Kök Ucu-Maksiller Sinüs Tabanı Mesafesinin Ölçülmesi	50
3.2.4. Maksiller Sinüs Hacminin Ölçülmesi	53
3.3. İstatistiksel Analiz	54
3.3.1. Örneklem Büyüklüğünün Hesaplanması	56
4. BULGULAR	57
4.1. Ölçümlerin Güvenilirliğine İlişkin Bulgular	57
4.2. Tanımlayıcı Bulgular	58
4.3. IZC Kalınlığı ile İlgili Bulgular	59
4.3.1. IZC Kalınlığı ve Varsayımsal Minivida Giriş Açısı ile İlgili Bulgular	61
4.3.2. IZC Kalınlığı ve Cinsiyet ile İlgili Bulgular	63
4.3.3. IZC Kalınlığı ve Yaş ile İlgili Bulgular	65
4.3.4. IZC Kalınlığı ve Vertikal Yüz Boyutu ile İlgili Bulgular	68
4.3.5. IZC Kalınlığı ve Maksiller Sinüs Hacmi ile İlgili Bulgular	69
4.3.6. IZC Kalınlığı ve Kök Ucu-Maksiller Sinüs Tabanı Mesafesi ile İlgili Bulgular	71
4.4. Maksiller Sinüs Hacmi ile İlgili Bulgular	72
4.4.1. Maksiller Sinüs Hacmi ve Cinsiyet ile İlgili Bulgular	73
4.4.2. Maksiller Sinüs Hacmi ve Yaş ile İlgili Bulgular	73
4.5. Kök Ucu- Maksiller Sinüs Tabanı Mesafesi ile İlgili Bulgular	74

5. TARTIŞMA	75
5.1. Çalışmanın Amacı	75
5.2. Bireyler ve Yöntem	76
5.2.1. Bireyler	76
5.2.2. Yöntem	76
5.3. Bulgular	79
5.3.1. IZC Kalınlığı ile İlgili Bulgular	79
5.3.1.1. IZC Kalınlığı ve Varsayımsal Minivida Giriş Açısı ile İlgili Bulgular	81
5.3.1.2. IZC Kalınlığı ve Cinsiyet ile İlgili Bulgular	83
5.3.1.3. IZC Kalınlığı ve Yaş ile İlgili Bulgular	84
5.3.1.4. IZC Kalınlığı ve Vertikal Yüz Boyutu ile İlgili Bulgular	85
5.3.1.5. IZC Kalınlığı ve Maksiller Sinüs Hacmi ile İlgili Bulgular	87
5.3.1.6. IZC Kalınlığı ve Kök Ucu-Maksiller Sinüs Tabanı Mesafesi ile İlgili Bulgular	89
5.3.2. Maksiller Sinüs Hacmi ile İlgili Bulgular	90
5.3.2.1. Maksiller Sinüs Hacmi ve Cinsiyet ile İlgili Bulgular	90
5.3.2.2. Maksiller Sinüs Hacmi ve Yaş ile İlgili Bulgular	90
5.3.3. Kök Ucu-Maksiller Sinüs Tabanı Mesafesi ile İlgili Bulgular	91
6. SONUÇLAR	93
7. KAYNAKLAR	94
8. EKLER	114
EK-1 : Etik Kurul Onayı	114

SİMGELER VE KISALTMALAR

Ark	Arkadaşları
BT	Bilgisayarlı Tomografi
Gr	Gram
IZC	İnfrazigomatik Krest
KIBT	Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
KU-MSTM	Kök Ucu – Maksiller Sinüs Tabanı Mesafesi
Maks	Maksimum
Min	Minimum
Mm	Milimetre
Mm³	Milimetre küp
MS	Maksiller Sinüs
MSH	Maksiller Sinüs Hacmi
n	Birey Sayısı
N	Newton
Ncm	Newton x santimetre
Ort	Ortalama
SS	Standart Sapma
SA-MSH	Sağ Maksiller Sinüs Hacmi
SO-MSH	Sol Maksiller Sinüs Hacmi
TAD	Geçici Ankraj Cihazı
°	Derece

ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
2.1. Kemik yoğunluğu diyagramı.	16
2.2. Maksiller birinci molar dişin üzerindeki IZC bölgesinin gösterimi.	24
2.3. Monokortikal ve bikortikal fiksasyonun çizimsel gösterimi.	26
2.4. Maksiller sinüsün kronolojik gelişimi.	30
3.1. KIBT görüntülerinde kafa oryantasyonu. A) Koronal görünüm B) Aksiyal görünüm C) Sagital görünüm.	44
3.2. Lateral sefalometrik film üzerinde noktaların ve GoGnSN açısının belirlenmesi. A) KIBT görüntülerinden elde edilen lateral sefalometrik film üzerinde noktaların belirlenmesi. B) Sefalometrik analizde GoGnSN açısının belirlenmesi.	45
3.3. Sağ birinci molar dişin meziobukkal kök apeksinin en net görüntülediği koronal, sagital ve aksiyal kesitte düzlemlerin ayarlanması.	47
3.4. Koronal kesitte birinci ve ikinci referans doğrusunun ve 'S' noktasının belirlenmesi.	48
3.5. Sağ birinci molar dişin meziobukkal kökünde 50°'lik varsayımsal minivida giriş açısındaki IZC kalınlığının (IZC16/MB-50°) belirlenmesi.	48
3.6. Sağ ve sol birinci molar dişilerin meziobukkal köklerinde 50°'lik varsayımsal minivida giriş açısındaki IZC kalınlıklarının (IZC16/MB-50° ve IZC26/MB-50°) ölçülmesi.	49
3.7. Sol birinci molar dişin distobukkal kökünde 50°, 60° ve 70°'lik varsayımsal minivida giriş açılarındaki IZC kalınlıklarının (IZC26/DB-50°, IZC26/DB-60° ve IZC26/DB-70°) ölçülmesi.	49
3.8. Kök ucu-maksiller sinüs tabanı mesafesinin belirlenmesi.	51
3.9. Maksiller sinüs hacminin belirlenmesi. A) Koronal, aksiyal ve sagital kesitlerin eş zamanlı görüntülenmesi. B) Sinüs sınırlarının net olarak belirlenmesi. C) Sinüs hacminin hesaplanması.	53

GRAFİKLER

Grafik	Sayfa
4.1. Çalışmaya dahil edilen bireylerin ortalama IZC kalınlığı değerleri.	60
4.2. Çalışmaya dahil edilen bireylerin sağ birinci molar diş hizasındaki ortalama IZC kalınlığı değerleri.	60
4.3. Çalışmaya dahil edilen bireylerin sol birinci molar diş hizasındaki ortalama IZC kalınlığı değerleri.	61
4.4. ≤18 yaş grubunun sağ birinci molar diş hizasındaki ortalama IZC kalınlığı değerleri.	66
4.5. ≥19 yaş grubunun sağ birinci molar diş hizasındaki ortalama IZC kalınlığı değerleri.	66
4.6. ≤18 yaş grubunun sol birinci molar diş hizasındaki ortalama IZC kalınlığı değerleri.	67
4.7. ≥19 yaş grubunun sol birinci molar diş hizasındaki ortalama IZC kalınlığı değerleri.	67

TABLULAR

Tablo		Sayfa
3.1.	IZC kalınlığı ile ilgili ölçümlerin kısaltmaları ve açıklamaları.	50
3.2.	Kök ucu-maksiller sinüs tabanı mesafesi ile ilgili ölçümlerin kısaltmaları ve açıklamaları.	52
3.3.	Maksiller sinüs hacmi ile ilgili ölçümlerin kısaltmaları ve açıklamaları.	54
4.1.	Birinci ve ikinci ölçümler arasındaki sınıf içi korelasyon katsayıları (SKK) ve metot hataları.	57
4.2.	Çalışmaya dahil edilen bireylerin yaş, cinsiyet ve vertikal yüz boyutuna göre dağılımları.	58
4.3.	Çalışmaya dahil edilen bireylerin cinsiyete göre yaş ortalamaları.	59
4.4.	Sağ ve sol üst birinci molar dişlerin meziobukkal ve distobukkal köklerinde 50°, 60° ve 70° varsayımsal minivida giriş açılarındaki IZC kalınlığı değerleri.	59
4.5.	IZC kalınlığının farklı varsayımsal minivida giriş açlarına göre değerlendirilmesi.	61
4.6.	IZC kalınlığının cinsiyete göre değerlendirilmesi.	64
4.7.	IZC kalınlığının yaşa göre değerlendirilmesi.	65
4.8.	IZC kalınlığının vertikal yüz boyutuna göre değerlendirilmesi.	68
4.9.	IZC kalınlığı ile maksiller sinüs hacmi değerleri arasındaki korelasyon ilişkileri.	70
4.10.	IZC kalınlığı ile kök ucu-maksiller sinüs tabanı mesafesi değerleri arasındaki korelasyon ilişkileri.	72
4.11.	Sağ ve sol maksiller sinüs hacimlerinin değerlendirilmesi.	72
4.12.	Maksiller sinüs hacminin cinsiyete göre değerlendirilmesi.	73
4.13.	Maksiller sinüs hacminin yaşa göre değerlendirilmesi.	74
4.14.	Kök ucu-maksiller sinüs tabanı mesafesinin değerlendirilmesi.	74

1. GİRİŞ

Ortodontik tedavi sırasında dişler kuvvetlere ve momentlere maruz kalır ve dişlere etki eden bu kuvvetler her zaman aynı büyüklükte fakat zıt yönde karşılıklı (reaktif) kuvvetler oluşturur. İstenmeyen reaktif diş hareketlerine karşı koyabilme yeteneği olarak tanımlanan ortodontik ankraj, tedavi planını ve sonucunu etkileyen en önemli faktörlerden biridir [1-3]. Hastanın periodontal ankraj potansiyeli tedavi hedefine uyum sağlayamıyorsa, yan etkileri önlemek için ilave ağız içi veya ağız dışı ankraj cihazları kullanılmalıdır. Klinisyenler yıllar boyunca ankrajı kontrol etmek için biyomekanik çözümler bulmak amacıyla çaba sarf etmişlerdir [4-8].

Geleneksel olarak ankrajı güçlendirmek için intermaksiller elastik, headgear, trans-palatal ark, lingual stabilize edici ark ve Nance apareyi gibi apareyler kullanılmaktadır. Ancak bu konvansiyonel ankraj yöntemleri hasta kooperasyonu gerektirmektedir, estetik değillerdir ve oluşan ankraj kaybı; kesici dişlerin protrüzyonuna, dişlerin ekstrüzyonuna ve devrilmesine ve okluzal düzlemde olumsuz etkilere yol açmaktadır [9].

Zaman içinde iskeletsel ankraj fikri ortaya çıkmış ve geliştirilmiştir. İskeletsel ankraj oluşturmak için geçici bir cihaz kullanma fikri ilk kez 1945'te ortaya çıkmıştır. Gainsforth ve Higley ortodontik kuvvetler uygulamak için köpek mandibularlarında vitallium vidalar ve paslanmaz çelik teller kullanmışlardır [10]. 1983'te Creekmore ve Eklund, üst kesici dişlerin intrüzyonu için anterior nazal spinanın hemen altına yerleştirilen cerrahi vitallium kemik vidası ile başarılı bir şekilde tedavi edilen şiddetli bir derin kapanış vakası bildirmiştir. Bu, ortodontik diş hareketi elde etmek için klinik anlamda iskeletsel ankrajın kullanıldığı ilk rapor olmuştur [11]. 1990'larda, biyoyumlu tıbbi malzemelerdeki gelişmelerin bir sonucu olarak, Umemori ve ark. 1999'da iskeletsel ön açık kapanışı olan hastalarda titanyum miniplakları ortodontik ankraj olarak kullanarak mandibular molar dişlerin intrüzyonunu sağlamışlardır [12]. Zaman içinde farklı üreticiler tarafından [13-16] çeşitli tasarımlarda titanyum minivida sistemleri geliştirilmiş ve başlangıç noktası olarak osteosentez plakalarının sabitlenmesinde kullanılan vidalar bu amaç için düşünülmüştür. Geçici ankraj cihazı

olarak kullanılan bu minividaların hem ortodontist hem de hastaya sunduğu avantajlar; atravmatik yerleştirme ve çıkarma, artan hasta konforu ve uygun maliyet-fayda oranıdır [17-19] . Böylece minividalar mutlak ortodontik ankraj elde etmek amacıyla ortodonti dünyasında sıklıkla tercih edilen bir ankraj cihazı halini almıştır.

Ortodontik minividalar başlangıçta kökler-arası bölgede kullanılmıştır [20-22] ancak diş kökleri arasındaki mesafe az ise bu bölgelere yerleştirilmeleri zor olabilir ve bu da komşu dişlerin yaralanma riskini artırabilir. Köklere yakınlık kökler-arası minividaların başarısızlığının ana faktörlerinden biridir. Köklere yakınlıktan kaynaklanan olası başarısızlıkları en aza indirmek ve yeterli diş hareketlerini elde etmek için ortodontistler minividaları ekstra-alveolar bölgelere yerleştirmeye çalışmışlardır. Mandibular bukkal raf, retromolar bölge, medyan ve para-medyan palatinal bölge ve infrazigomatik krest bu ekstra-alveolar bölgelerdendir [20, 23-26]

İnfrazigomatik krest (IZC), alveolar sırt ile maksillanın zigomatik çıkıntısı arasında uzanan palpe edilebilir bir kemik çıkıntısıdır. Daha genç hastalarda maksiller ikinci premolar ile birinci molar arasında yer alırken erişkinlerde maksiller birinci moların üzerindedir [27]. İnfrazigomatik bölgede 2 kortikal tabaka bulunur: bukkal kortikal tabaka ve sinüs tabanı. Bu bölgenin anatomik avantajı, minividanın primer stabilitesini artıran ve kortikal kemik stresini azaltan bikortikal fiksasyondur. Anatomik dezavantajı ise bu bölgeye minivida yerleştirirken, IZC'nin yakın komşuluğunda bulunan maksiller sinüsle ilgili bir komplikasyon gelişme riskidir. [27, 28].

Yapılan çalışmalarda IZC kalınlığında büyük bireysel varyasyonun mevcut olduğu belirtilmiştir. Bu varyasyonun sebebi olarak; yaş, cinsiyet, maksiller sinüs hacmi, maksiller molarların bukkal-lingual eğimi ve kök uzunlukları, alveolar çıkıntının yüksekliği ve vertikal yüz boyutu gösterilmiştir [29-36].

Bununla beraber, IZC minividası yerleştirme bölgesi, yerleştirme yüksekliği ve yerleştirme açısına göre, minividanın invaze olduğu kemik kalınlığında da değişim olduğunu bildiren çalışmalar mevcuttur [20, 23, 27, 28, 37].

IZC kalınlığına; yaş, cinsiyet, minivida yerleştirme bölgesi ve açısı, maksiller sinüs boyutları ve vertikal yüz boyutunun etkisini anlamak, hastalarda IZC minividaların kullanımını planlarken faydalı olabilir.

Bu çalışmanın amacı, Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KİBT) görüntüleri kullanılarak sağ ve sol üst birinci molar dişlerin meziobukkal ve distobukkal kökleri hizasındaki IZC kalınlığının; yaş, cinsiyet, varsayımsal mini vida giriş açısı, vertikal yüz boyutu, maksiller sinüs hacmi ve kök ucu-maksiler sinüs tabanı mesafesi ile olan ilişkisini değerlendirmektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Ortodontik Ankraj

Ortodontik tedavi sırasında dişler kuvvetlere ve momentlere maruz kalır ve dişlere etki eden bu kuvvetler her zaman aynı büyüklükte fakat zıt yönde karşılıklı (reaktif) kuvvetler oluşturur. Bu durum Newton tarafından 1687'de tanımlanan statik denge yani 'etki eşittir tepki' kuralına dayanmaktadır [38-41]. İstenmeyen bu reaktif diş hareketlerine karşı koyabilme yeteneği olarak tanımlanan ortodontik ankraj, tedavi planını ve sonucunu etkileyen en önemli faktörlerden biridir [1-3]. İstenmeyen diş hareketlerini önlemek ve tedavi başarısını sürdürmek için bu karşılıklı kuvvetler yönlendirilmelidir [1]. Diş hareketi oluşturmak için gereken kuvveti, hareketi istenen bölgede yoğunlaştırırken, reaksiyon kuvvetini mümkün olduğunca fazla diş dağıtarak, destek dişlerin periodontal ligamentindeki (PDL) basıncı en az düzeyde tutmak bir ankraj kontrol metodudur [42]. Hastanın periodontal ankraj potansiyeli tedavi hedefine uyum sağlayamıyorsa, yan etkileri önlemek için ilave ağız içi veya ağız dışı ankraj cihazları kullanılmalıdır.

Ortodontik tedavide ankraj kaybı, ortodontik mekanoterapinin potansiyel bir yan etkisidir ve başarısız sonuçların başlıca nedenlerinden biridir. Malokluzyonun düzeltilmesini zorlaştırır, yüz estetiğinin bozulmasına sebep olabilir. Ankraj kaybı; şiddetli çapraşıklığı, overjeti ve bimaksiller protrüzyonu düzeltirken büyük bir endişedir. Bununla beraber çekim bölgesi, yaş, diş hareketinin tipi ve miktarı, kök angulasyonu ve uzunluğu, eksik diş, kullanılan ağız içi veya ağız dışı mekanikler, hasta uyumu, arklar arası interdijitasyon, iskeletsel patern, patolojiler (ankiloz vb.) gibi faktörler de ankraj kaybıyla ilişkili görülmüştür [43-48]. Bu nedenle, klinisyenler yıllar boyunca ankraji kontrol etmek için biyomekanik çözümler bulmak amacıyla çaba sarf etmişlerdir [4-8].

Bu amaçla Nance apareyi, transpalatal bar ve headgear gibi yardımcı apareyler sıklıkla kullanılmıştır [44]. Tweed [4, 8], Holdaway [49] ve Merrifield [50] tedavinin etkinliğini artırmak için farklı tiplerde ankraj hazırlığı geliştirmiştir.

Storey ve Smith [51], molar ankraj ünitesinde fark edilebilir herhangi bir hareket üretmeden kanin dişlerde maksimum hareket oranı üretmek için optimum kuvvet aralığının kullanılması gerektiğini öne sürerek yeni kuvvet kavramını tanıtmıştır. Bu temel kavram, Begg'i [52] "ortodontik tedavide farklı kuvvetler" olarak adlandırılan klinik bir kavram ortaya koymaya teşvik etmiştir. Kuvvete karşı büyük bir dengeleme ünitesi oluşturmak için ankraj segmentinde birden fazla dişin kullanılması ve molar pozisyonunu stabilize etmek için diferansiyel momentlerin uygulanması fikirleri ortaya çıkmıştır [45, 46, 53].

Diş hareketlerini iyileştirmek ve ankraj kontrolü için retraksiyon mekanizmaları [47] ve braket tasarımları [48] da geliştirilmiştir. Ricketts ve ark.'nın 'Biyoprogresif Tekniği', kemik fizyolojisinden ve kemiğin uygulanan kuvvetlere verdiği tepkilerden yararlanır. Molar diş köklerini sınırlı kan desteği olan yoğun kortikal kemiğe yerleştirerek diş hareketinin geciktirildiğini ve ankrajın arttığını öne sürmüşlerdir. Mekanik açıdan, 'Biyoprogresif Teknik', posterior üniteyi bozmadan kuvvet miktarı ve yönünde diş hareketi için daha avantajlı olabilecek bölümlü arklar kullanır. Bölümlü arklardan biri olan *utility ark*, arkların posterior bölümünün meziale göç etme eğilimini nötralize etmede en etkili araçlardan biri olmuştur [54-57].

Andrews [58-60] tarafından geliştirilen '*Straight-Wire*' sistemi, ortodontistlerin hastaları kaliteli sonuçlarla verimli bir şekilde tedavi etmelerine olanak tanıyan basitleştirilmiş mekaniğe sahip yeni bir teknoloji getirmiştir [61]. Ancak bu kaydırma tekniği, diş hareketinde sürtünmeye bağlı olarak ankrajın daha fazla kontrol edilmesini gerektirebilmektedir [47].

2.2. Ankraj Sınıflandırması

2.2.1. Kuvvetin Uygulanma Şekline Göre

2.2.1.1. Basit Ankraj

Bir dişe devrilme hareketi yaptıracak bir kuvvet uygulandığında, harekete karşı olan dirence denir.

2.2.1.2. Sabit Ankraj

Bir dişin paralel hareketine karşı olan dirence denir.

2.2.1.3. Resiprokal Ankraj

Bu ankraj türünde dişlere ve ark segmentlerine uygulanan kuvvetler ve PDL'deki kuvvet dağılımı eşittir. Bu duruma örnek, orta hat diasteması varlığında santral dişlerin bir yay ile birbirine bağlanmasıdır. Bu dişlerin PDL'lerinde aynı kuvvet aynı şekilde dağılır ve dişler birbirine doğru aynı miktarda hareket eder. Resiprokal hareket için kuvvetin dağıldığı toplam PDL alanı eşit olmalıdır.

2.2.1.4. Güçlendirilmiş (Birleşik) Ankraj

Ankraj ünitesine daha fazla sayıda diş ya da ağız dışı yapılar eklenerek reaksiyon kuvvetinin geniş bir alana dağılması sağlanarak ankrajın güçlendirildiği ankraj türüdür. Buna örnek; premolar çekimli vakalarda anterior dişlerin retraksiyonu isteniyorsa, posterior dişlerin ankrajı posterior üniteye ikinci molar dişlerin eklenmesiyle güçlendirilebilir.

2.2.2. Uygulanan Çeneye Göre

2.2.2.1. Bir Çeneyi İlgilendiren Ankraj

Direnç ünitelerinin hepsinin aynı çenede bulunduğu ankraj türüdür.

2.2.2.2. Çeneler Arası Ankraj

Bir çenedeki dişlerin, karşıt çenedeki diş hareketlerini sağlamak için direnç ünitesi olarak kullanıldığı ankraj türüdür.

2.2.3. Ankraj Alınan Bölgeye Göre

2.2.3.1. Ağız İçi Ankraj

Alveolar kemik, dişler, dental arklar, palatal ve mandibular bazal kemiğin direnç ünitesi olarak kullanıldığı ankraj türüdür.

2.2.3.2. Ağız Dışı Ankraj

Ense, alın, çene ucu, oksipital bölge ve kasların direnç ünitesi olarak kullanıldığı ankraj türüdür.

2.2.4. Çekim Boşluğunun Kapatılmasına Göre

2.2.4.1. Maksimum Ankraj

Çekim boşluğunun en az 3/4' ünün anterior dişlerin retraksiyonuyla kapatıldığı ankraj türüdür.

2.2.4.2. Moderate Ankraj

Çekim boşluğunun anterior ve posterior dişlerin eşit miktarda hareketiyle kapatıldığı ankraj türüdür.

2.2.4.3. Minimum Ankraj

Çekim boşluğunun en az 3/4' ünün posterior dişlerin mezializasyonuyla kapatıldığı ankraj türüdür [41, 42, 62].

2.3. Ankraj Cihazları

2.3.1. Konvansiyonel Ankraj Cihazları

Geleneksel olarak, ankraji güçlendirmek için intermaksiller elastik, headgear, trans-palatal ark, lingual stabilize edici ark ve Nance apareyi gibi apareyler kullanılmaktadır.

İntermaksiller lastikler ve headgearlar hasta uyumu gerektirir ve hastalar bunları estetik bulmamaktadır, bu nedenle tedavi başarısı tehlikeye atılmaktadır. Transpalatal ark ve lingual stabilize edici ark, başka hiçbir yardımcı ankraj desteği olmadan tek başına kullanıldığında ankraj kontrolünde etkili değildir [40, 63, 64]. Bu konvansiyonel ankraj yöntemlerinde ankraj kaybı; kesici dişlerin protrüzyonuna,

dişlerin ekstrüzyonuna ve devrilmesine ve okluzal düzlemde olumsuz etkilere yol açmaktadır [9].

2.3.2. Ortodontik İskeletsel Ankrajın Tarihi

İskeletsel ankraj oluşturmak için geçici bir cihaz kullanma fikri ilk kez 1945'te ortaya çıkmıştır. Gainsforth ve Higley ortodontik kuvvetler uygulamak için köpek mandibulalarında vitallium vidalar ve paslanmaz çelik teller kullanmışlardır ancak kuvvetin başlamasıyla beraber vida kaybı görülmüştür [10]. 1969'da Linkow, lastik bantlar aracılığıyla dişlerin retraksiyonunu sağlamak için çene kemiklerine 'bıçak ağzı' implantlar yerleştirmiştir ancak hiçbir zaman uzun vadeli sonuçlar alamamıştır [65]. 1964'te Branemark ve ark. [66], titanyumun kemiğe sağlam bir şekilde sabitlendiğini ve hiçbir olumsuz doku tepkisi olmadığını gözlemlemiştir. 1969'da yaptıkları çalışmada, titanyum implantların ışık mikroskopik görünümü altında 5 yıl boyunca stabil kaldığını ve kemiğe osseointegre olduğunu göstermişlerdir [67]. O zamandan beri diş implantları, insan çenelerini yeniden yapılandırmak için veya diş protezlerinin dayanakları olarak kullanılmıştır [67, 68]. Başarı; malzemeye, cerrahi tekniklere ve implantların yüklenme şekline atfedilmiştir.

1983'te Creekmore ve Eklund, üst kesici dişlerin intrüzyonu için anterior nazal spinanın hemen altına yerleştirilen cerrahi vitallium kemik vidası ile başarılı bir şekilde tedavi edilen şiddetli bir derin kapanış vakası bildirmiştir. Bu, ortodontik diş hareketi elde etmek için klinik anlamda iskeletsel ankrajın kullanıldığı ilk rapor olmuştur [11]. Daha sonra 1984 yılında Roberts ve ark. [69], ortodontik ankraj için implantların kullanımını doğrulamıştır. Titanyum implantlar tavşan femurlarına yerleştirildikten 6 ile 12 hafta sonra, implantlar arasına bir spring gerdirilerek 4 ile 8 hafta boyunca 100 gramlık bir kuvvet uygulanmış ve 20 implanttan 1'i hariç tümü rijit kalmayı başarmıştır. Titanyum implantlar kemik teması geliştirmiş ve sürekli yüklenen implantlar stabil kalmıştır. Sonuçlar; titanyum implantların, ortodonti ve dentofasiyal ortopedi için sağlam iskeletsel ankraj sağladığını göstermiştir. Onlarca yıl önce, ortodontik ankrajı güçlendirmek için dental implantları ve kemik vidalarını kullanma fikri cesaret verici sonuçlar vermiştir [65, 69].

1990'larda, biyoyumlu tıbbi malzemelerdeki gelişmelerin bir sonucu olarak, osseoentegre titanyum implantlar geliştirilmiş ve ortognatik cerrahide rijit fiksasyon için miniplaklar ile kullanılmıştır. Bu uygulama, titanyum miniplağın [70, 71] ortodontik diş hareketleri için sabit ankraj olarak da kullanılabilceği hipotezini ortaya çıkarmıştır. Bu amaçla Umemori ve ark. 1999'da iskeletsel ön açık kapanışı olan hastalarda titanyum miniplakları ortodontik ankraj olarak kullanarak mandibular molar dişlerin intrüzyonunu sağlamışlardır.[12]

Kanomi [17] 1997'de, plastik ve rekonstrüktif cerrahide kemik plaklarını sabitlemek için kullanılan mini kemik vidasının bir varyasyonu olan minyatür bir implant (5,0 mm x Ø1,0 mm titanyum vida, Leibinger®, Freiburg, Almanya) tanıtmıştır. Ortodontistler için, böyle küçük bir implantın potansiyel avantajı, ankraj implantlarının yerleştirilebileceği yerlerin sayısını artırmasıdır. Melsen [72], posterior maksiller ankraj sağlamak için maksiller antral duvara paslanmaz çelik ligatür telleri yerleştirilmiş posterior dişsiz on hastadan oluşan bir vaka serisi bildirmiştir. Üst kesici dişlerin başarılı bir şekilde retraksiyonu için tellerden keser dişlere uzanan coil springler yerleştirmişlerdir.

Ohmae ve ark. [73], 2001'de köpek mandibulalarında benzer mini implantların (4.0 mm x Ø1.0 mm, %99.5 titanyum, Sankin®, Tokyo, Japonya) premolar dişleri intrüze etmek için başarıyla kullanıldığını göstermiştir. Bununla birlikte, uygulanan kuvvetlere karşı kemik iyileşme reaksiyonu ve tepkisi rapor edilmemiştir.

İmplantların kombine ortodontik-protez kullanımı dışında, tamamen disgnatik endikasyonları olan hastalar genellikle tam bir dişlenme gösterirler veya planlı bir ortodontik boşluk kapatma işlemine tabi tutulurlar. Bu gibi durumlarda alveolar kemik, implantlar için uygun bir uygulama bölgesi değildir [74]. İmplantlar bu nedenle diğer anatomik bölgelere yerleştirilmelidir. Roberts ve ark. (1989), Higuchi ve Slack (1991), mandibulada maksimum ankraj elde etmek için retromolar bölgede geçici implantların başarılı bir şekilde kullanıldığını bildirmiştir [75, 76].

Triaca ve ark. (1992), Block ve Hoffmann (1995), Wehrbein ve ark. (1996), Glatzmaier ve ark. (1995) ve Schiel ve ark. (1996), sert damağın medyan-sagittal

bölgesini implant yerleştirme için uygun bir bölge olarak tanımlamıştır [77-81]. Bu bölgeye cerrahi olarak çok iyi erişilebilir ve yapışık mukoza nedeniyle mükemmel peri-implant koşulları sunar. Ancak bu bölge sınırlı bir vertikal kemik hacmine sahiptir ve büyüyen hastalarda palatal sütur tartışmalı olarak görülmektedir [80]. Azalmış vertikal kemik hacmi, implantların özellikle uzunluklarında modifikasyona neden olmuştur [77, 79]. Genç hastalarda medyan palatal süturun obliterasyon derecesi kritik bir faktör olarak düşünülmelidir. Bu nedenle bazı yazarlara göre, medyan palatal suture uygulanan ortodontik implantların endikasyon aralığı tamamen büyümüş genç ve yetişkin hastalarla sınırlandırılmalıdır[80, 82-84]. Palatal suturedan kaçınmak için paramedian bölgenin implantlar için elverişli bir uygulama bölgesi olabileceği düşünülmüştür [74].

Bununla birlikte, en sık olarak palatal bölgeye bikortikal olarak yerleştirilen bu “geleneksel” implantların dezavantajları, sınırlı endikasyona ve sınırlı yerleştirme bölgesine sahip olması, uzun osseointegrasyon süresi, yüksek maliyet, karmaşık tasarım ve boyuttur [85]. Geçici implantasyon için cerrahi travmanın en aza indirilmesi amacıyla implant boyutları küçültülmüştür [86].

Farklı üreticiler tarafından [13-16] çeşitli tasarımlarda titanyum mikrovida sistemleri geliştirilmiş ve başlangıç noktası olarak osteosentez plakalarının sabitlenmesinde kullanılan minividalar veya mikrovidalar bu amaç için düşünülmüştür. Bu vidaların çapları 1 ile 2 mm arasında, uzunlukları ise 4 ile 14 mm arasında değişmekteydi. Bu minividalara bir örnek; Costa ve meslektaşlarının tanımladığı, direkt veya indirekt ankraj için kullanılacak özel braket benzeri başlı minividaydı. Osseoentegre implantların aksine, bu vidaların çapı daha küçüktür, pürüzsüz yüzeylere sahiptir ve yerleştirmeden kısa bir süre sonra yüklenmek üzere tasarlanmıştır [14].

İlk klinik deneyimler ve vaka raporları umut verici olmuştur çünkü küçük implantlar hem ortodontist hem de hastaya çeşitli avantajlar sunmaktadır [17-19] .

Bu avantajlar;

- Basit, atravmatik yerleştirme ve çıkarma,

- Artan hasta konforu ve
- Uygun maliyet-fayda oranıdır.

2.3.3. Geçici Ankraj Cihazları (TAD)

Ortodontide miniplaklar ve minividalar geçici ankraj cihazları (TAD) olarak kullanılmaktadır. Son zamanlardaki hızlı gelişimleri sayesinde pek çok yönden çeşitliliğe sahip hale gelmişlerdir [42].

İdeal bir TAD'ın özellikleri şu şekilde özetlenmiştir:

1. Vida malzemesi biyouyumlu ve kuvvete dayanıklı olmalıdır.
2. Vida malzemesi hemen kuvvet yüklenebilir olmalıdır.
3. Vida malzemesi biyomekanik olarak tasarlanmış olmalıdır.
4. Vida malzemesi her türlü ortodontik aksesuarla uyumlu olmalıdır ve
5. Cerrahi işlem minimal invaziv ve komplikasyonsuz olmalıdır [87].

Literatürdeki sistematik incelemeler, ortodontik ankraj için TAD'ların etkili olduğunu [88, 89] ve ideal koşullar altında nispeten düşük başarısızlık oranlarına sahip olduğunu belgelemiştir [90, 91].

TAD'ları yerleştirirken dikkate alınması gereken iki önemli faktör güvenlik ve stabiledir. Güvenlik için diş kökleri, sinirler, kan damarları, maksiller sinüs ve burun boşluğu gibi bitişik anatomik yapıların yaralanmasından kaçınılması gerekmektedir [92-94].

Stabilite, TAD'ların erken gevşemesini ve yerinden çıkmasını önleyen yerleştirme bölgesindeki kortikal kemiğin miktarı başta olmak üzere pek çok faktöre bağlıdır [95, 96].

2.3.3.1. Miniplaklar

Miniplaklar, minividalardan daha iyi stabilite sağlar ve daha güçlü kuvvetlere karşı daha dirençli olan geçici ankraj cihazlarıdır. Kök apekslerinden daha uzak bir mesafeye yerleştirilirler ve böylece dişlerin distal hareketine de izin verirler [97].

Miniplaklar diş hareketi sağlamak için direkt ve indirekt ankraj sağlayabildiği gibi maksiller protraksiyon için iskeletsel ankraj olarak da kullanılmaktadır [98, 99]. Ancak yerleştirme ve çıkarma için cerrahi prosedür gerektirirler [99, 100]

Ortodontik amaçla ilk kez Jenner ve Fitzpatrick [101], mandibular dentisyonun distal hareketini sağlamak amacıyla posterior horizontal ankraj sağlamak için mandibular miniplak kullanımını bildirilmiştir. O dönem bu miniplaklar, mandibular kırıkları stabilize etmek için kullanılıyordu.

De Clerck ve ark. [98], konumu ve sağlam kemik yapısı nedeniyle, birinci ve ikinci molar dişler hizasında yer alan infrazigomatik krest olarak da bilinen maksiller zigomatik kemiğin alt sınırını, maksiller molar dişlerin köklerinden güvenli mesafede olması nedeniyle miniplak yerleşimi için önermiştir.

Cha ve ark., maksiller retrüzyona bağlı iskeletsel Sınıf III maloklüzyonu olan hastalarda IZC bölgesinde ankraj olarak miniplaklar kullanarak maksillanın başarılı protraksiyonunu bildirmiştir [102].

2.3.3.2. Minividalar

Orijinal olarak kemik fiksasyonu için kullanılan minividalar, ortodonti hastaları için büyük bir uyum gerekliliği olmaksızın mutlak ortodontik ankraj sağlamak amacıyla yaygın olarak kullanılmaktadır [103-105]. Minividalar dental implantlar veya miniplaklarla karşılaştırıldığında daha küçük boyutu, daha basit cerrahi yerleştirme, daha kısa bekleme süresi, tedaviden sonra daha kolay çıkarılması ve daha düşük maliyeti gibi avantajları nedeniyle klinikte yaygın olarak kullanılmaktadır [106].

Minivida Yerleşimi İçin Anatomik Bölgeler

Minivida uygulaması için aşağıdaki anatomik bölgeler tanımlanmıştır:

- Dişli alveolar prosesin inter-radiküler septumu [14, 15, 85, 106-109],
- Supra-apikal bölge, mandibular bukkal raf ve infrazigomatik krest [11, 106, 109],
- Alt ve üst çenenin retromolar bölgesi [75, 76]
- Medyan veya paramedyan palatinal bölge [13, 74, 78, 82, 110-115].

Ortodontik minividalar başlangıçta kökler-arası bölgelerde kullanılmıştır [20-22] ancak diş kökleri arasındaki mesafe az ise bu bölgelere yerleştirilmeleri zor olmaktadır ve bu da komşu dişlerin yaralanma riskini artırmaktadır [23, 24]. Köklere yakınlık kökler-arası minividaların başarısızlığının ana faktörlerinden biridir [25].

Köklere yakınlıktan kaynaklanan olası başarısızlıkları en aza indirmek ve yeterli diş hareketlerini elde etmek için ortodontistler minividaları ekstra-alveolar bölgelere yerleştirmeye çalışmışlardır [20, 23, 26]. Kanomi [17] ve Costa ve ark. [14], kök hasarını önlemek için diş köklerinin altındaki bazal kemiğe 1,2 mm çaplı mikrovidalar ve 2 mm çaplı minividalar yerleştirmiştir. Park ve ark. [19] ve Park [116], uygulanan kuvvetin horizontal bileşenini artırmak için posterior dişlerin kökleri arasındaki alveolar kemiğe 1,2 mm çaplı mikrovidalar yerleştirmiştir.

Palatinal bölge; kortikal kemiğin kalitesi, keratinize mukozanın mevcudiyeti ve düşük başarısızlık oranları nedeniyle minividaların yerleştirilmesi için ideal bir bölge olarak kabul edilmektedir [117, 118].

Tüm maksiller dişlerin distalizasyonu için , Liou ve ark. [27] ve Lin ve Liou [119] , IZC'ye yerleştirilen mini vidaları kullanmayı önermişlerdir.

Palatinal bölge, mandibular bukkal raf ve IZC gibi ekstra-alveolar bölgeler; bukkal kemiğe göre avantajlıdır çünkü bu bölgelere yerleştirilen minividalar köklerden uzaktır ve diş hareketini engellemez [105, 120], daha büyük boyutlarda

minivida kullanılabilir, bir diş grubunun veya tüm dental arkin mezial veya distal hareketini sağlayabilir, konvansiyonel minividalarla karşılaştırıldığında daha düşük başarısızlık oranına sahiptir ve komplike vakaları çözmek için daha az sayıda minivida kullanımı yeterli olur [121]. Bu nedenle, ekstra alveolar bölgelerin anatomisini anlamak, bu cihazların başarısı için büyük önem taşımaktadır.

Minivida Yerleştirme Teknikleri

İki farklı minivida yerleştirme tekniği vardır: *self-drilling* ve *pre-drilling (self-tapping)*. Önerilen yerleştirme tekniği üreticiden üreticiye farklılık gösterir.

-Pre-Drilling (Self-Tapping) Teknik: *Pre-drilling* minividalarda, minivida yerleştirilmeden önce kemikte pilot bir delik açılmalıdır. Ardından minivida el driver'ı (tornavida) ile bu deliğe yerleştirilir. Pilot deliğin oluşturulması, minividanın yapısına ve yerleştirme bölgesindeki kemik yoğunluğuna bağlıdır.

-Self-Drilling Teknik: Daha güncel olan *self-drilling* minividalar, bir pilot deliğe ihtiyaç duymadan kortikal kemiğe elle vidalama yoluyla yerleştirilebilir. Tasarımına bağlı olarak minividanın kesme noktası ya yolundaki kemiği kaldırır ya da yanlara doğru sıkıştırır. Bu minividaların faydaları, daha basit yerleştirme prosedürü, azaltılmış ekipman envanteri ve azaltılmış yerleştirme süresidir. Ayrıca *self-drilling* sistemle, *pre-drilling* sistemde pilot delik açılırken deliğin fazla genişlemesi, aşırı ısınma, köke temas etme gibi olası riskler de ortadan kalkmış olur [122]. Ancak kalın ve/veya sert kortikal kemikle karşılaşıldığında *self-drilling* minividalarda da önceden bir pilot delik açılması önerilmiştir.

Eğer minividanın çapı 1,3 mm'den küçükse, saf titanyumdan yapılmışsa ve yerleştirme bölgesindeki kemik kalınsa *pre-drilling* önerilir. Alternatif olarak, minividanın çapı 1,3 mm'den büyükse, titanyum alaşımından yapılmışsa ve yerleştirme bölgesindeki kemik inceyse *self-drilling* yeterlidir [123]. *Self-drilling* ve *pre-drilling* minividaların karşılaştırıldığı bir çalışmada, *self-drilling* tekniğinin (%93) *pre-drilling* tekniğine göre (%86) daha başarılı olduğu bulunmuştur [124].

2.3.4. Minivida Başarısını Etkileyen Faktörler

Minividaların başarısını etkileyen pek çok faktör vardır: primer stabilite, anatomik faktörler, minividanın yapısal özellikleri, minividanın yerleştirilme bölgesi ve prosedürleri, hastanın ağız hijyeni, hekimin tecrübesi, kullandığı teknik ve uyguladığı kuvvet bu faktörler arasındadır [107, 125-127].

2.3.4.1. Primer Stabilite

Minividaların başarılı bir şekilde yerleştirilmesinin en önemli koşulu primer stabilitedir. Bunun nedeni minividaların osseointegrasyon sağlamamaları, mekanik retansiyon ile kemiğe tutunmalarıdır [128-130]. Kemik miktarı, kalitesi ve yoğunluğu, minividanın primer stabilitesi için önemli faktörlerdir [69, 131].

Kemik Miktarı

1 mm'den az kortikal kemik kalınlığı varlığında, 1 mm veya daha fazla kalınlığa kıyasla minivida başarısızlığı olasılığı daha yüksek bulunmuştur [132, 133]. Sonlu eleman modelleri (FEM) kullanılarak yapılan sayısal analizler, kortikal kemik kalınlığı arttıkça minivida defleksiyonunun azaldığını [134] ve kalınlığı 1 mm'den az olan kortikal kemiğin bu bölgede kemik rezorpsiyonuna neden olabilecek streslere karşı savunmasız olduğunu göstermiştir [135].

Kemik Kalitesi ve Yoğunluğu

Yapısal olarak maksilla, bir trabekül ağıyla birbirine bağlanan nispeten ince kortekslere sahiptir [136]. Ancak mandibula kalın kortekslerden oluşur ve daha radyal yönelimli trabeküllere sahiptir. Bu nedenle kortikal kemiğin kalınlığı gibi anatomik özellikler iki çene arasında farklılık gösterebilir. Bununla beraber mandibulaya yerleştirilen minividaların başarısızlık oranının, maksilladakilerden daha yüksek olduğunu bildiren çalışmalar mevcuttur. On yedi çalışmanın bulgularını inceleyen bir meta-analize göre, mandibulada (%19,3), maksillaya (%12,0) göre daha yüksek minivida başarısızlık oranı gözlenmiştir. Bunun olası sebepleri; mandibuladaki yüksek kemik yoğunluğunun minividanın yerleştirme torkunu artırması, yerleştirme

esnasında kemiğin aşırı ısınması, mandibular minividaların çevresinde daha az kortikal kemik oluşması ve maksillaya kıyasla daha zor temizlenen bir bölge olması şeklinde belirtilmiştir [90, 137, 138].

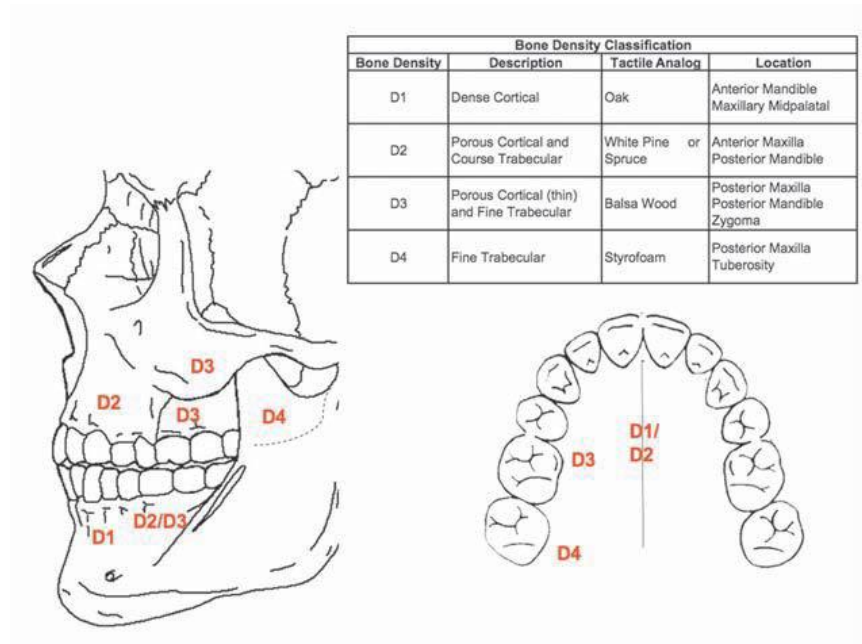
Primer stabilite için önemli faktörlerden biri de kemik yoğunluğudur [139, 140]. Minivida başarısızlığı genellikle yetersiz kortikal kalınlık nedeniyle düşük kemik yoğunluğunun bir sonucudur [141]. Kemik yoğunluğu, bir maddenin yoğunluğunu karakterize etmek için bilgisayarlı tomografi taramasında kullanılan bir Hounsfield birimine (HU) dayalı olarak 4 grupta (D1, D2, D3 ve D4) sınıflandırılır (Şekil 2.2).

D1 (>1250 HU), anterior mandibula ve maksiller midpalatal bölgede bulunan yoğun kortikal kemiktir.

D2 (850-1250 HU), kalın (2 mm), iri trabeküllere sahip gözenekli kortikal kemiktir ve anterior maksilla ve posterior mandibulada bulunur.

D3 (350-850 HU), ince (1 mm), ince trabeküllere sahip gözenekli kortikal kemiktir ve posterior maksillada ve bir miktar posterior mandibulada bulunur.

D4 (150–350 HU), posterior maksilla ve tüberosite bölgesinde bulunan ince trabeküler kemiktir [139, 142].



Şekil 2.1. Kemik yoğunluğu diyagramı [143].

2.3.4.2. Minividanın Yerleştirilme Prosedürü

Minividanın Yerleştirilme Açısı

Minivida yerleştirme açısının, gerilim dağılımı üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğu bilinmektedir ve başarısızlık oranını önemli ölçüde etkileyebilir [144]. Minividanın açılı yerleştirilmesiyle, minivida ile kortikal kemik teması artırılabilir [145]. Inaba [146], minividaların kemik yüzeyine açılı veya dik yerleştirmenin stabiliteye etkisini araştırmış ve kemik yüzeyine açılı yerleştirilen minividaların primer stabilitesinin daha iyi olduğunu göstermiştir.

Minividanın Dişeti Seviyesi

Kuroda ve ark. [147] yaptıkları klinik çalışmada yapışık dişeti seviyesinde implante edilen mini vidalar için yaklaşık %90 gibi yüksek bir başarı oranı göstermişlerdir. İmplantların hareketli mukozaya yerleştirilmesinin doku iritasyonuna ve diş eti dokusunda iltihaplanmaya yol açarak implantın kaybedilmesine neden olduğunu, yapışık dişeti seviyesinde yeterli kortikal kemiğin bulunduğunu ve buraya yerleştirilen mini vidaların stabil kalacağını belirtmişlerdir.

Minividanın Diş Kökleriyle Teması

Kuroda ve ark. [25] tarafından yapılan başka bir çalışmada, minividanın komşu diş köküne yakınlığı, özellikle mandibulada önemli bir başarısızlık nedeni olarak gösterilmiştir. Watanabe ve ark. [148]'na göre, minivida komşu dişle temas ettiğinde kemik remodelasyonu inhibe olmaktadır ve minividanın bulunduğu bölgedeki kemik kütlesi azalmaktadır. Bu bulgulara göre, özellikle mandibulada minivida başarısızlığını etkileyen en önemli faktörün kök yakınlığı olduğunu bildirmişlerdir.

Kök yaralanmasının olası komplikasyonları arasında diş vitalitesinin kaybı, osteoskleroz ve dentoalveolar ankiloz bulunur [149, 150]. Genel bir kural olarak, özellikle minividalar interdental bölgelere yerleştirildiğinde diş köklerinden ve sınırlardan 2 mm'lik bir güvenlik mesafesi bırakılması tavsiye edilir [151, 152]. Ortodontik minividalar tarafından hasar gören diş kökleri varlığında, minividanın

çıkarılmasından 12 ile 18 hafta sonra diş ve periodonsiyumun tamamen onarıldığı gösterilmiştir [149].

Minividanın Yerleştirilme Torku

Minividanın yerleştirilme torku, minivida başarısı için bir faktör olarak görülmektedir. 10 Ncm'den yüksek yerleştirme torku değerleri, 10 Ncm'den düşük tork değeriyle karşılaştırıldığında daha fazla minivida başarısızlığı ile ilişkilendirilmiştir. Yüksek düzeyde stres, çevre kemiğin nekrozuna ve lokal iskemisine neden olabileceğinden, belirli yerleştirme torku değerleri önerilmiştir [133, 153-155]. Minividaların yerleştirme torkunun, kortikal kemik kalınlığından da etkilendiği belirtilmiştir [156, 157].

Minividanın Yüklenme Kuvveti

Literatürde minividalar genellikle 'hemen veya iki haftalık bir iyileşme döneminden sonra yüklenmelidir' ibareleri yer almaktadır [16, 106]. Hemen yüklenirse, 25 g'dan az ortodontik kuvvet uygulanmalıdır [158]. İki hafta sonra kuvvet yüklenirse daha yüksek kuvvetler uygulanabilir [151].

Romanos ve ark. [159], hemen yükleme yapıldığında minivida çevresindeki alveolar kemiğin ossifikasyonunun arttığını ve minivida başarısını olumlu yönde etkilediğini bildirmişlerdir. Minividalar, minimum rotasyonel hareket sağlanması şartıyla 50 ile 600 g arasında değişen kuvvetlere dayanabilir ve stabil kalır [2, 14, 151]. Yükleme kuvvetindeki bu geniş aralığın sebebi; materyal özellikleri, vida tasarımı, çap, uzunluk, temas türü, kemik yoğunluğu, kuvvetin etkisi ve implant bölgesindeki değişkenliktir. 150 g'a kadar olan kuvvetlerin kemik yoğunluğundan etkilenmediği ve stabiliteyi etkilemediği hayvan modellerinde gösterilmiştir [158].

2.3.4.3. Minividanın Yapısal Özellikleri

Minividanın yerleştirildiği bölgeye, yerleştirilme koşullarına, klinisyene ve hastaya bağlı özelliklerin yanı sıra minividanın yapısal özellikleri de başarılı bir tedavi

sonucu için oldukça önemlidir. Bu özellikler; minividanın materyali, uzunluğu, çapı, baş ve boyun tasarımıdır.

Minivida Materyali

Titanyumun yüksek biyouyumluluğu, kırılmaya ve korozyona karşı direnci, vida yapısında kullanılmak için popüler bir materyal olmasını sağlamıştır. Saf titanyumun yorulma direncini artırmak için alüminyum ve vanadyum da kullanılarak titanyum alaşımından (Ti-6Al-4V) minividalar üretilmeye başlanmıştır. Bununla beraber piyasada pek çok paslanmaz çelik yapılı minivida da mevcuttur [123].

Minivida materyalinin başarıya olan etkisini incelemek için Brown ve ark. [160] yaptıkları çalışmada titanyum ve paslanmaz çelik minividaları karşılaştırmıştır. Tavşan tibiasına uygulanan titanyum ve paslanmaz çelik mini vidalar hemen 100 gr kuvvetle yüklenmiş ve kuvvet altı hafta boyunca devam ettirilmiştir. Bulgularına göre her iki materyal de birbirine benzer mekanik ve histolojik özellikler göstermiş olup paslanmaz çelik minividaların yerleştirme torkunun daha fazla olduğunu bildirmişlerdir.

Minivida Uzunluğu

Minivida uzunluğu, üreticiler arasında farklılık gösterir ve genellikle 5 ile 15 mm arasında değişir. Endosseöz vida uzunluğu, minividanın kemik içinde ve yumuşak dokuların altında kalan gövde kısmını ifade eder.

Minivida uzunluğunun seçimi, bitişik anatomik yapıların yanı sıra mevcut kemik derinliğine göre yapılmalıdır. Maksilla daha çok süngerimsi kemikten oluştuğu için, mandibulada kullanılanların aksine daha uzun ve ince minividalar kullanılmalıdır [123]. Kortikal kemiğin kalınlığı 1 mm'den fazlaysa, primer stabilite için genellikle 6 mm uzunluğunda bir minivida yeterli görülmektedir. Ancak kortikal kemiğin kalınlığı 1 mm'den azsa, primer stabilite için 8 mm'lik minividalar önerilir. Sistemik bir incelemede, 8 mm'lik minividaların 6 mm'lik minividalardan %22 oranında daha başarılı olduğu bildirilmiştir [129].

Aynı incelemede, minimum 8 mm uzunluğunda ve 1.2 mm çapındaki mini vidaların iyi stabilite sağladığı ve kök hasarı riskinin minimum olduğu gösterilmiştir [129]. Yapılan bir çalışmada minivida uzunluğu ve stabilite arasındaki ilişki in vivo olarak test edilmiştir ancak bu ilişkinin önemsiz olduğu bulunmuştur [161]. Bununla beraber, Tseng ve ark., 12 mm'den uzun minivida ile %100 başarı oranı bildirmişlerdir [162]. Vital yapılara zarar vermeden iyi stabilite sağlamak amacıyla minivida uzunluğu tercihi iyi yapılmalıdır.

Minivida Çapı

Çap üreticiler arasında farklılık gösterir ve genellikle 1,2 ile 2,3 mm arasında değişir. Doğru minivida çapı seçerken; minividanın materyali, yerleştirilme bölgesi ve yerleştirme yöntemi gibi birçok faktör düşünülmelidir. Genel olarak çap ne kadar büyük olursa primer stabilite ve buna bağlı başarı oranı o kadar yüksek olur. 1 mm kalınlığındaki minividaların; 1,5 ve 2,3 mm çapındaki minividalardan önemli ölçüde daha kötü performans gösterdiği bulunmuştur [2]. Benzer şekilde 1,1 mm kalınlığındaki minivida için 1,6 mm'lik minividalara kıyasla daha başarısız sonuçlar bildirilmiştir [163].

Küçük çaplı bir minividaya ağır bir ortodontik kuvvet uygulanırsa, minividanın ankraj potansiyelini kaybetme şansı olabilir. Tersine, kökler-arası alana yerleştirilen büyük çaplı mini vidaların ise diş köklerine zarar verme riski daha çok olur. Genel olarak, diş köklerine zarar vermemek için daha küçük çaplı minivida alveolar alanlara, daha büyük çaplı minivida ise ekstra-alveolar alanlara yerleştirilmelidir [123].

Birçok çalışmada minividanın çapının yerleştirme torku üzerinde önemli bir etkisi olduğu belirtilmiştir [126, 128, 164].

Minivida Tasarımı

Farklı üreticiler tarafından değişik tasarımlarda minivida geliştirilmiştir (Şekil 2.1). Minivida şu temel parçalardan oluşur: baş kısmı, boyun kısmı, gövde ve vida dişleri veya yivleri.

- Baş Kısmı: İdeal bir baş tasarımı, mevcut *edge-wise* braket sistemleriyle uyumlu olmalıdır [122]. Ligatür teli, elastik iplik ve elastomerik zincir gibi yardımcı ataçmanların bağlanmasına yardımcı olmak için çeşitli oluklar, tüneller, butonlar ve slotlar içeren çok sayıda baş tasarımı vardır. Minivida slotları braketlerle büyük ölçüde benzer boyutlara sahiptir ve ark tellerini doğrudan takmak için kullanılabilir [123].

- Boyun Kısmı: Minividanın gövdesiyle baş kısmını bağlar. MAS™ sistemi hariç, hemen hemen tüm üreticiler minivida boyun tasarımını kullanır. Plak birikimini ve mikroorganizmaların barınmasını önlemek ve yara iyileşmesini hızlandırmak için pürüzsüz cilalı bir boyun gereklidir. Boyun tasarımının temel amacı, ataçmanların dişetini tahriş etmesini önlemek ve dişeti iritasyonunu en aza indirmektir. Genel olarak yeterli minivida boyun yüksekliği 1 ile 2 mm arasındadır. Boyun kısmı ile alttaki kemiğin temas yüzeyi önemlidir çünkü doğrudan kemik teması sayesinde daha fazla mekanik stabilite elde edilebilir [87, 123].

-Yivli Kısmı: Minivida yivli kısımları silindirik veya konik şekle sahip olabilir. Konik minivida kalınlığı uca doğru azalır. Silindirik minivida ise sadece uç kısım ince olup gövdenin kalınlığı aynıdır. Silindirik minivida kemikle temas eden yüzey alanı daha fazladır. Wilmes ve ark. [165]'nin çalışmasında konik şekilli minivida diğerlerine göre daha stabil bulunmuştur. Cha ve ark. [166] ise uzun dönemde silindirik ve konik minivida stabilite arasında anlamlı bir fark olmadığını bildirmiştir.

2.3.4.4. Hastaya Bağlı Özellikler

Minivida başarısının yaş ile ilişkisine dair yapılan çalışmalara bakıldığında; Farnsworth ve ark. [167] mandibular birinci molardan distale gidildikçe ve infrazigomatik krest bölgesinde kortikal kemik kalınlığı açısından yetişkin ve adolesan

hastalar arasında bir fark olmadığını, ancak maksiller ve mandibular bukkal bölgelerin bazılarında yaş açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulduklarını bildirmişlerdir. Bulgularına benzer şekilde, 19 ila 27 yaşındaki deneklerden oluşan bir örnekleme, daha yaşlı deneklerde maksilla önemli ölçüde daha yüksek bukkal ve palatal kemik kalınlıklarına sahip bulunmuştur [168]. Garfinkle ve ark. [169], adolesan hastalardaki minivida başarı oranının (%70.3), yetişkinleri değerlendiren diğer çalışmalara göre çok daha düşük olduğunu bildirmiştir. Park ve Cho [96], mini-implant başarısızlıklarının 14 yaşından küçük hastalarda görüldüğünü gözlemlemişlerdir. Motoyoshi ve ark. [154] adolesan hastalar için en düşük başarı oranını (%63.8) bildirmişlerdir. Aynı çalışmada ortodontik kuvvet öncesi üç ay beklendiğinde, minivida başarı oranının adolesanlarda %63'ten %97'ye yükseldiğini bildirmişlerdir. Miyawaki ve arkadaşları [2], 51 hastada 134 titanyum vidayı değerlendirmiş ve 20 yaş altı, 20-30 yaş arası ve 30 yaş üstü yaş grupları arasında vida başarısında fark olmadığını bildirmiştir.

Genel olarak hastanın cinsiyeti, minivida başarısızlığında önemli olmayan bir faktör olarak bildirilmiştir [2, 90, 107, 147] ancak başarı oranını erkek hastalarda (% 88,1) kadın hastalara (%76,4) göre daha iyi bulan çalışmalar da mevcuttur [170].

Hastanın ağız hijyeni, minivida başarısını etkileyen önemli bir faktördür. Kötü ağız hijyenine bağlı yumuşak doku enflamasyonu ve hipertrofisi, minivida başının kısmen veya tamamen dişetiyle kaplanmasına neden olabilir. Zaman içinde gelişen enfeksiyon, minivida çevresindeki kemiğin rezorbsiyonuna ve minivida mobilitesine sebep olabilir. Bu nedenle hastaların ağız hijyenine dikkat etmeleri önemlidir [123].

2.3.5. Minivida ile ilişkili komplikasyonlar

Minivida ile ilişkili komplikasyonlardan biri kök veya periodontal ligament hasarıdır. Yerleştirme sırasında diş köklerine veya periodontal ligamente gelebilecek travma; ankiloza, vitalite kaybına veya osteoskleroza neden olabilir. Radyograflar genellikle uygun yerleştirme yerini tahmin etmede güvenilir olmadığından, klinisyenler değerlendirme aracı olarak yalnızca radyograflara güvenmemelidir. Yerleştirme sırasında dirençle karşılaşırsa veya hasta ani keskin bir ağrı hissederse

vidanın kök ile temas ettiği varsayılabilir. Bir dizi histolojik çalışmada periodontal ligament ve pulpa hasarının yaygın bir komplikasyon olduğu gösterilmiştir [171, 172].

Bir başka minivida ile ilişkili komplikasyon komşu anatomik yapıların hasarındır. Klinisyenler minividayı yerleştirmeden önce ilgili sinirlerin ve kan damarlarının anatomisi konusunda bilgiye sahip olmalıdır. Palatal minivida yerleştirirken, palatin sinir ve kan damarlarında hasar riski vardır. Palatin foramen genellikle üçüncü azı dişlerinin lateralinde veya ikinci ve üçüncü azı dişleri arasındadır. Dişeti kenarının 5-15 mm önünde uzanır. Bu nedenle minividaların palatal eğimlere yerleştirilmesine karar verildiğinde, daha mezial bir bölgeye yerleştirilmelidir.

Mandibular bukkal rafa yerleştirilecek minividalar için mandibular inferior alveolar sinirin hasar görme riski vardır. En çok bukkal olarak ikinci moların hemen distalinde ve ikinci premoların apeksinin etrafına yerleşmiştir. Retromolar bölgede iki ana sinire zarar verme riski vardır: bukkal olarak uzanan ve yüksekte geçen uzun bukkal sinir retromolar bölgede; lingual sinir ise lingual olarak ilerleyerek hemen ağız tabanının altında bulunur. Bu nedenle, bu bölgelerde 8 mm'den daha kısa mini vidalar önerilir.

Maksiller bukkal kortikal kemiğe veya IZC'ye minivida yerleştirirken maksiller sinüsün perforasyonu görülebilmektedir, bölge dişsizse risk daha yüksektir ancak perforasyonların genellikle herhangi bir komplikasyon olmadan iyileştiği belirtilmiştir[123].

Klinisyenin bilmesi gereken başka bir komplikasyon, yerleştirme sırasında mini vidanın bükülmesi veya kırılmasıdır. Minividalar, yüksek torsiyonel stres veya dönme yorgunluğu nedeniyle kırılabilir. Önceden daha sık rastlanan bu komplikasyon yeni geliştirilmiş minividalarda daha az görülmektedir. Kırılma genellikle baş ile boyun arasında meydana gelir. Dönme yorgunluğu riskini ortadan kaldırmak için aşırı basınçtan ve minividaların aşırı sıkılmasından kaçınılması önerilir. Yoğun kemik pre-drilling gerektirebileceğinden kemik kalitesi yeterince değerlendirilmelidir. Yoğun kortikal kemikte self-drilling bir minivida kullanılıyorsa 1,6 mm veya daha büyük bir çap önerilir. Kırılma meydana gelirse, mümkünse kırık parçanın çıkarılması önerilir.

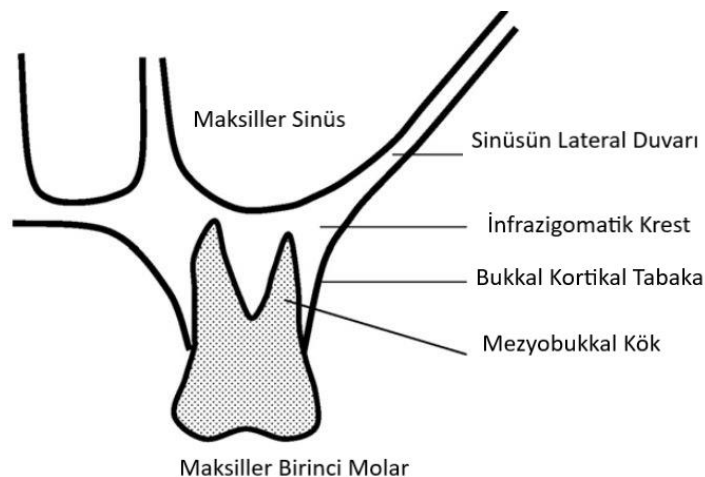
Genellikle kırık vida derinde ve sterilse yerinde bırakılabilir; ancak dikkatli izlem gereklidir [143].

Bir başka komplikasyon kötü ağız hijyenine bağlı yumuşak doku enflamasyonu ve hipertrofisidir. Bu durum minividanın baş kısmının kısmen veya tamamen dişetiyle kaplanmasına neden olabilir. Bu nedenle hastaların ağız hijyenine dikkat etmeleri önerilir [123].

2.4. İnfrazigomatik Krest (IZC)

İnfrazigomatik krest (IZC), alveolar sırt ile maksillanın zigomatik çıkıntısı arasında uzanan palpe edilebilir bir kemik çıkıntısıdır. Daha genç hastalarda maksiller ikinci premolar ile birinci molar arasında yer alırken erişkinlerde maksiller birinci moların üzerindedir [27]. Yapılan bir sonlu eleman analizi çalışmasına göre, oklüzal kuvvetlerden kaynaklanan stresler öncelikle IZC yoluyla maksillaya aktarılmaktadır [173].

IZC'nin bukkal sınırı, zigomatik çıkıntının dış yüzeyinden ve alveolar çıkıntının en apikal bölgelerinden oluşmaktadır (Şekil 2.3). Kortikal tabakasının kalınlığı ve dental arktan uzaklığı nedeniyle IZC, minivida yerleştirme bölgesi olarak ekstra-alveolar bir seçim olmuştur [29].



Şekil 2.2. Maksiller birinci molar dişin üzerindeki IZC bölgesinin gösterimi [27].

2.4.1. IZC Kalınlığını Etkileyen Faktörler

Baumgaertel ve Hans [29], IZC kalınlığında büyük bireysel varyasyonun mevcut olduğunu belirtmişlerdir. Santos ve ark. [30], IZC kalınlığında 0,9 ile 7,4 mm arasında değişen ölçümler bulmuştur ve bu varyasyonun nedenini; farklı kök uzunlukları, maksiller sinüs boyutları, maksiller birinci moların bukkolingual eğimi ve çalışılan bireyler arasında alveolar çıkıntının yüksekliğindeki farklılık olarak belirtmişlerdir. Lee ve ark. [32] büyümekte olan hastalarda kemik kalınlığının, maksillanın zigomatik çıkıntısının superior ve lateral bölgelerinde daha kalın olma eğiliminde olduğunu ve bu farkın maksiller sinüs gelişimine bağlı olabileceğini bildirmiştir. Bu varsayımı destekleyen başka bir çalışmada; IZC kalınlığı en yaşlı grupta en ince bulunmuş ve bunun sebebinin maksiller sinüs hacminde ve boyutlarındaki değişimden kaynaklı olabileceği, sinüs duvarlarının zaman içinde kemik ekspansiyonuna sebep olarak ince kemikli laminalara dönüştüğü belirtilmiştir [33, 174].

Liou ve ark. [27] , Baumgaertel ve Hans [20] ve Murugesan ve ark. [37] çalışmalarında oklüzal düzlemden uzaklaştıkça IZC kalınlığının azaldığını bildirmişlerdir.

Lee ve ark. [32] ortalama yaşı 11,4 olan 16 bireyi dahil ettiği çalışmalarında erkek hastalarda IZC'nin kadın hastalara göre klinik olarak daha kalın olduğunu bulmuşlardır. Santos ve ark. [30], Wu ve ark. [175], Tavares ve ark. [28] ve Arango ve ark. [33] cinsiyetler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit etmemiştir.

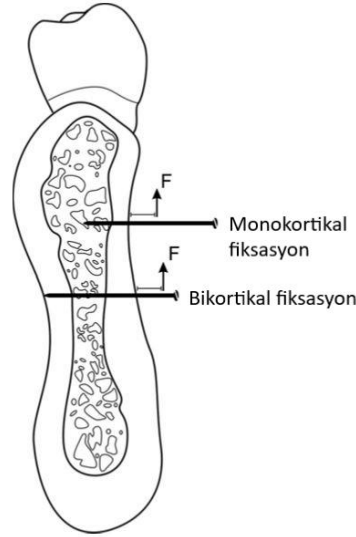
2.4.2. IZC Minividaları

IZC'nin anatomik yapısı diğer bölgelerden farklıdır. İnfrazigomatik bölgede 2 kortikal tabaka bulunur:

- Bukkal kortikal tabaka ve
- Sinüs tabanı.

Bu bölgenin anatomik avantajı, minividanın primer stabilitesini artıran ve kortikal kemik stresini azaltan bikortikal fiksasyondur [27, 28]. Bikortikal minivida

ankraji, minividanın hareketine direnç açısından monokortikal ankrajdan üstündür [23, 176] (Şekil 2.4).



Şekil 2.3. Monokortikal ve bikortikal fiksasyonun çizimsel gösterimi [176].

IZC minividası; maksiller tüm arkın distalizasyonu, maksiller kanin diş retraksiyonu, en masse retraksiyon, maksiller posterior dişlerin intrüzyonu, okluzal düzlem eğiminin düzeltilmesi ve gömülü kanin dişin sürdürülmesi için ankraj sağlamak üzere kullanılmaktadır [14, 16, 106, 119]. Literatür raporları ayrıca IZC'nin, vertikal boyuttaki düzeltmeler için tek minivida yerleştirmeye uygun bir ankraj yeri olduğunu belirtmektedir [27, 177].

Daha önceden minivida destekli maksiller distalizasyon için kökler-arası minividalarla 2 aşamalı bir yöntem kullanılmıştır. İlk aşamada maksiller molarlar distale doğru hareket ettirilip ikinci aşamada premolarlar ve keser dişler retrakte edilmiştir. Bu distalizasyon yönteminin, premolar ve keserlerin *round tripping* adı verilen hareketine neden olduğu görülmüştür. Ancak IZC minividası ile tek aşamada tüm maksiller dentisyon distalize edilebilmektedir [178, 179].

Geleneksel mini vidaların %13,5'lik [180] başarısızlık oranına karşılık IZC minividasının başarısızlık oranı %7'den az olarak bildirilmiştir [181]. Hsu ve ark.'nın 772 adet IZC minividası ile yaptıkları çalışmada buldukları %6.35 başarısızlık oranı da bu bulguları desteklemektedir [26].

Stabilitenin korunması için minividanın IZC'ye nüfuz eden derinliğinin en az 6 mm olması gerektiği, dolayısıyla bu alan için 8-12 mm minivida uzunluğunun ideal olduğu öne sürülmüştür [16, 182]. Yaygın olarak 12 veya 14 mm uzunlukta ve 2 mm çapında IZC minividaları tercih edilmektedir. Bukkal vestibüldeki yumuşak doku kalın olduğunda, genellikle 7 mm'lik baş ve boyun kısmı ve 7 mm'lik yiv alanına sahip 14 mm uzunlukta minividalar tercih edilmektedir. Uygulama bölgesinde ince yumuşak doku mevcutsa 12 mm uzunlukta minividalar tercih edilebilir. Yiv uzunluğu, baş ve boyun boyutları farklı üreticilere göre değişmektedir [183].

Anatomik olarak, IZC büyüme sürecinde değişir [27], bu nedenle uygun minivida stabilitesini sağlamak ve doku yaralanmalarından ve/veya maksiller sinüs penetrasyonundan kaçınmak için uzunluk ve kalınlıktaki yaşa bağlı olası varyasyonlarının bilgisine sahip olmak çok önemlidir [184].

IZC bölgesinde minividayı çevreleyen mukozanın, inflamatuvar reaksiyonda önemli rol oynayabilmesi ve başarısızlık için bir risk faktörü olabilmesi nedeniyle [185, 186] Liou ve ark., dişlerin distalizasyonu için mukogingival bileşkeye minividanın yerleştirilmesini tavsiye etmiştir [27].

2.4.2.1. IZC Minividalarının Uygulama Bölgesi

Literatürde IZC minividalarının yerleştirileceği ideal bölge konusunda farklı görüşler vardır:

- Liou ve ark. ve Vargas ve ark.'na göre maksiller birinci molar dişin meziobukkal kök hizası,
- Liu ve ark., Paul ve ark. ve Lima ve ark.'na göre birinci ve ikinci molar dişlerin arası,
- Lin ve ark. ve Murugesan ve ark.'na göre ikinci molar dişin meziobukkal kök hizası, ideal IZC minividası yerleştirme bölgesidir [23, 27, 34, 35, 181, 187, 188].

2.4.2.2. IZC Minivdalarının Uygulama Prosedürü

Yerleştirme bölgesi ve açısı IZC bölgesinde tedavi başarısı için kritik bir faktördür. Lokal anestezi ardından sondla minivida yerleştirilecek nokta işaretlenmelidir, pek çok yazarın önerisi mukogingival birleşimden giriş yapmaktır. Hareketli mukozaya uygulanması minivida başarısızlığına, yumuşak doku enflamasyonuna ve minividanın yumuşak dokuyla kaplanmasına neden olabilir. Minivida ilk olarak diş aksına dik açıyla yerleştirilmeye başlanmalıdır ve vida bu dik açıyla bir miktar kortikal kemiğe penetre olmalıdır. Çoğu yazar bu kalınlığın en az 1 mm olmasının gerektiğini vurgulamış, bazı yazarlar stabilitede en etkili faktörün kortikal kemik kalınlığı olduğunu bildirmiştir. Bir miktar penetrasyonun ardından minivida yavaş hareketlerle koronale doğru açılmalıdır. Bu açının derecesi konusunda net bir fikir birliği olmasa da minivida-maksiller okluzal düzlem arası 50°-70° açı genellikle önerilmektedir. Minividanın bu bölgede açılı yerleştirilmesi hem vida-kemik temasını artırarak stabilitenin artmasını sağlar hem de diş köküne temas riski azalır. Bununla beraber açılı yerleştirmede minivida başı yapışık dişetinde kalır ve yumuşak doku iritasyonu meydana gelme ihtimali azalır [23, 24, 27, 28, 37, 189].

2.4.2.3. IZC Minivdalarının Yerleştirilme Açısı

Minivida yerleştirme açısının, gerilim dağılımı üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğu bilinmektedir ve başarısızlık oranını önemli ölçüde etkileyebilir [144]. Bununla birlikte minividayı farklı bir açıyla yerleştirerek, oluşan kemik temas uzunluğu artırılabilir [145].

Liou ve ark. maksiller birinci molar dişin hizasındaki IZC'ye farklı açılarda yerleştirilecek minivdaların varsayımsal olarak ulaştığı kemik kalınlığını değerlendirdikleri KIBT çalışmalarında, IZC kalınlığının 5-9 mm arasında olduğunu bulmuşlardır. 75 ° 'lik varsayımsal minivida giriş açısı ve konumunun, minivida ve IZC arasındaki dar yerleştirme açısı nedeniyle teknik olarak zor olduğunu bildirmişlerdir. Bu açının; minividanın kaymasına, kemiğin sıyrılmasına ve olası kök yaralanmasına neden olacağını vurgulamışlardır. Buna karşılık, 40°'lik varsayımsal minivida giriş açısı

ve konumu teknik olarak daha kolaydır ancak daha sığ bir minivida giriş derinliğine ve ayrıca daha apikalden yerleştirmeye neden olacağı için alveolar veya bukkal mukoza iritasyonu riskine sahip olabilmektedir. Çalışmalarının sonucuna göre, ideal IZC minividası yerleştirme bölgesi maksiller birinci moların hizasında, maksiller oklüzal düzlemin 14 ila 16 mm üzerinden ve yerleştirme açısı maksiller oklüzal düzlemle 55° ila 70° açı yapacak şekilde olmalıdır [27].

Tavares ve ark. da benzer şekilde IZC kalınlığının, daha büyük minivida giriş açılarında ve daha apikal bölgeden yerleştirildiğinde daha ince olduğunu bulmuşlardır [28].

Arango ve ark. da benzer şekilde 55, 65 ve 70 derecelik minivida yerleştirme açılarında, tüm yaş gruplarında oklüzal düzlemle arasındaki açı arttıkça minividanın invaze olduğu IZC kalınlığının arttığını bulmuşlardır [33].

Paul ve ark., IZC bölgesine farklı giriş açılarıyla minivida yerleştirilmesini değerlendirdikleri sonlu elemanlar analizi çalışmasında, en yüksek von Mises stres değerinin 90 derecede, en düşüğünün ise 60 derecede olduğu ve özellikle kemik kalitesinin düşük olduğu durumlarda minividayı 50 derece ile 60 derece arasında oblik yerleştirmenin daha faydalı olduğu sonucuna varmışlardır [190].

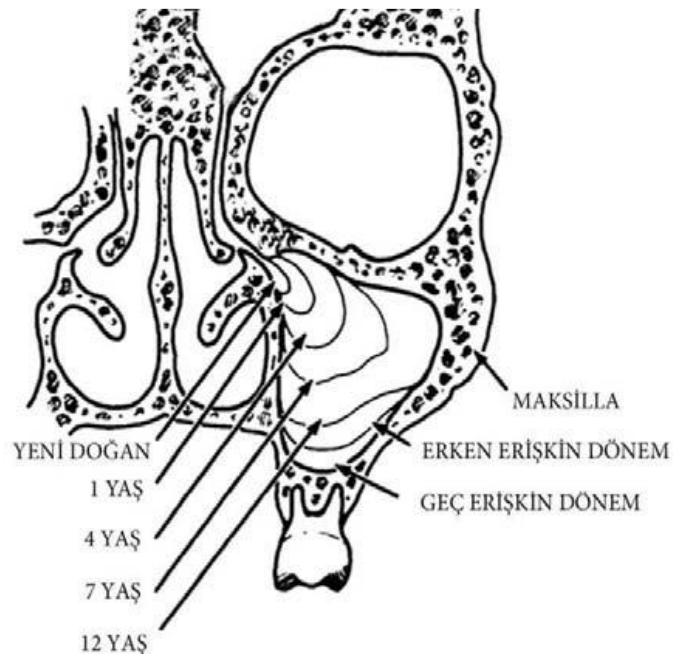
2.5. Maksiller Sinüs

Maksiller sinüs (MS), yüz iskeletindeki ilk gelişmeye başlayan ve en büyük paranasal sinüstür [191]. Literatüre göre, maksiller sinüs doğumdan sonra orbital duvardan hem lateral hem de inferiora doğru uzanmaya devam eder, ilk 3 yılda ve 7-12 yaşlarında sinüs büyümesi artış gösterir. İnferior yönde 9 yaşında sert damak seviyesine ulaşır ve aşağı doğru büyümeye devam ederek 12 yaşında nazal taban seviyesine ulaşır. Maksiller sinüs tabanı nazal tabanın 4-5 mm altına kadar uzanmaktadır. Üst taraftaki lateral genişleme ile maksiller sinüsün şekli de ters piramidal şekle dönüşmektedir (Şekil 2.5) [192-194].

Maksiller sinüsün yüzeyi; iç tarafında siliar kolumnar epitel hücreleri ve kemiğe bakan dış yüzeyinde periosteumu olan, mukoperiosteal bilaminar bir zar olan “Schneiderian membranı” ile kaplıdır.

Maksiller sinüsün temel görevi, kafatası ağırlığını azaltmak, koku alma duyusunu geliştirmek, solunum sürecinde havayı ısıtmak, burun içi basıncını düzenlemek ve ses özelliklerini ayarlamaktır [195, 196].

115 bireyi içeren bir çalışmada, sinüs hacminin 20 yaşına kadar arttığı, ardından azalmaya başladığı bildirilmiştir [197]. Maksiller sinüs tabanı ile posterior dişlerin kökleri arasındaki mesafenin yaşla birlikte azaldığını belirten çalışmalar olduğu gibi [198] ; arttığını bildiren çalışmalar da [199, 200] mevcuttur. Bazı bilim adamları, maksiller sinüsün gelişimi bittikten sonra hacminin azaldığını ve sinüs tabanının yukarı doğru hareket ettiğini öne sürmüşlerdir [201]. Yaş ile maksiller sinüs hacmi arasındaki ilişkiyi değerlendiren bazı çalışmalarda ise aralarında bir ilişki olmadığını öne sürenlerin yanı sıra [202, 203], yaş arttıkça sinüs hacminin de arttığını bildiren çalışmalar mevcuttur [204].



Şekil 2.4. Maksiller sinüsün kronolojik gelişimi [205].

2.5.1. Maksiller Sinüs Boyutlarını Etkileyen Faktörler

Literatüre göre maksiller sinüsün gelişim paterni ve hacmi; solunum paterni, dental patolojiler, anatomik özellikler, cinsiyet, yaş, etnik köken ve iklim faktörlerine göre değişebilmektedir [206-210].

Birkaç çalışmaya göre, maksiller sinüs hacmi, kadınlarda erkeklere göre daha düşüktür [204, 210, 211]. Ancak cinsiyetler arası fark bulmayan çalışmalar da olmuştur [212, 213].

Önceki çalışmalar, sağ ve sol maksiller sinüsün; transvers genişlik, antero-posterior genişlik, yükseklik veya hacimde önemli farklılıklar göstermediğini bildirmiştir [192, 206, 214, 215].

Birçok çalışma maksiller sinüs boyutu ve hacminin, orta yüz ve çenelerin gelişim sürecini etkileyen faktörlerden biri olduğunu öne sürmüştür. Bazı çalışmalara göre dudak damak yarıklı hastalarda maksiller sinüs hacminin olumsuz etkilendiği bulunmuştur [216, 217].

Farklı solunum tiplerine sahip hastalar arasında maksiller sinüsün boyut ve hacim değişiklikleri açısından değerlendirildiği bir çalışmada, ağız solunumu yapanların normal solunum yapanlardan daha düşük maksiller sinüs hacmi gösterdiği bulunmuştur [218]. Okşayan ve ark. [215]; artmış, normal ve azalmış vertikal yüz boyutu grupları arasında sağ ve sol maksiller sinüs hacimleri açısından anlamlı bir fark bulmamıştır. Shrestha ve ark. [219] ise anlamlı bir fark olmamakla beraber artmış vertikal yüz boyutu grubunun diğer gruplara göre en büyük maksiller sinüs hacmine sahip olma eğiliminde olduğunu göstermiştir. Syverson ve ark. [220] iskeletsel sınıf 2 bireyleri vertikal yüz boyutuna göre gruplandırmış ve doligofasiyal büyüme modeline sahip grubun diğer iki gruptan daha geniş maksiller sinüs hacmine sahip olduğunu bulmuştur.

2.5.2. Maksiller Sinüs ile Ortodontik Tedavi İlişkisi

Maksiller sinüs tabanı, maksiller posterior dişlerle yakın ilişkiindedir. Molar dişlerin sıralı sürmesi sırasında sinüs tabanı oklüzal olarak hareket eder ve birinci premolardan üçüncü molar dişe kadar kök apekslerini örtüler [221]. Pek çok çalışma maksiller sinüsün en yakın olduğu bölgenin maksiller ikinci molar dişlerin bukkal kökleri olduğunu bildirmiştir [21, 199, 200, 222].

Maksiller sinüs ile ortodontik tedavi yakından ilişkilidir. Sinüsün boyutları ve hacmi, özellikle çekimli vakalarda dişler sinüs bölgesine hareket ettirildiğinde kemik apozisyonu-rezorpsiyonu döngüsü açısından önem taşır [223]. Bunun yanı sıra maksiller sinüs hacmi, gömülü diş veya başka bir patolojik yapıdan etkilenebilir [224]. Ankraj amaçlı minivida veya miniplak yerleştirilen ekstra-alveolar bölgelerden biri olan IZC, maksiller sinüs ile komşudur. Olası komplikasyonlardan kaçınmak ve aynı zamanda başarılı bir ortodontik ankraj sağlayabilmek için bu iki anatomik yapının ilişkisini iyi anlamak önemlidir.

2.5.3. Maksiller Sinüs-IZC Minividası İlişkisi

Liu ve ark., krest kenarından sinüs tabanına kadar olan kemik yüksekliğinin 4,21 mm'den ile 29,32 mm'ye varan geniş bir aralık gösterdiğini bulmuşlardır [23]. Bu verilere göre, maksiller sinüs pozisyonundaki bireysel farklılıklar dikkate alınmalıdır ve ortodontist sinüs tabanı yüksekliğini görüntüleme yöntemleriyle değerlendirmelidir. Wang ve ark. [31] IZC kemik kalınlığının yüksek sinüs grubunda düşük sinüs grubuna göre daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. Bazı yazarlara göre sinüs tabanının altında 6 mm'den az alveolar kemik kalınlığı olan hastalar, 8 mm ve daha uzun IZC minividaları kullanıldığında sinüs perforasyonu riski taşır [27, 225]. Baumgaertel ve Hans [20], IZC bölgesine yerleştirilen minividanın uzunluğunun 6 mm veya daha fazla olduğu durumlarda maksiller sinüsün perfore olma ihtimalini yüksek bulmuşlardır.

Laursen ve ark. [226] minividanın maksiller molar dişlerin orta kök seviyesinde dik açıyla yerleştirilmesinin sinüsü sadece nadiren etkilediğini, oysa apikale eğimli

yerleştirmenin sinüs perforasyonu riskini artırdığını bildirmiştir. Tüm maksiller dişlerin distalizasyonu için maksiller oklüzal düzleme 55 ila 70 derecelik bir mini vida yerleştirme açısı için, maksiller sinüs perforasyonu olasılığı büyük ölçüde artmaktadır [23].

Jia ve ark. [227], çalışmalarında IZC minividalarının %78.3'ünün maksiller sinüse penetre olduğunu ancak penetrasyonun minivida başarısında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmadığını bildirmişlerdir.

Ardekian ve ark. [228], 2 mm'den küçük perforasyonlarda maksiller sinüsün kendi kendine iyileşebildiğini ve nadiren komplikasyon oluştuğunu bildirmişlerdir. Reiser ve ark. [229]'na göre, minivida maksiller sinüse 2 mm'den daha az penetre olduğunda, Schneiderian sinüs membranı yükselerek kan pıhtısı oluşumunu destekler ve iyileşmeye yardımcı olur. Minivida sinüs içine 2 mm'den fazla penetre olduğunda membranı perfore ederek iyileşmeyi bozup sinüzit insidansını arttırır. Bununla birlikte, Kravitz ve Kusnoto [143], minividanın sinüsü perfore etmesi halinde, minividanın çapının küçük olması nedeniyle hemen çıkarılmasının zorunlu olmadığını bildirmiştir. Sinüzit ve mukosel oluşumunu önlemek için hasta takibi ile ortodontik tedaviye devam edilebilir.

2.6. Vertikal Yüz Boyutunu Etkileyen Faktörler

Vertikal yüz boyutu, pek çok faktörün etkileşimi sonucu belirlenir. Bunlar; maksilla ve mandibulanın büyüme şekli, kondiller değişimler, dudak, dil ve diğer kasların etkisi ve dentoalveolar gelişimdir.

2.6.1. Vertikal Yüz Boyutunun Büyüme Modeli ile İlişkisi

Ön ve arka yüz yüksekliğindeki gelişim, mandibulada rotasyonel büyümeye veya pozisyonel değişikliklere yol açar. Ön yüz yüksekliğindeki artışı belirleyen faktörler maksiller ve mandibular posterior dişlerin sürmesi ve maksillanın sutural alçalma miktarıdır. Arka yüz yüksekliği ise temporomandibular fossanın alçalması ve kondil büyümesi ile belirlenir.

Vertikal kondiler büyüme dentoalveolar büyümeden yani dişlerin erupsiyonundan fazla olursa, mandibulada saat yönünün tersine rotasyon meydana gelir. Buna karşılık, dentoalveolar büyüme vertikal kondiler büyümeden daha fazlaysa, mandibula saat yönünde rotasyon yapar [230].

Björk [231], ideal koşullar altında anterior veya ileri mandibular büyüme rotasyonu için fulkrum noktasının kesici dişler üzerinde olduğunu göstermiştir. Ancak dudak disfonksiyonu veya parmak emme alışkanlığının bir sonucu olarak uygun insizal temas yoksa veya ciddi bir sagittal maksillo-mandibular uyumsuzluk varsa, hastada büyüme modelinin bir sonucu olarak sıklıkla iskeletsel açık kapanış gelişecektir. Böyle bir durumda fulkrum noktası, oklüzal düzlem üzerinde daha posteriora yer alacaktır.

Genetik olarak belirlenen mandibular büyüme modeli genel olarak değiştirilememekle birlikte, oklüzal ilişkiler ortodontist tarafından değiştirilebilir. Tedavi hedefi, erken dönemde müdahale ile dental ve iskeletsel maloklüzyonların daha da gelişmesini önlemek olmalıdır. Posterior kondiler büyüme modeline sahip olan hastalarda genellikle benzer miktarlarda ön yüz yüksekliği artışı ve arka yüz yüksekliği artışı olur ve mandibula rotasyon olmadan büyüme gelişimine devam eder. Ancak ön yüz yüksekliğindeki artışın arka yüz yüksekliğinden daha fazla olduğu durumlarda mandibula posteriora rotasyon yapar. Bu posteriora rotasyon, vertikal dentoalveolar kompensasyonun derecesine bağlı olarak anterior açık kapanışa neden olabilir. Ortodontik olarak tedavi edildiklerinde bu hastalar mekanik olarak indüklenen posterior rotasyon için artan risk altındadır. Bu hastalarda artan ekstrüzyon riski, daha zayıf çiğneme kasları ile ilişkilidir ve vertikal kontrolü önemli bir husus haline getirir [230].

2.6.2. Vertikal Yüz Boyutunun Kas Fonksiyonu ile İlişkisi

Maksillomandibular kompleksin morfolojisi, kas sistemi ile yakından ilişkilidir ve vertikal yüz boyutu da bunlara göre şekillenir [232, 233]. Bu araştırmalar genellikle mandibula elevatör kaslarının transvers ve vertikal yüz boyutlarını etkilediğini göstermektedir. Çiğneme kas fonksiyonundaki artış sonucu çenelerin yüklendiği kuvvette oluşan artış sütür büyümesini arttırır ve kemik apozisyonunu uyarır, bu da

maksillada daha fazla transvers büyüme ve dental arklar için daha geniş kemik kaideleri ile sonuçlanır. Ayrıca, çiğneme kas fonksiyonundaki artış, genellikle bir anterior büyüme-rotasyon modeli ve mandibulada iyi gelişmiş angular, koronoid ve kondiler proseslerle sonuçlanır [234]. Varrela [235] maksimal kenetlenme sırasındaki kas aktivitesi ile küçük gonial açı arasında bir korelasyon göstermiştir.

Isaacson ve ark. [236] üç vertikal yüz boyutu grubunda yaptığı çalışmada, doligofasiyal ve brakifasiyal deneklerin benzer üst yüz yüksekliği gelişimine sahip olduğunu bulmuştur. Bununla birlikte, palatal düzlemde maksiller molar dişler arası dikey yükseklik, doligofasiyal vakalarda diğer iki gruba göre önemli ölçüde daha fazla bulunmuştur, bu da doligofasiyal vakalarda posterior diş erupsiyonunun genellikle daha fazla olduğunu göstermektedir. Alt ön yüz yüksekliği de doligofasiyal grupta anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur. Maksilladaki posterior dentoalveolar gelişimdeki fark, Möller [237]'e göre, brakifasiyal vakalardaki daha güçlü kas sisteminin aksine, doligofasiyal vakaların daha zayıf kas yapısına sahip olmasıyla ilişkilidir. Doligofasiyal vakalarda tedavi sırasında overbite'in artma eğiliminin nedeninin, doligofasiyal vakaların brakifasiyal vakalara göre önemli ölçüde daha az ısırma kuvvetine sahip olması olarak varsayılmıştır. Çok sayıda hayvan ve insan çalışması, artan vertikal yüz boyutu ile azalmış kas fonksiyonu arasında ilişki olduğunu göstermiştir [238-240].

2.6.3. Vertikal Yüz Boyutunun Ortodontik Tedavi ile İlişkisi

Vertikal yüz morfolojisi; büyüme tahmini, ankraj sistemi, ısırma kuvveti ve fonksiyonlar üzerinde etki yaparak ortodontik tedavi planlamasını etkilediğinden ortodontistler için önemlidir [241].

2.6.3.1. Vertikal Yüz Boyutunun Kemik Kalınlığı ile İlişkisi

Vertikal yüz boyutları, kemiklerin gelişiminde genetik tarafından kontrol edilen morfolojik değişiklikler ve çocukluk döneminde gelişen oral solunum fonksiyon bozuklukları ile yakından ilişkili olduğundan farklı vertikal yüz boyutuna sahip hastaların kortikal kemik kalınlıklarının da buna bağlı değişebileceği belirtilmiştir [242-

244]. Mandibula ve maksillanın formları, özellikle kortikal kemik tabakalarının yoğunluğu ve kalınlığı, çiğneme kuvvetlerine adapte olur [245]. Daha küçük fonksiyonel yükler maksilla ve mandibula üzerinde daha az gerilme oluşturur ve daha az gerilme de daha az kemik adaptasyonuna neden olur. Kas kuvvetleri ve kemik adaptasyonu arasındaki ilişki, kas fonksiyonu ve kortikal kemik kalınlığı arasındaki korelasyonu gösteren çalışmalarla kanıtlanmıştır [245, 246].

Veli ve ark.'nın yaptığı çalışmada, tüm maksiller bölgelerde, bukkal kortikal kemik kalınlığı doligofasiyal hastalarda, brakifasiyal hastalara göre daha ince olup fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur [247]. Benzer şekilde, Horner ve ark. [248], Masumoto ve ark. [249], Tsunori ve ark. [244] ve Suer ve ark. [250] daha kalın kortikal kemiğin, daha küçük gonial açı ve mandibular düzlem açısı ile ilişkili olduğunu bildirmiştir. Sadek ve ark. [251, 252], dolikofasiyal bireylerde her iki çenede anterior bölgede daha düşük alveolar ve interradiküler kortikal kemik kalınlığı bulmuşlardır. Bajracharya [253] da dolikofasiyal hastalarda maksiller kesiciler bölgesinde daha düşük alveolar kemik kalınlığı bulmuştur. Wang ve ark. [117], palatal kemik derinliğinin doligofasiyal grupta brakifasiyal gruba göre anlamlı olarak daha ince olduğunu bildirmişlerdir.

Vertikal Yüz Boyutunun IZC Kalınlığı ile İlişkisi

IZC kalınlığına vertikal yüz boyutunun etkisini anlamak, farklı vertikal profillere sahip hastalarda ekstra alveolar minividaların kullanımını planlarken faydalı olabilir [187]. Tavares ve ark. [28], Matias ve ark. [254] ve Chen ve ark. [255]'nin çalışmalarında değerlendirilen IZC kalınlığı farklı vertikal yüz modelleri arasında benzer bulunmuştur. Benzer şekilde Vargas ve ark. [187] gonial açı ile IZC kalınlığı arasında bir korelasyon olmadığını bildirmiştir.

Murugesan ve Jain [34] ve Paul ve ark. [35], doligofasiyal büyüme modeline sahip hastalarda IZC kalınlığının azaldığını göstermiştir. Husseini ve ark. [256]'nın farklı vertikal yüz büyüme tiplerinin IZC boyutlarıyla ilişkisini değerlendirdiği çalışmasında, birinci molar bölgesinde IZC derinliği ve yüksekliği değerlerinin, doligofasiyal grupta belirgin olarak artış gösterdiği bulunmuştur.

2.6.3.2 Vertikal Yüz Boyutunun Minivida Başarısı ile İlişkisi

Moon ve ark., 306 hastada 778 minividanın başarı oranlarının ve başarı faktörlerinin değerlendirdikleri klinik çalışmalarında, vertikal yüz boyutu yüksek olan deneklerin diğer yüz tiplerine göre önemli ölçüde daha düşük başarı oranları gösterdiğini bulmuşlar ve daha yüksek vertikal yüz boyutunun minivida başarısızlığı ile ilgili olduğu sonucuna varmışlardır [257]. Benzer şekilde Özdemir ve ark. [241], minivida bölgelerindeki kortikal kemik kalınlığının artmış vertikal yüz boyutuna sahip hastalarda, normal ve azalmış vertikal yüz boyutuna sahip hastalara göre daha az olduğunu, bu hastalarda daha yüksek vida kaybı riski olduğunu bildirmişlerdir. Miyawaki ve ark. [2] ortodontik ankraj için posterior bölgeye yerleştirilen titanyum vidaların mobilitesiyle yüksek mandibular düzlem açısını ve ince kortikal kemiği ilişkili bulmuşlardır.

2.7. Üç Boyutlu Görüntüleme Yöntemleri

2.7.1. Bilgisayarlı Tomografi

Bilgisayarlı tomografi (BT) cihazı Godfrey Hounsfield tarafından geliştirilmiştir. Görüntüler, X ışını üreten bir kaynak ile onun karşısına konumlandırılan algılayıcının, hasta çevresinde dönerek oluşturduğu verilerin bilgisayar algoritmaları kullanarak işlenmesiyle elde edilirler.

BT cihazları, X ışınının yayılım geometrisine göre, *fan-beam* (yelpaze biçiminde) ve *cone-beam* (konik biçimde) olarak ikiye ayrılır. İlgili yapıyı geçen X-ışınlarının çözünürlük değerleri Hounsfield skalasına göre belirlenir. Bu skalaya göre yoğun kemik +1000 değerlerine denk gelir. Yağ dokusu ve hava negatif; yumuşak dokular, kan ve kemik pozitif skalada yer alır.

Konvansiyonel fan-beam kullanan BT cihazlarında, X ışını kaynağını ve algılayıcıları taşıyan daire şeklinde *gantri* adı verilen metal bir iskelet hastanın çevresinde döner. Hastadan geçerek algılayıcıya ulaşan X ışını ile görüntüleme gerçekleşir. Hasta genellikle aksiyal düzlemde arka arkaya alınan kesitlerle taranır, bu kesitler birleştirildiğinde istenilen görüntü ortaya çıkar. Elde edilen kesitsel görüntü

bilgisayar aracılığıyla görüntülenir. Diş hekimliğinde; patolojilerin tanısında, temporomandibular eklem (TME) yapısının incelenmesinde, maksiller sinüs incelemesinde, çene-yüz bölgesi travmalarında ve implant uygulamalarında sıklıkla kullanılır. Pahalı olması, radyasyon dozunun görece fazla olması, restorasyon ve protez gibi yabancı cisimlerin artefakt oluşturması, yumuşak doku görüntülemesinde yetersiz olması gibi dezavantajları vardır [258, 259].

2.7.2. Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi

Son yıllarda Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi (KIBT) diğer bir adıyla dental volümetrik tomografi (DVT); daha kısa tarama süresi, yüksek çözünürlüğe sahip olması, konvansiyonel bilgisayarlı tomografiye kıyasla daha düşük radyasyon maruziyeti nedeniyle oral ve maksillofasiyal tanisal görüntüleme için ana görüntüleme yöntemlerinden biri haline gelmiştir [260-262].

KIBT dental radyolojiye ilk olarak NewTom QR-DVT 9000 (NIM s.r.l, Verona, Italy) ile 1998 yılında tanıtılmıştır. 2001 yılında ABD’de kullanım için onaylanmıştır. [263, 264]. KIBT teknolojisi, büyük ölçüde her bir uzmanlık alanının doğru, tekrarlanabilir ve güvenli üç boyutlu görüntülere yönelik talepleri tarafından yönlendirilen hızlı bir evrim geçirmiştir. Ortodontide üç boyutlu görüntüleme, dental ve iskeletsel maloklüzyonların karmaşıklığını çözmeye ve belirli vaka tiplerinde tanı ve tedavi planlamasını iyileştirmeye yardımcı olmaktadır [265].

KIBT’nin BT’den ayrılan iki önemli özelliği; dedektör kaynaklı görüntüleme farklılığı ve veri sağlayan özelliklerdeki farklılıklardır. BT için X-ışını kaynağı yüksek verimle dönen anot jeneratörü iken, KIBT’de dental panoramik cihazlardaki gibi düşük enerjili anot tüpüdür.

KIBT hacimsel tomografi kavramına dayanır. Bu sistemde kullanılan algılayıcılar (flat panel) iki boyutludur. Üç boyutlu konik yayımlı X-ışını bu bölgeye düştüğünde *gantrinin* tek bir dönüşünde geniş bir alan taranabilmektedir. “*Cone-beam*” tekniği; dedektörün ve X-ışını kaynağının, başı bir tutucuyla sabitlenen hastanın çevresinde eş zamanlı olarak 360°lik bir tarama yapmasıyla uygulanır. Bu dönüş sırasında belirli açılarla izdüşümleri elde edilir. Daha sonra bu izdüşümler,

bilgisayar yazılımlarıyla işlenir. KIBT’de “*cone-beam*” X-ışını kullanıldığı için cihazın tek bir dönüşünde geniş bir alan taranabilir ve çok sayıda kesit alınabilir. [266, 267].

KIBT'nin iki boyutlu radyografilere göre en önemli avantajlarından biri, kraniyofasiyal yapılar hakkında üç boyutlu hacimsel, yüzeysel ve kesitsel bilgi sağlama yeteneğidir.

Bu, ortodontistlerin magnifikasyon, geometrik distorsiyon, süperimpoze yapılar ve tutarsız baş pozisyonu dahil olmak üzere iki boyutlu radyografların önemli sınırlamalarının üstesinden gelmelerini sağlamıştır. Ancak KIBT genellikle geleneksel dental radyografiden daha yüksek radyasyon dozları gerektirir. KIBT cihazları sisteme, görüş alanına (FOV), tüp potansiyeline ve tüp akımına bağlı olarak dozda önemli farklılıklar gösterebilir [268-270]

Ortodontide tanı ve tedavi planlaması için KIBT hala standart görüntüleme olarak kullanılmamaktadır. Ancak gömülü ve süpernumere dişlerin lokalizasyonu, ortognatik ve kranyofasiyal cerrahi planlaması, geçici ankraj cihazlarının yerleştirilmesi öncesi ve sonrası değerlendirme, temporomandibular eklem patolojileri, havayolu ve yumuşak doku analizi, yarı damak dudak hastalarının değerlendirilmesi gibi durumlarda kullanılan güvenilir bir görüntüleme metodudur [271].

2.7.2.1. KIBT'nin Kemiğin Miktarı ve Kalitesinin Değerlendirilmesi ve

TAD Yerleştirilmesinde Kullanımı

Geçici ankraj cihazlarının (TAD) kökler veya sinirler gibi önemli yapılara temas etmesinin önlenmesi, güvenli tedavi için kritik öneme sahiptir. Geçici ankraj cihazlarının yerleştirilmesinde KIBT kullanımının gerekliliğini destekleyen bir kanıt bulunmamakla birlikte, diş kökleri, sinüsler ve sinirler gibi yapılara gelebilecek hasar veya komplikasyonlardan kaçınmak için bu komşu yapıların görselleştirilmesi TAD yerleştirilmesi için yardımcı olur.

KIBT ayrıca, TAD'ların primer stabilitesini belirleyebilir, kortikal kemiğin miktar ve kalitesinin ve alttaki trabeküler kemiğin kalitesinin mikroanatomik

değerlendirilmesi için de faydalı olabilir ve bu da daha uzun vadede TAD'ların ikincil stabiliteleri ile ilgili fayda sağlar.

Bu nedenle karmaşık anatomik yapılara veya ilişkilere sahip bölgelere bir geçici ankraj cihazı yerleştirilmesi gerektiği durumlarda KIBT'nin kullanılabileceği bildirilmiştir [128, 272].

KIBT minivida yerleşimi için optimal konumu değerlendirmek amacıyla kökler arasındaki mesafeyi [20, 120] ve kortikal kemik kalınlığını ölçmek için kullanılmaktadır [133]. KIBT tarama verilerinden elde edilen ölçümlerin doğruluğu yapılan çalışmalarla doğrulanmıştır. Timok ve ark. [273, 274] KIBT'nin bukkal kemik yüksekliği ve bukkal kemik kalınlığını yüksek hassasiyet ve doğrulukla kantitatif olarak değerlendirmek için kullanılabileceğini bildirmiştir. [274, 275]. KIBT'nin ağız içi doğrusal ölçümler için uygun bir araç olduğu bildirilse de, 0.125 mm voksel protokolünün bile ince bukkal alveolar kemik örtüsünü güvenilir bir şekilde göstermeyebildiği ve fenestrasyon ve dehisenslerin görülmesinde eksiklik yaşanabileceği bulunmuştur [276].

Minividanın komşu kökle ilişkisinin değerlendirildiği bir çalışmada KIBT ve periapikal dental görüntüler arasındaki uyum oranı % 46.5 bulunmuştur, bu nedenle kökün minividalara yakınlığını değerlendirmek için KIBT önerilmiştir [148].

2.7.2.2. KIBT İle Hava Yolu Morfolojisinin Değerlendirilmesi

KIBT genellikle mineralize dokuları görüntülemek için kullanılsa da, klinisyenlerin hastanın hava yolunun kesit alanını, boyutlarını ve toplam hacmini ölçmesi gerektiği durumlarda güvenilir ölçümler sunar. Havayolu analizi için kullanılan lateral sefalogramlar 2 boyutlu görüntü sağladıkları için her zaman tam olarak doğru sonuçlar elde edilememektedir [259]. Maksiller sinüslerdeki anatomik varyasyonların ve sinüs patolojilerinin teşhisinde KIBT görüntüleme önemli bir yere sahiptir.

Tüm bu bilgilerin ışığında, ortodontide yaygın olarak minivida uygulama bölgesi olarak kullanılan IZC'nin farklı bölgelerinde ve farklı minivida giriş açılarındaki kemik kalınlığının yaş, cinsiyet, vertikal yüz boyutu ve maksiller sinüs boyutlarıyla olan ilişkisini değerlendiren çalışmalar yeterli değildir.

Bu nedenle bu çalışma; IZC minividasının farklı değişkenler altında ideal uygulama bölgesini belirleyebilmek için IZC kalınlığının; yaş, cinsiyet, varsayımsal minivida giriş açısı, vertikal yüz boyutu, maksiller sinüs hacmi ve kök ucu-maksiller sinüs tabanı mesafesi ile olan ilişkisini KIBT görüntüleri kullanarak değerlendirmeyi amaçlamıştır.

3. BİREYLER VE YÖNTEM

3.1. Bireyler

Geriye dönük olarak planlanan bu arşiv çalışması için GO 2022/01-39 karar numaralı etik kurul onayı, Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan alınmıştır.

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'na Ocak 2019 ile Aralık 2021 tarihleri arasında tedavi için başvurmuş, tanı, tedavi ve ortognatik cerrahi planlama amaçlı 3 boyutlu (3B) Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT) görüntüleri alınmış 323 bireyin içinden dahil edilme kriterlerine uyan 149 bireyin görüntüleri anabilim dalı arşivinden seçilip çalışmaya dahil edilmiştir.

Dahil edilme kriterleri:

1. Maksiller posterior bölgede 8 numaralı dişler hariç, eksik veya gömülü diş gözlenmeyen,
2. Herhangi bir maksiller sinüs patolojisi gözlenmeyen,
3. Maksiller molarların tüberkül tepesinden, maksiller sinüs tavanına kadar net olarak izlenebilen görüntüler.

Dahil edilmeme kriterleri:

1. Sendromik bir rahatsızlığı veya kraniyofasiyal dismorfizmi olan bireylere ait olan,
2. Maksiller posterior bölgede 8 numaralı dişler hariç, eksik veya gömülü diş gözlenen,
3. Herhangi bir maksiller sinüs patolojisi gözlenen,
4. IZC, maksiller birinci molar dişler ve maksiller sinüs bölgesini incelemeyi engelleyecek şekilde artefakt bulunan veya maksiller molarların tüberkül tepesinden maksiller sinüs tavanına kadar net olarak izlenemeyen görüntüler.

3.2. Yöntem

Tüm KIBT görüntüleri i-CAT Next Generation (Imaging Sciences International, Hatfield, PA, USA) KIBT tarayıcı ile doğal baş pozisyonunda, maksimum interküspidasyonda ve dudaklar istirahatteyken, 0,3 mm voksel boyutu ve 17.8 sn tarama süresiyle, 17x 23 cm FOV alanı kullanılarak, 5 mA, 120 kVp ayarında çekilmiştir.

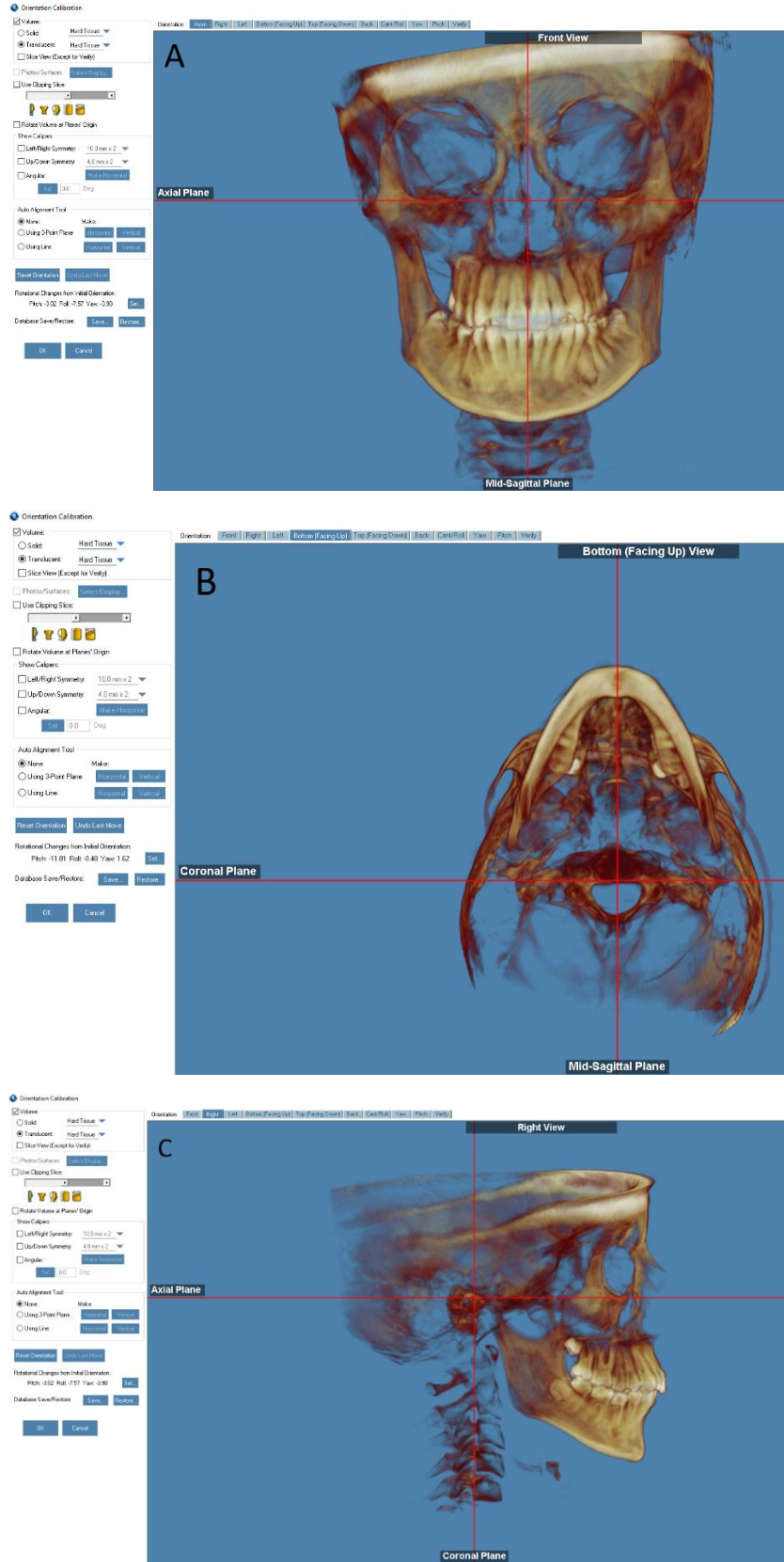
Bütün KIBT taramaları, DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) formatında, Dolphin 3D (version 11.95 Dolphin Imaging & Management Solutions, Chatsworth, California, ABD) programına aktarılmış ve ölçümler, Dolphin 3D programında, deneyimli bir ortodontistin kalibre ettiği ortodonti asistanı tarafından aynı şartlarda ve aynı bilgisayar üzerinde yapılmıştır. Çalışmaya dahil edilen bireylerin %70'i rastgele seçilerek, 2 hafta sonra aynı araştırmacı tarafından, aynı koşullar altında ölçümler tekrarlanmıştır.

3.2.1. Vertikal Yüz Boyutunun Ölçülmesi

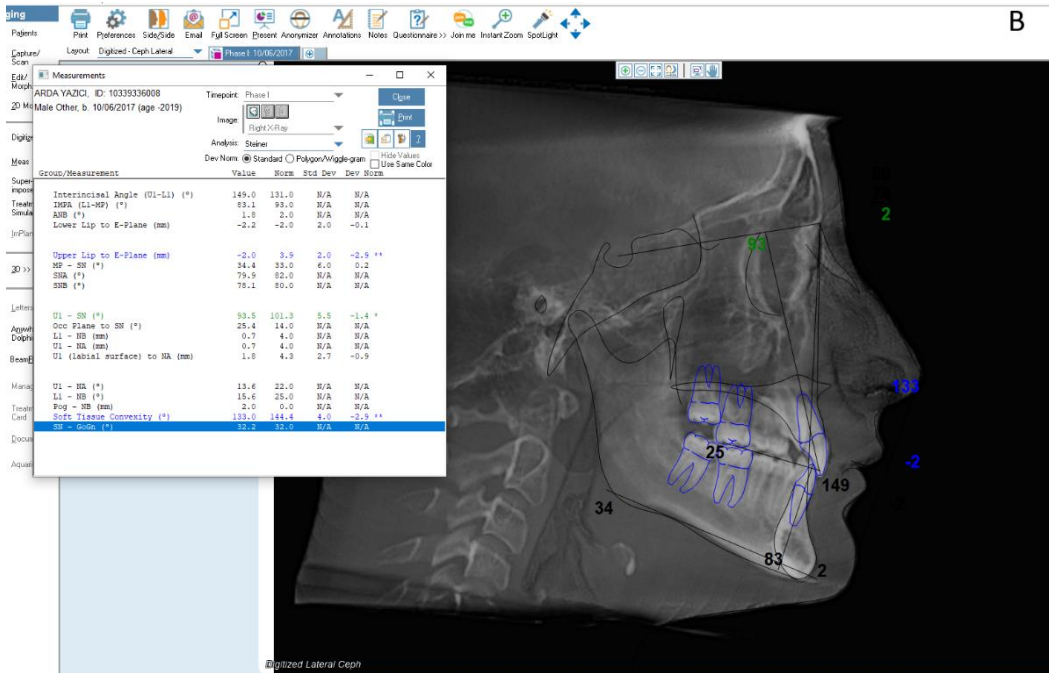
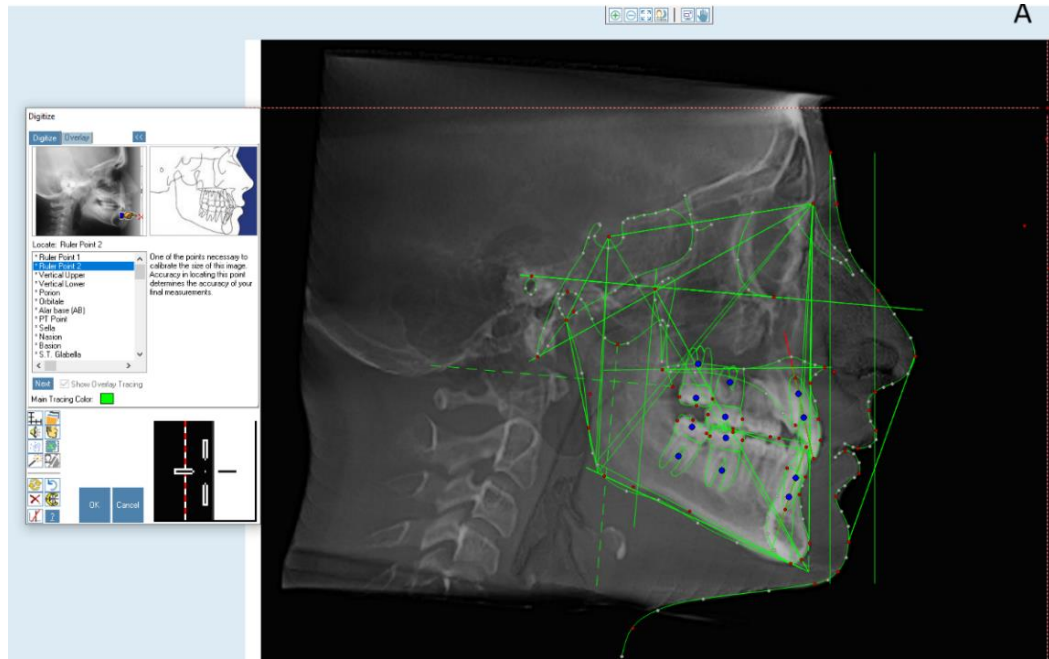
Çalışmaya dahil edilen 149 bireyin vertikal yüz boyutunun değerlendirilmesinde, 3B KIBT görüntülerinden elde edilen 2B lateral sefalometrik filmler üzerinde ölçülen GoGnSN açısı referans alınmıştır.

Tüm bireylere ait DICOM formatındaki KIBT taramalarının Dolphin 3D programına aktarılmasının ardından, analizlere başlamadan önce ekrandaki 'oryantasyon' sekmesinden KIBT görüntülerinin midsagital, koronal ve Frankfurt horizontal düzleme göre oryantasyonları yapılmıştır (Şekil 3.1). Ardından oryante edilmiş KIBT görüntüleri üzerinden perspektif projeksiyon formatında 2B lateral sefalometrik filmler elde edilmiştir. Lateral sefalometrik film üzerinden GoGnSN açısı ölçülmüştür (Şekil 3.2).

Çalışmaya dahil edilen bireylerin GoGnSN açısı $\leq 27.0^\circ$ ise brakifasiyal gruba; 27.1° ile 36.9° arasındaysa mezofasiyal gruba; $\geq 37.0^\circ$ ise doligofasiyal gruba dahil edilmiştir.



Şekil 3. 1. KIBT görüntülerinde kafa oryantasyonu. A) Koronal görünüm. B) Aksiyal görünüm. C) Sagittal görünüm.



Şekil 3.2. Lateral sefalometrik film üzerinde noktaların ve GoGnSN açısının belirlenmesi. A) KIBT görüntülerinden elde edilen lateral sefalometrik film üzerinde noktaların belirlenmesi. B) Sefalometrik analizde GoGnSN açısının belirlenmesi.

3.2.1.1. Lateral Sefalometrik Film Analizinde Kullanılan Noktalar

1. Sella (S): Sfenoid kemikte yer alan Sella Tursika'nın orta noktasıdır.
2. Nasion (N): Frontonazal sütünun en ön noktasıdır.
3. Gonion (Go): Mandibular ramusun arka kenarına çizilen teğet ile korpusun alt kenarına çizilen teğetin oluşturduğu açının açıortayının mandibula üzerindeki izdüşümüdür.
4. Gnathion (Gn): Alt çene simfizisinin en ön ve en alt noktaları arasında kalan orta noktadır.

3.2.1.2. Lateral Sefalometrik Film Analizinde Kullanılan Düzlemler

1. SN düzlemi: Sella ve nasion noktalarını birleştiren doğrudur.
2. Go-Gn düzlemi: Gonion ve Gnathion noktalarını birleştiren doğrudur.

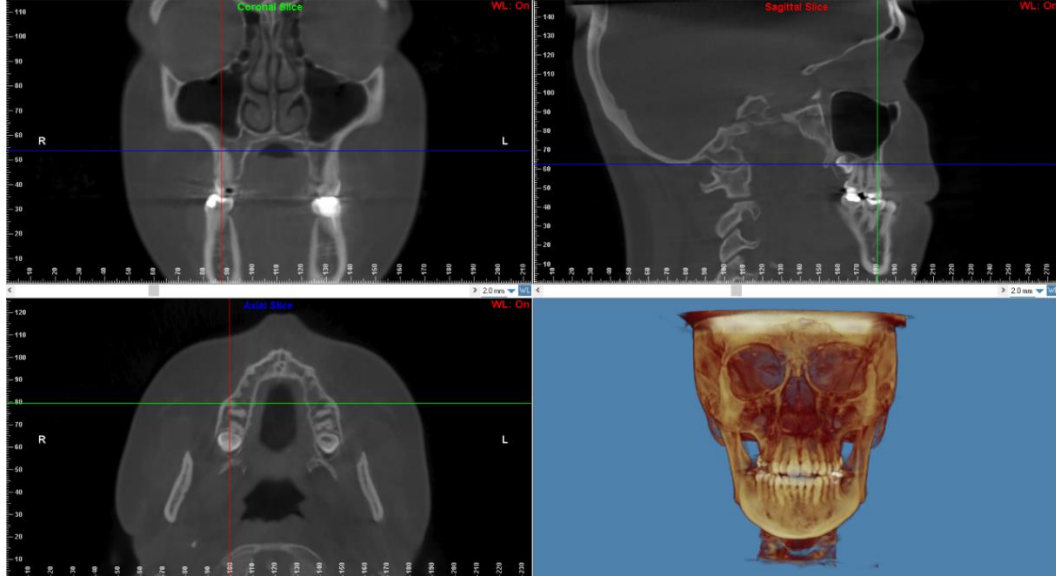
3.2.1.3. Lateral Sefalometrik Film Analizinde Kullanılan Açılar

GoGnSN açısı ($^{\circ}$): S-N düzlemi ile Go-Gn düzlemi arasında oluşan açıdır. Vertikal yüz boyutu tayininde kullanılır. Normal değeri 32° 'dir.

3.2.2. IZC Kalınlığının Ölçülmesi

IZC kalınlığının ölçümleri için Liou ve ark.'nın önerdiği yöntem kullanılmıştır [27].

KIBT görüntülerinin midsagital, koronal ve Frankfurt horizontal düzleme göre oryantasyonlarının yapılmasının ardından (Şekil 3.1); koronal, aksiyal ve sagital kesitler eş zamanlı görüntülenmiştir. Sağ ve sol maksiller birinci molar dişlerin meziobukkal köklerinin apekslerinin net olarak görüldüğü aksiyal kesitte, koronal düzlem bu iki apeksten geçecek şekilde ayarlanmıştır (Şekil 3.3). Ardından koronal kesitte ölçümlere başlanmıştır.



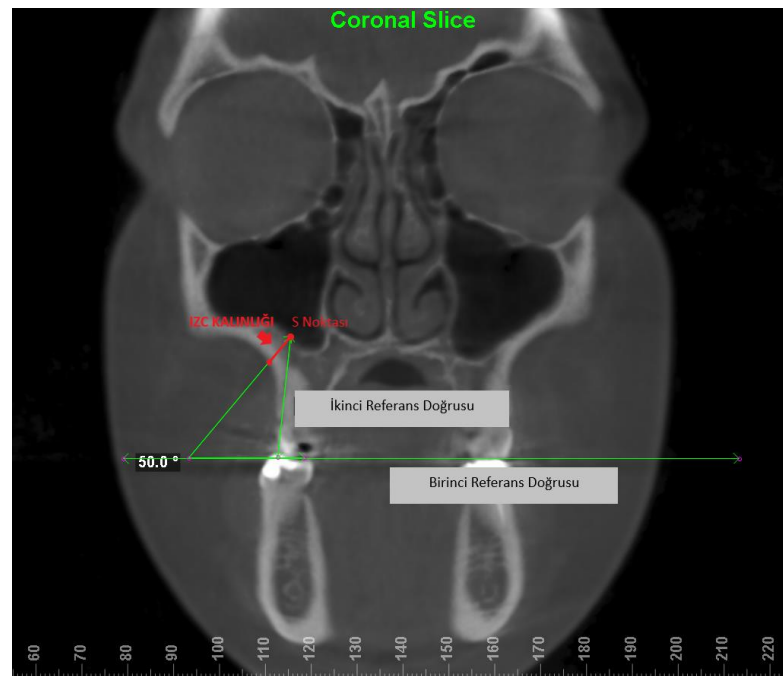
Şekil 3.3. Sağ birinci molar dişin meziobukkal kök apeksinin en net görüntülediği koronal, sagittal ve aksiyal kesitte düzlemlerin ayarlanması.

İki adet referans doğrusu belirlenmiştir. Birinci referans doğrusu olan maksiller okluzal düzlem, her iki maksiller birinci molar dişin meziobukkal tüberkül tepelerinden geçtiği varsayılan doğrudur. Birinci referans doğrusu yer düzlemine paralel hale getirildikten sonra ikinci referans doğrusu, birinci referans doğrusundan, maksiller birinci molar dişin meziobukkal kökünün bukkalini teğet geçecek şekilde çizilmiştir. İkinci referans doğrusunun maksiller sinüs ile kesiştiği noktaya 'S noktası' adı verilmiştir (Şekil 3.4).

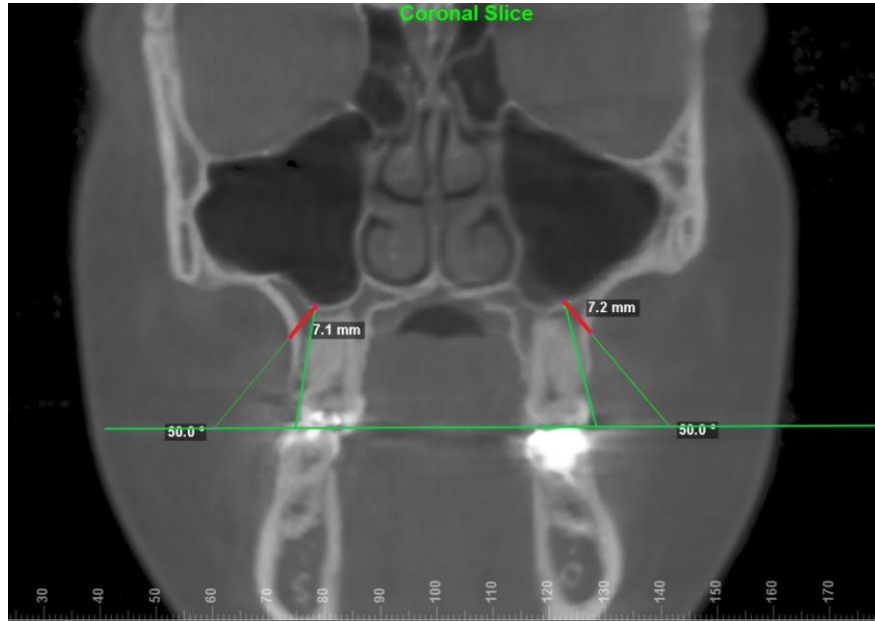
Ardından S noktasından birinci referans doğrusu ile 50° açı yapacak şekilde bir doğru çizilmiştir. Bu doğrunun IZC ile kesiştiği en dış nokta ile S noktası arasındaki mesafe IZC kalınlığı olarak adlandırılmıştır (Şekil 3.5). Bu prosedür; sağ ve sol birinci molar dişlerin meziobukkal ve distobukkal köklerinde 50° , 60° ve 70° açılar için mm cinsinden ölçülmüş olup her bir birey için 12 farklı bölgede IZC kalınlığı ölçümü not edilmiştir (Şekil 3.6 ve 3.7).



Şekil 3.4. Koronal kesitte birinci ve ikinci referans doğrusunun ve 'S' noktasının belirlenmesi.



Şekil 3.5. Sağ birinci molar dişin meziobukkal kökünde 50°'lik varsayımsal minivida giriş açısındaki IZC kalınlığının (IZC16/MB-50°) belirlenmesi.



Şekil 3.6. Sağ ve sol birinci molar dişlerin meziobukkal köklerinde 50°'lik varsayımsal minivida giriş açısındaki IZC kalınlıklarının (IZC16/MB-50° ve IZC26/MB-50°) ölçülmesi.



Şekil 3.7. Sol birinci molar dişin distobukkal kökünde 50°, 60° ve 70°'lik varsayımsal minivida giriş açılarında IZC kalınlıklarının (IZC26/DB-50°, IZC26/DB-60° ve IZC26/DB-70°) ölçülmesi.

IZC kalınlığı ile ilgili ölçümlerin kısaltmaları ve açıklamaları Tablo 3.1'de gösterilmiştir.

Tablo 3.1. İnfrazigomatik krest (IZC) kalınlığı ile ilgili ölçümlerin kısaltmaları ve açıklamaları.

IZC16/ MB-50°	Sağ üst birinci molar dişin meziobukkal kök hizasında 50° varsayımsal mini vida giriş açısında ölçülen infrazigomatik krest kalınlığıdır.
IZC16/ MB-60°	Sağ üst birinci molar dişin meziobukkal kök hizasında 60° varsayımsal mini vida giriş açısında ölçülen infrazigomatik krest kalınlığıdır.
IZC16/ MB-70°	Sağ üst birinci molar dişin meziobukkal kök hizasında 70° varsayımsal mini vida giriş açısında ölçülen infrazigomatik krest kalınlığıdır.
IZC16/ DB-50°	Sağ üst birinci molar dişin distobukkal kök hizasında 50° varsayımsal mini vida giriş açısında ölçülen infrazigomatik krest kalınlığıdır.
IZC16/ DB-60°	Sağ üst birinci molar dişin distobukkal kök hizasında 60° varsayımsal mini vida giriş açısında ölçülen infrazigomatik krest kalınlığıdır.
IZC16/ DB-70°	Sağ üst birinci molar dişin distobukkal kök hizasında 70° varsayımsal mini vida giriş açısında ölçülen infrazigomatik krest kalınlığıdır.
IZC26/ MB-50°	Sol üst birinci molar dişin meziobukkal kök hizasında 50° varsayımsal mini vida giriş açısında ölçülen infrazigomatik krest kalınlığıdır.
IZC26/ MB-60°	Sol üst birinci molar dişin meziobukkal kök hizasında 60° varsayımsal mini vida giriş açısında ölçülen infrazigomatik krest kalınlığıdır.
IZC26/ MB-70°	Sol üst birinci molar dişin meziobukkal kök hizasında 70° varsayımsal mini vida giriş açısında ölçülen infrazigomatik krest kalınlığıdır.
IZC26/ DB-50°	Sol üst birinci molar dişin distobukkal kök hizasında 50° varsayımsal mini vida giriş açısında ölçülen infrazigomatik krest kalınlığıdır.
IZC26/ DB-60°	Sol üst birinci molar dişin distobukkal kök hizasında 60° varsayımsal mini vida giriş açısında ölçülen infrazigomatik krest kalınlığıdır.
IZC26/ DB-70°	Sol üst birinci molar dişin distobukkal kök hizasında 70° varsayımsal mini vida giriş açısında ölçülen infrazigomatik krest kalınlığıdır.

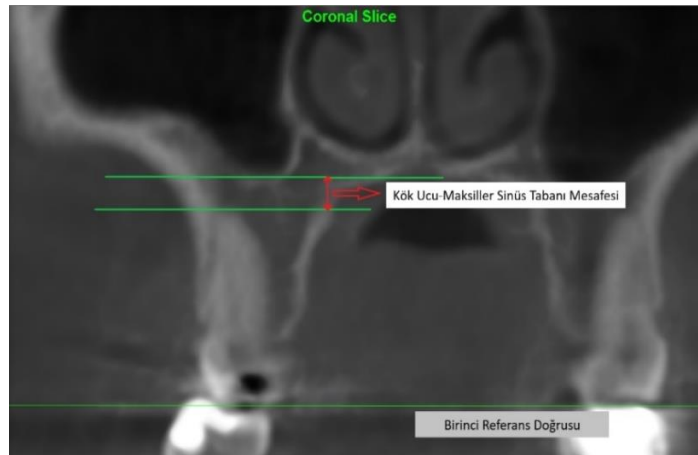
3.2.3. Kök Ucu-Maksiller Sinüs Tabanı Mesafesinin Ölçülmesi

Kök ucu-maksiller sinüs tabanı mesafesinin ölçümleri için Kosumarl ve ark.'nın önerdiği yöntemin bir modifikasyonu kullanılmıştır [277].

KIBT görüntülerinin oryantasyonu için koronal, aksiyal ve sagittal kesitler eş zamanlı görüntülenmiştir. Sağ ve sol maksiller birinci molar dişlerin meziobukkal köklerinin apekslerinin net olarak görüldüğü aksiyal kesitte, koronal düzlem bu iki apeksten geçecek şekilde ayarlanmıştır (Şekil 3.3). Ardından koronal kesitte ölçümlere başlanmıştır.

Birinci referans doğrusu olan maksiller okluzal düzlem, her iki maksiller birinci molar dişlerin meziobukkal tüberkül tepelerinden geçtiği varsayılan doğrudur. Birinci referans doğrusu yer düzlemine paralel hale getirildikten sonra, sağ birinci molar dişin meziobukkal kök ucundan geçen ve yere paralel bir doğru çizilmiştir. Ardından maksiller sinüsün taban noktasından geçecek şekilde yer düzlemine paralel bir doğru çizilmiştir. Bu iki doğru arasındaki dikey mesafe kök ucu-maksiller sinüs tabanı mesafesi olarak adlandırılmıştır (Şekil 3.8). Eğer kök ucundan geçen doğru, maksiller sinüs tabanından geçen doğrudan daha apikaldeyse ölçümler negatif değer olarak; daha koronaldeyse pozitif değer olarak not edilmiştir.

Bu prosedür sağ ve sol birinci molar dişlerin hem meziobukkal hem distobukkal kökleri için uygulanmıştır ve her bir birey için 4 farklı bölgede kök ucu-maksiller sinüs tabanı mesafesi mm cinsinden ölçülmüş ve ölçümler not edilmiştir.



Şekil 3.8. Kök ucu-maksiller sinüs tabanı mesafesinin belirlenmesi.

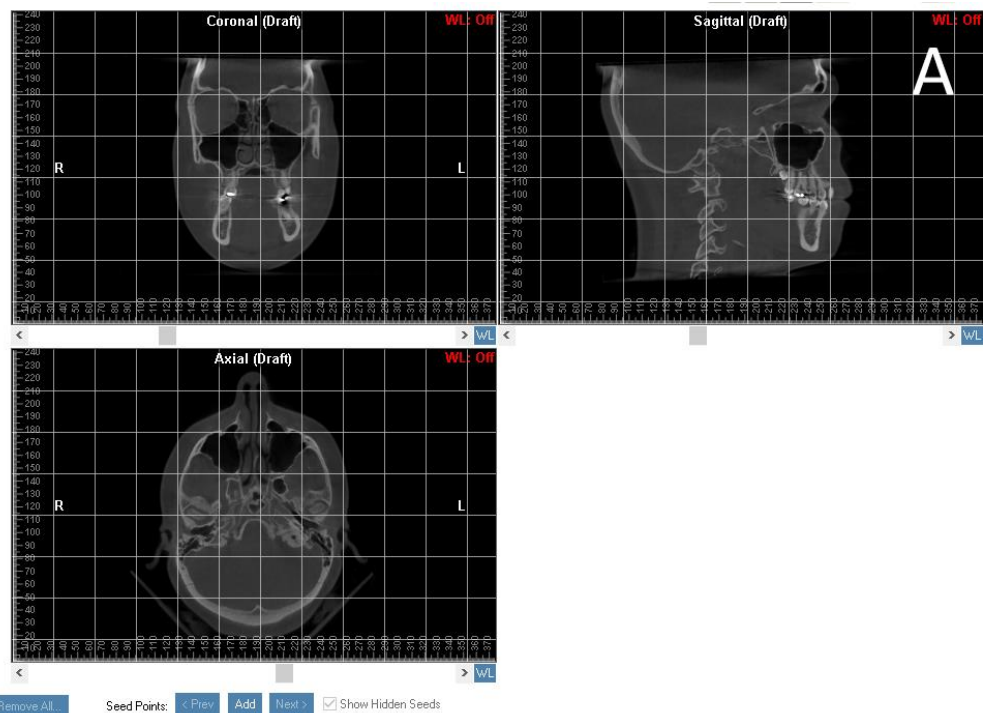
Kök ucu-maksiller sinüs tabanı mesafesi ölçümlerinin kısaltmaları ve açıklamaları Tablo 3.2’de gösterilmiştir.

Tablo 3.2. Kök ucu-maksiller sinüs tabanı mesafesi ile ilgili ölçümlerinin kısaltmaları ve açıklamaları.

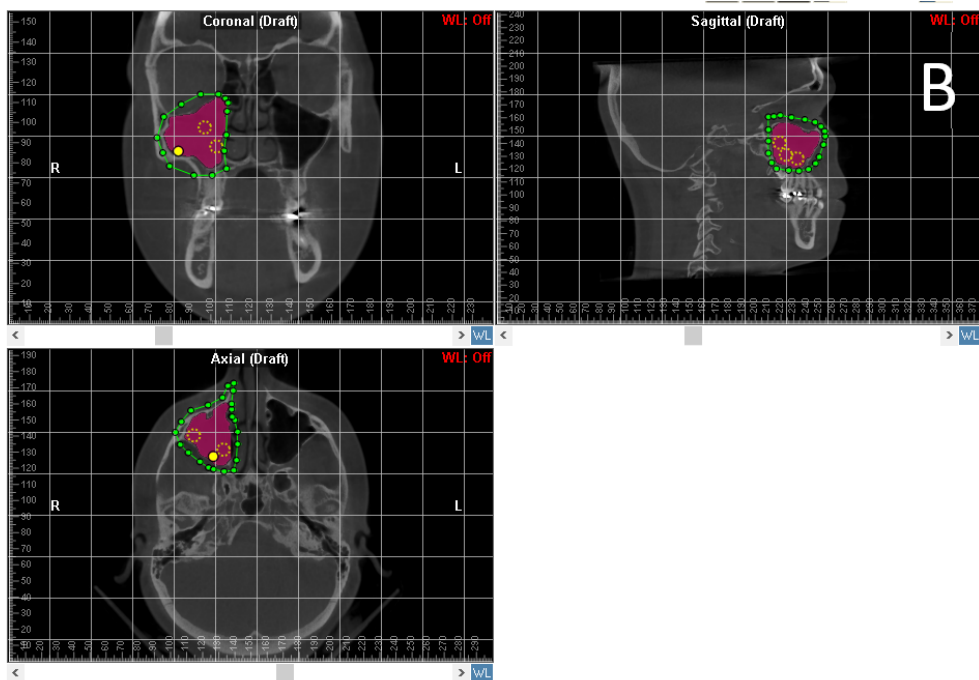
SA/KU-MSTM/MB	Sağ üst birinci molar dişin meziobukkal kök ucundan geçen yere paralel doğruyla, maksiller sinüs tabanından geçen yere paralel doğru arasındaki dikey mesafedir.
SA/KU-MSTM/DB	Sağ üst birinci molar dişin distobukkal kök ucundan geçen yere paralel doğruyla, maksiller sinüs tabanından geçen yere paralel doğru arasındaki dikey mesafedir.
SO/KU-MSTM/MB	Sol üst birinci molar dişin meziobukkal kök ucundan geçen yere paralel doğruyla, maksiller sinüs tabanından geçen yere paralel doğru arasındaki dikey mesafedir.
SO/KU-MSTM/DB	Sol üst birinci molar dişin distobukkal kök ucundan geçen yere paralel doğruyla, maksiller sinüs tabanından geçen yere paralel doğru arasındaki dikey mesafedir.

3.2.4. Maksiller Sinüs Hacminin Ölçülmesi

Maksiller sinüs hacminin ölçülmesi için Dolphin programının 3D bölümünde 'Sinus/Airway' sekmesi tıklanarak koronal, aksiyal ve sagittal kesitlerin eş zamanlı görüntülenmiştir. Maksiller sinüs sınırları her 3 kesitte belirlenmiştir. Ardından belirlenen sınırlar içine 'Add' sekmesinden sarı renkli 'Seed Point' adı verilen noktalar eklenerek radyolüsent sinüs alanının pembeye boyanması izlenmiştir. Her 3 kesitte de sınırlandırılmış bölgelerde pembe boyanmamış sinüs alanları varsa yeni 'Seed Point'ler eklenerek maksiller sinüs hacim sınırları net olarak belirlenmiştir. Hava boşluğu hassasiyeti için 'Set' sekmesi seçilerek uygun HU değeri belirlenmiştir. Ardından 'Update Airway' sekmesi tıklanarak sinüs hacmi hesaplanmıştır (Şekil 3.9). Bu prosedür her bir bireyde sağ ve sol maksiller sinüs hacmi için mm³ cinsinden ölçülmüş ve ölçümler not edilmiştir.



Remove All... Seed Points: < Prev Add Next > Show Hidden Seeds



Remove All... Seed Points: < Prev Add Next > Show Hidden Seeds

Step 1: For each draft slice view, go to the slice(s) with the optimal airway view and add seed points (i.e., the Yellow Dots) from which to expand inside the airway, and if necessary, define a clipping boundary to restrict the expansion.

Step 2: Adjust airway sensitivity: Quick HU
 < [Slider] > 49

Step 3: Click on this button to find airway:

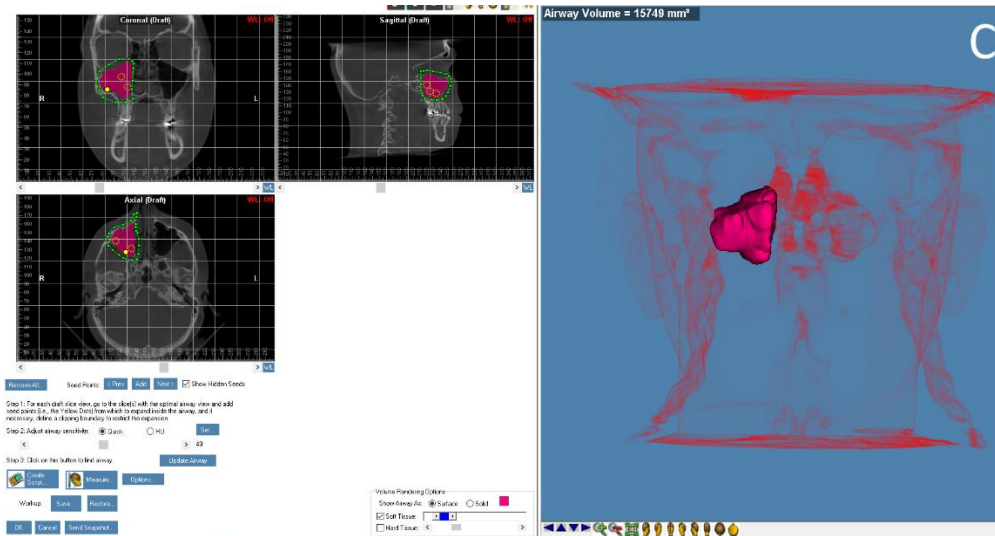
Workup:

Volume Rendering Options

Show Airway As: Surface Solid

Soft Tissue:

Hard Tissue:



Şekil 3.9. Maksiller sinüs hacminin belirlenmesi. A) Koronal, aksiyal ve sagittal kesitlerin eş zamanlı görüntülenmesi. B) Sinüs sınırlarının net olarak belirlenmesi. C) Sinüs hacminin hesaplanması.

Maksiller sinüs hacmi ölçümlerinin kısaltmaları ve açıklamaları Tablo 3.3'te gösterilmiştir.

Tablo 3.3. Maksiller sinüs hacmi ile ilgili ölçümlerinin kısaltmaları ve açıklamaları.

SA-MSH	Sağ maksiller sinüs hacmidir.
SO-MSH	Sol maksiller sinüs hacmidir.

3.3. İstatistiksel Analiz

Çalışmada elde edilen verilerin istatistiksel analizinde IBM SPSS Statistics versiyon 26 paket programı kullanılmıştır. Sürekli değişkenlerin normal dağılıp dağılmadığı Shapiro-Wilk testi aracılığıyla incelenmiştir. Tüm değişkenlere ilişkin verilere bakıldığında, verilerin normal dağılımdan gelmediği görülmüştür. Bu nedenle analizleri yaparken parametrik olmayan testler kullanılmıştır.

Cinsiyet ve yaş değişkenleri ile; IZC kalınlığı değerleri arasındaki ilişki ve maksiller sinüs hacmi arasındaki ilişki için analiz yapılırken Mann-Whitney U Testi kullanılmıştır. IZC kalınlığı değerleri ile vertikal yüz boyutu ve varsayımsal minivida giriş açısı değerleri arasındaki ilişkiyi analiz etmek için ise Kruskal-Wallis H testi kullanılmıştır. Kruskal-Wallis H testinde anlamlı farklılıkların hangi değişkenler arasında olduğuna karar vermek için varyansların homojen olup olmadığına bakmak

amacıyla Levene testi kullanılmıştır. Levene test sonucuna göre varyansların homojen olduğu görülmüştür. Bu nedenle anlamlı farklılıkların tespit edilmesinde Post Hoc testlerinden Tukey HSD testi kullanılmıştır.

IZC kalınlığının; maksiller sinüs hacmi ve kök ucu-maksiller sinüs tabanı mesafesi ile arasındaki ilişki; sayısal değişkenlere ilişkin dağılımlar normal dağılıma uymadığı için Spearman sıra korelasyon testi ile değerlendirilmiştir. Korelasyon katsayısı matematiksel olarak -1 ile +1 arasında değerler alır. Korelasyonun büyüklüğü (0-1) iki değişken arasındaki ilişkinin gücünü gösterirken işareti (+,-) değişkenlerin aynı yönde (+) artıp azaldığını ya da zıt yönlerde (-) artış ve azalış gösterdiğini belirtir. İki değişken arasında hesaplanan korelasyon (r) değeri <0,20 ve sıfıra yakın değerler ilişkinin olmadığı ya da çok zayıf ilişkiyi işaret eder. 0,20-0,39 arasında ise zayıf ilişki; 0,40-0,59 arasında ise orta düzeyde ilişki; 0,60-0,79 arasında ise yüksek düzeyde ilişki; 0,80-1,0 ise çok yüksek ilişki olduğu yorumu yapılır.

Çalışmaya dahil edilen bireylerin %70'i rastgele seçilerek, 2 hafta sonra aynı araştırmacı tarafından, aynı koşullar altında ölçümler tekrarlanmıştır. Gözlemci içi güvenilirlik, sınıf içi korelasyon katsayısı (SKK) ile hesaplanmış ve güvenilirlik 0,9'un üzerinde olduğunda mükemmel, 0,75 ile 0,9 arasında olduğunda iyi, 0,5 ile 0,75 arasında olduğunda orta ve 0,5'in altında olduğunda zayıf olarak değerlendirilmiştir. Metot hatalarının değerlendirilmesi için Dahlberg formülü kullanılmıştır. Kullanılan Dahlberg metot hatası formülü şu şekildedir:

$$D = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n d_i^2}{2n}}$$

D: Metot hatası

d_i : Birinci ve ikinci ölçüm verisi arasındaki fark

n: İkinci defa yapılan ölçüm sayısı

$p < 0,05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

3.3.1. Örneklem Büyüklüğü Hesaplanması

Örneklem büyüklüğü, 0,05 anlamlılık düzeyinde, %90 güç ile 145 olarak hesaplanmıştır. Dahil edilme kriterlerine uyan 149 bireyin KIBT görüntüleri çalışmaya dahil edilmiştir.

4. BULGULAR

4.1. Ölçümlerin Güvenilirliğine İlişkin Bulgular

Güvenilirlik sonuçlarına göre, IZC kalınlığı ölçümleri 0,991-0,998 değer aralığında ortalama 0,995; maksiller sinüs hacmi ölçümleri 0,918-0,922 değer aralığında ortalama 0,920; kök ucu-maksiller sinüs tabanı mesafesi ölçümleri ise 0,994-0,997 değer aralığında ortalama 0,996 sınıf içi korelasyon katsayısı ile ölçümler arasında mükemmel gözlemci içi güvenilirlik göstermiştir.

Dahlberg formülü kullanılarak elde edilen metot hatası değerleri, IZC kalınlığı değerlerine ait ölçümler için 0,09 ile 0,12 arasında; MSH (maksiller sinüs hacmi) değerlerine ait ölçümler için 0,07 ile 0,09 arasında; KU-MSTM (kök ucu-maksiller sinüs tabanı mesafesi) değerlerine ait ölçümler için ise 0,14 ile 0,22 arasında değişmektedir. Ölçümlerin tekrarlanabilirliği metot hatası değerlerinin 0 sayısına yakınlığına göre değerlendirilmektedir. Bu değerler göz önünde bulundurulduğunda ölçümlerin tekrarlanabilirliğinin yüksek olduğu izlenmiştir (Tablo 4.1).

Tablo 4.1. Birinci ve ikinci ölçümler arasındaki sınıf içi korelasyon katsayıları ve metot hataları.

Değişkenler	Sınıf İçi Korelasyon Katsayısı	Dahlberg Metot Hatası Değerleri
IZC/16-MB/50°	0,991	0,12
IZC/16-MB/60°	0,997	0,10
IZC/16-MB/70°	0,998	0,10
IZC/16-DB/50°	0,996	0,09
IZC/16-DB/60°	0,995	0,12
IZC/16-DB/70°	0,998	0,11
IZC/26-MB/50°	0,991	0,10
IZC/26-MB/60°	0,995	0,10
IZC/26-MB/70°	0,998	0,10

Tablo 4.1. (Devam) Birinci ve ikinci ölçümler arasındaki sınıf içi korelasyon katsayıları ve metot hataları.

IZC/26-DB/70°	0,998	0,11
SA-MSH	0,922	0,09
SO-MSH	0,918	0,07
SA/KU-MSTM/MB	0,997	0,14
SA/KU-MSTM/DB	0,977	0,22
SO/KU-MSTM/MB	0,994	0,21
SO/KU-MSTM/DB	0,994	0,19

4.2. Tanımlayıcı Bulgular

Bireylere ait cinsiyet, yaş ve vertikal yüz boyutuna ilişkin tanımlayıcı istatistikler Tablo 4.2’de sunulmaktadır.

Tablo 4.2. Çalışmaya dahil edilen bireylerin yaş, cinsiyet ve vertikal yüz boyutuna göre dağılımları.

Çalışma Grubu n=149			
Değişkenler	Kategoriler	n	%
Yaş	≤18	64	43
	≥19	85	57
Cinsiyet	Kadın	79	53
	Erkek	70	47
Vertikal Yüz Boyutu	Brakifasiyal (GoGnSN ≤ 27.0°)	41	27,5
	Mezofasiyal (27.1° ≤GoGnSN ≤ 36.9°)	69	46,3
	Doligofasiyal (GoGnSN ≥ 37.0°)	39	26,2

(n= birey sayısı)

Çalışmaya dahil edilen bireylerin (n=149) ortalama yaşı $20,7 \pm 6,9$ 'dur. Kadınların ortalama yaşı $20,3 \pm 7,5$ iken; erkeklerin ortalama yaşı $21,1 \pm 7,5$ 'tir (Tablo 4.3).

Tablo 4.3. Çalışmaya dahil edilen bireylerin cinsiyete göre yaş ortalamaları.

CİNSİYET	n	Ortalama \pm SS	Min	Maks
Kadın	79	$20,3 \pm 7,5$	12	46
Erkek	70	$21,1 \pm 7,5$	12	46
Toplam	149	$20,7 \pm 6,9$	12	46

(n: birey sayısı; SS: standart sapma; Min: minimum; Maks: maksimum)

4.3. IZC Kalınlığı ile İlgili Bulgular

Sağ ve sol üst birinci molar dişlerin meziobukkal ve distobukkal kök hizalarındaki farklı varsayımsal minivida giriş açılarındaki ($50^\circ, 60^\circ, 70^\circ$) IZC kalınlığı değerleri Tablo 4.4'te gösterilmiştir.

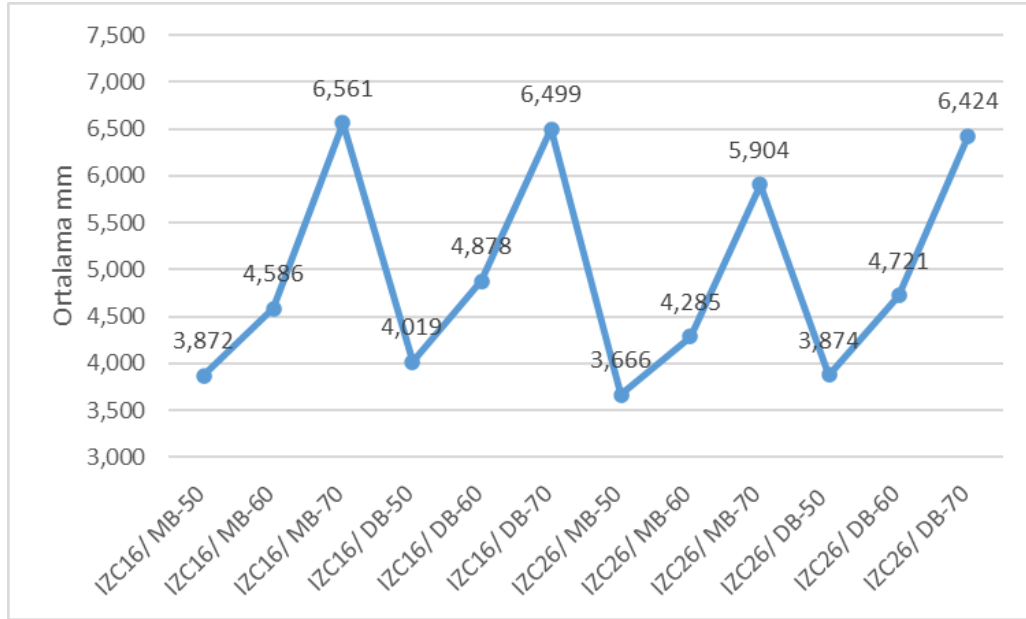
Tablo 4.4. Sağ ve sol üst birinci molar dişlerin meziobukkal ve distobukkal köklerinde $50^\circ, 60^\circ$ ve 70° varsayımsal minivida giriş açılarındaki IZC kalınlığı değerleri.

İnfrazigomatik Krest (IZC) Kalınlığı	n=149			
	Ort (mm)	SS	Min (mm)	Maks (mm)
IZC16/ MB- 50°	3,87	1,69	1,27	11,40
IZC16/ MB- 60°	4,58	2,06	1,48	12,20
IZC16/ MB- 70°	6,55	3,26	1,63	18,90
IZC16/ DB- 50°	4,02	1,79	1,12	10,52
IZC16/ DB- 60°	4,88	2,32	1,29	12,50
IZC16/ DB- 70°	6,49	3,01	1,57	15,47
IZC26/ MB- 50°	3,68	1,59	1,11	10,80
IZC26/ MB- 60°	4,31	1,91	1,26	12,10
IZC26/ MB- 70°	5,88	2,88	1,44	18,70
IZC26/ DB- 50°	3,89	1,88	1,32	12,80
IZC26/ DB- 60°	4,73	2,28	1,39	14,24
IZC26/ DB- 70°	6,42	3,09	1,66	16,71

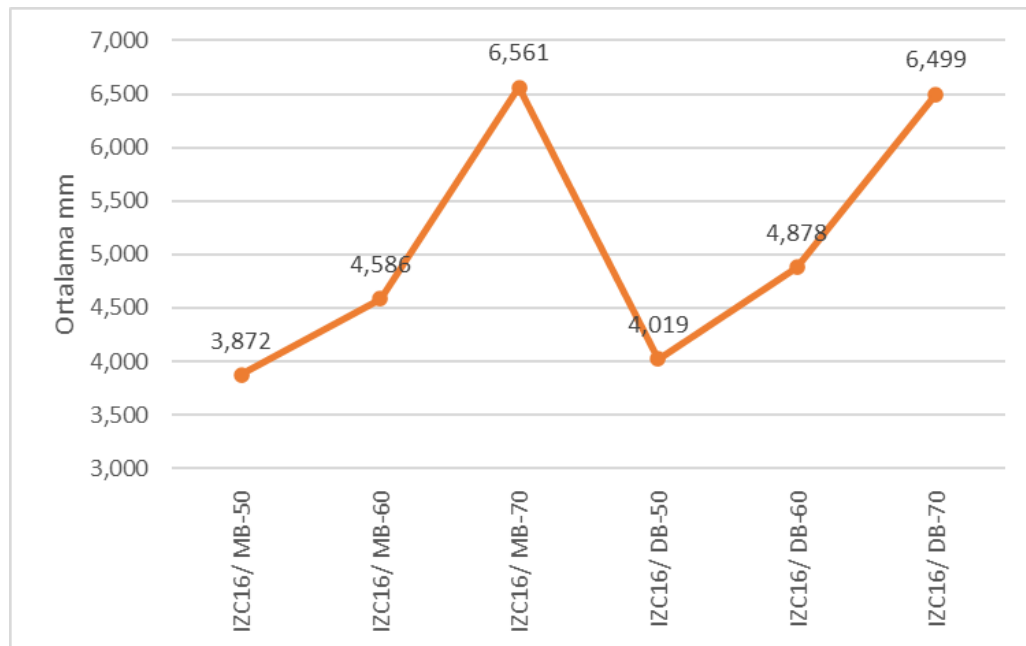
(n: birey sayısı; Ort: ortalama; SS: standart sapma; Min: minimum; Maks: maksimum)

Tüm ortalama IZC kalınlığı değerlerinin çizgi grafiği ile gösterimi Grafik 4.1'de, sağ birinci molar dişe ait ortalama IZC kalınlığı değerlerinin çizgi grafiği ile gösterimi Grafik 4.2'de ve sol birinci molar dişe ait ortalama IZC kalınlığı değerlerinin çizgi grafiği ile gösterimi Grafik 4.3'te gösterilmiştir.

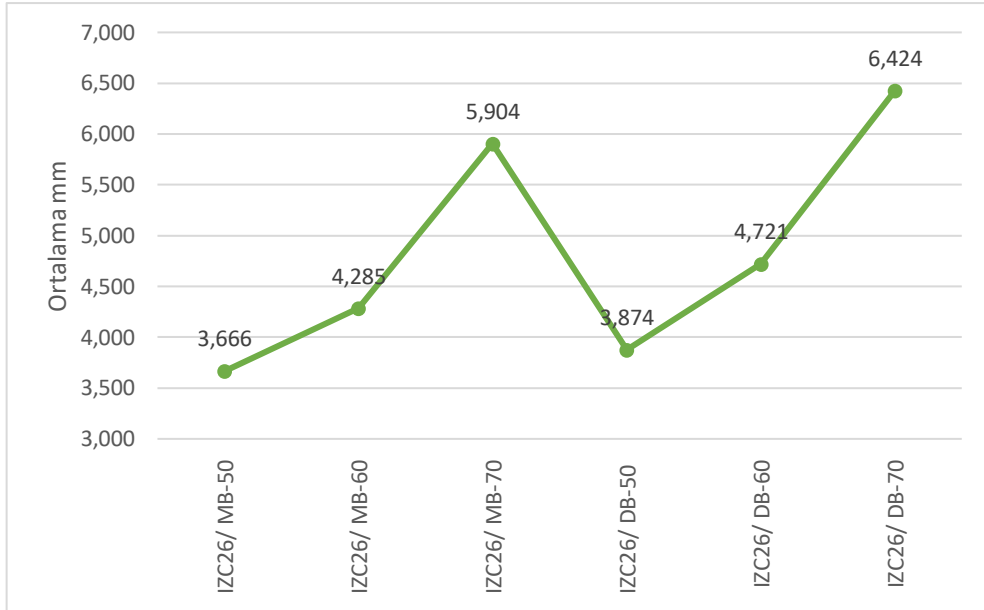
Grafik 4.1. Çalışmaya dahil edilen bireylerin ortalama IZC kalınlığı değerleri.



Grafik 4.2. Çalışmaya dahil edilen bireylerin sağ birinci molar diş hizasındaki ortalama IZC kalınlığı değerleri.



Grafik 4.3. Çalışmaya dahil edilen bireylerin sol birinci molar diş hizasındaki ortalama IZC kalınlığı değerleri.



4.3.1. IZC Kalınlığı ve Varsayımsal Minivida Giriş Açısı ile İlgili Bulgular

IZC kalınlığı ve varsayımsal minivida giriş açısı ile ilgili bulgular Tablo 4.5'te gösterilmiştir.

Tablo 4.5. IZC kalınlığının farklı varsayımsal minivida giriş açlarına göre değerlendirilmesi.

n=149						
İnfrazigomatik Krest (IZC) Kalınlığı	Varsayımsal Minivida Giriş Açısı	Ort. (mm)	SS	Kruskal-Wallis H Testi		
				Ort. Rank	H	P
IZC16/MB	50°	3,87	1,69	168,4	69,651	0,001
	60°	4,58	2,06	212,02		
	70°	6,55	3,26	291,57		
IZC16/DB	50°	4,02	1,79	168,02	215,88	0,001
	60°	4,88	2,32	215,88		
	70°	6,49	3,01	288,1		
IZC26/MB	50°	3,68	1,59	171,65	58,622	0,001
	60°	4,31	1,91	215,13		
	70°	5,88	2,88	285,21		
IZC26/DB	50°	3,89	1,88	166,84	66,364	0,001
	60°	4,73	2,28	217		
	70°	6,42	3,09	288,16		

(n: birey sayısı; SS: standart sapma; Ort: ortalama; P: P değeri)

Sağ üst birinci molar dişin meziobukkal kök hizasında farklı varsayımsal minivida giriş açısı değerlerinde ölçülen ortalama IZC kalınlığı değerleri (IZC16/MB) arasında anlamlı bir farklılık vardır. Bu anlamlı farklılıkların hangi değişkenler arasında olduğunu bakmak için Tukey HSD testi kullanılmıştır.

- Ortalama IZC16/MB-60° değeri, ortalama IZC16/MB-50° değerinden daha fazladır ve fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p:0,034 < 0,05$).
- Ortalama IZC16/MB-70° değeri, ortalama IZC16/MB-50° değerinden daha fazladır ve fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p:0,001 < 0,05$).
- Ortalama IZC16/MB-70° değeri, ortalama IZC16/MB-60° değerinden daha fazladır ve fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p:0,001 < 0,05$).

Sağ üst birinci molar dişin distobukkal kök hizasında farklı varsayımsal minivida giriş açısı değerlerinde ölçülen ortalama IZC kalınlığı değerleri (IZC16/DB) arasında anlamlı bir farklılık vardır. Bu anlamlı farklılıkların hangi değişkenler arasında olduğunu bakmak için Tukey HSD testi kullanılmıştır.

- Ortalama IZC16/DB-60° değeri, ortalama IZC16/DB-50° değerinden daha fazladır ve fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p:0,038 < 0,05$).
- Ortalama IZC16/DB-70° değeri, ortalama IZC16/DB-50° değerinden daha fazladır ve fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p:0,001 < 0,05$).
- Ortalama IZC16/DB-70° değeri, ortalama IZC16/DB-60° değerinden daha fazladır ve fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p:0,001 < 0,05$).

Sol üst birinci molar dişin meziobukkal kök hizasında farklı varsayımsal minivida giriş açısı değerlerinde ölçülen ortalama IZC kalınlığı değerleri (IZC26/MB) arasında anlamlı bir farklılık vardır. Bu anlamlı farklılıkların hangi değişkenler arasında olduğunu bakmak için Tukey HSD testi kullanılmıştır.

- Ortalama IZC26/MB-60° değeri, ortalama IZC26/MB-50° değerinden daha fazladır ve fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p:0,007 < 0,05$).

- Ortalama IZC26/MB-70° değeri, ortalama IZC26/MB-50° değerinden daha fazladır ve fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p:0,001<0,05).
- Ortalama IZC26/MB-70° değeri, ortalama IZC26/MB-60° değerinden daha fazladır ve fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p:0,001<0,05).

Sol üst birinci molar dişin distobukkal kök hizasında farklı varsayımsal minivida giriş açısı değerlerinde ölçülen ortalama IZC kalınlığı değerleri (IZC26/DB) arasında anlamlı bir farklılık vardır. Bu anlamlı farklılıkların hangi değişkenler arasında olduğunu bakmak için Tukey HSD testi kullanılmıştır.

- Ortalama IZC26/DB-60° değeri, ortalama IZC16/DB-50° değerinden daha fazladır ve fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p:0,011<0,05).
- Ortalama IZC26/DB-70° değeri, ortalama IZC26/DB-50° değerinden daha fazladır ve fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p:0,001<0,05).
- Ortalama IZC26/DB-70° değeri, ortalama IZC26/DB-60° değerinden daha fazladır ve fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p:0,001<0,05).

4.3.2. IZC Kalınlığı ve Cinsiyet ile İlgili Bulgular

Cinsiyetlere göre IZC kalınlığı değerleri Tablo 4.6'da gösterilmiştir.

Ölçülen tüm IZC kalınlıklarında ortalama değerler, kadınlarda erkeklere göre daha fazla olmakla beraber bir ölçüm hariç cinsiyete göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır. 26 numaralı dişin distobukkal kök hizasında 50°'lik varsayımsal minivida giriş açısında ölçülen IZC kalınlığı (IZC26/DB-50°), kadınlarda erkeklere göre daha fazla bulunmuştur ve fark istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0,05).

Kadınlarda ortalama IZC kalınlığı en düşük $3,77 \pm 1,63$ mm (IZC26/ MB-50°) ve en yüksek $6,80 \pm 3,34$ mm (IZC26/ DB-70°) bulunmuştur. Erkeklerde ortalama IZC kalınlığı en düşük $3,52 \pm 1,48$ mm (IZC26/ DB-50°) ve en yüksek $6,44 \pm 3,06$ mm (IZC16/ MB-70°) bulunmuştur.

Tablo 4.6. IZC kalınlığının cinsiyete göre değerlendirilmesi.

İnfrazigomatik Krest (IZC) Kalınlığı	Cinsiyet	n	Ort (mm)	SS	Mann-Whitney U Testi	
					İstatistik Değeri	P
IZC16/ MB-50°	Kadın	79	3,89	1,75	2760	0,985
	Erkek	70	3,86	1,66		
IZC16/ MB-60°	Kadın	79	4,63	2,07	2719,5	0,863
	Erkek	70	4,55	2,03		
IZC16/ MB-70°	Kadın	79	6,68	3,48	2740	0,924
	Erkek	70	6,44	3,06		
IZC16/ DB-50°	Kadın	79	4,12	1,96	2726,5	0,884
	Erkek	70	3,92	1,60		
IZC16/ DB-60°	Kadın	79	5,01	2,54	2752,5	0,962
	Erkek	70	4,74	2,03		
IZC16/ DB-70°	Kadın	79	6,67	3,37	2736	0,912
	Erkek	70	6,31	2,65		
IZC26/ MB-50°	Kadın	79	3,77	1,63	2516	0,344
	Erkek	70	3,56	1,58		
IZC26/ MB-60°	Kadın	79	4,39	1,97	2557,5	0,430
	Erkek	70	4,18	1,90		
IZC26/ MB-70°	Kadın	79	6,14	3,06	2509	0,330
	Erkek	70	5,65	2,70		
IZC26/ DB-50°	Kadın	79	4,20	2,20	2234	0,043
	Erkek	70	3,52	1,48		
IZC26/ DB-60°	Kadın	79	5,10	2,60	2293	0,073
	Erkek	70	4,31	1,84		
IZC26/ DB-70°	Kadın	79	6,80	3,34	2406,5	0,173
	Erkek	70	6,01	2,83		

(n: birey sayısı; Ort: ortalama; SS: standart sapma; P: P değeri)

4.3.3. IZC Kalınlığı ve Yaş ile İlgili Bulgular

Yaşa göre ortalama IZC kalınlığı değerleri Tablo 4.7’de gösterilmiştir.

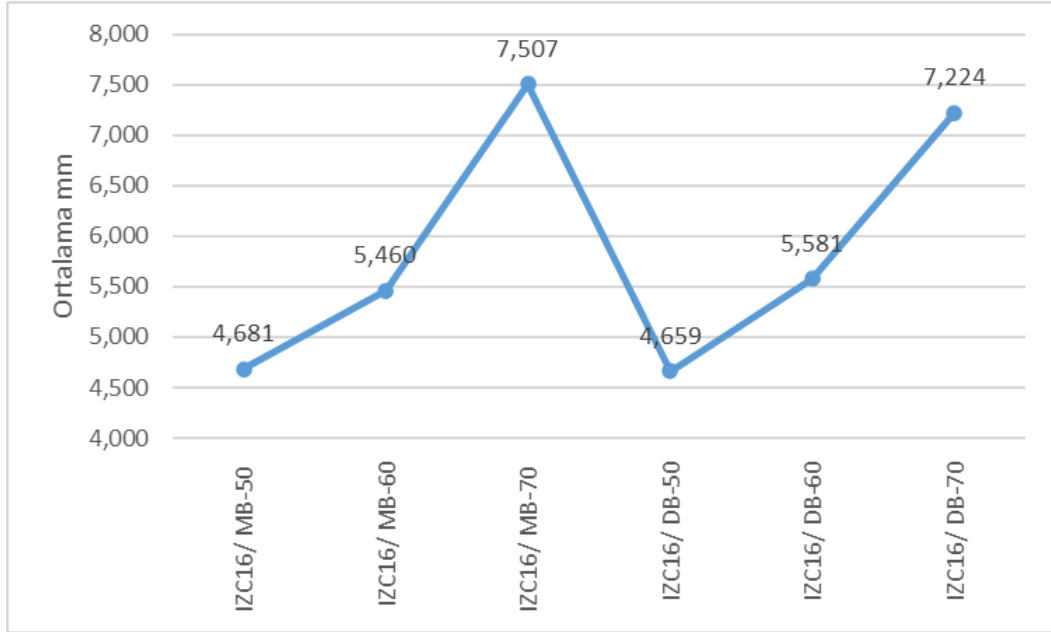
Tüm IZC kalınlığı ölçümlerinde, 18 yaş ve altındaki bireylerin ortalama değerleri, 19 yaş ve üzeri bireylerin ortalama değerlerinden yüksek bulunmuştur ve fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,05$) (Tablo 4.7, Grafik 4.4-7).

Tablo 4.7. IZC kalınlığının yaşa göre değerlendirilmesi.

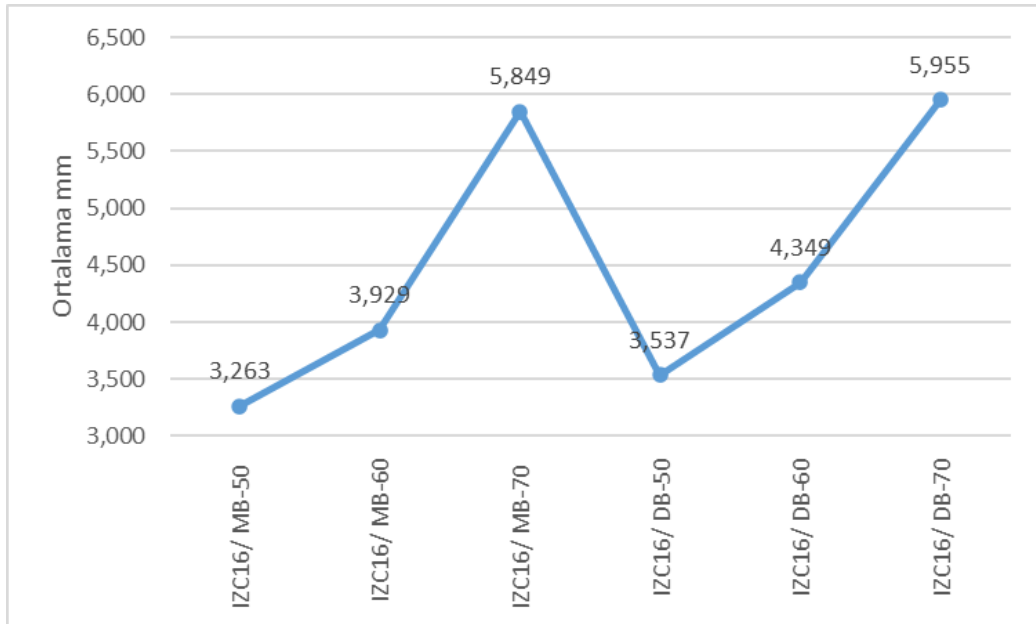
İnfrazigomatik Krest (IZC) Kalınlığı	Yaş	n	Ort (mm)	SS	Mann-Whitney U Testi	
					İstatistik Değeri	P
IZC16/MB-50°	≤18	64	4,69	1,75	1221,5	0,001
	≥19	85	3,27	1,39		
IZC16/MB-60°	≤18	64	5,47	2,02	1371,5	0,001
	≥19	85	3,93	1,82		
IZC16/MB-70°	≤18	64	7,51	2,94	1716,5	0,001
	≥19	85	5,85	3,36		
IZC16/DB-50°	≤18	64	4,66	1,85	1691	0,001
	≥19	85	3,54	1,60		
IZC16/DB-60°	≤18	64	5,59	2,43	1807,5	0,001
	≥19	85	4,35	2,08		
IZC16/DB-70°	≤18	64	7,23	3,02	2025,5	0,008
	≥19	85	5,96	2,98		
IZC26/MB-50°	≤18	64	4,48	1,66	1181	0,001
	≥19	85	3,07	1,27		
IZC26/MB-60°	≤18	64	5,14	1,85	1273	0,001
	≥19	85	3,65	1,75		
IZC26/MB-70°	≤18	64	7,12	2,75	1394,5	0,001
	≥19	85	5,00	2,68		
IZC26/DB-50°	≤18	64	4,73	1,96	1242,5	0,001
	≥19	85	3,24	1,63		
IZC26/ DB-60°	≤18	64	5,58	2,26	1481	0,001
	≥19	85	4,08	2,13		
IZC26/DB-70°	≤18	64	7,19	2,77	1874,5	0,001
	≥19	85	5,85	3,28		

(n: birey sayısı; Ort: ortalama; SS: standart sapma; P: P değeri)

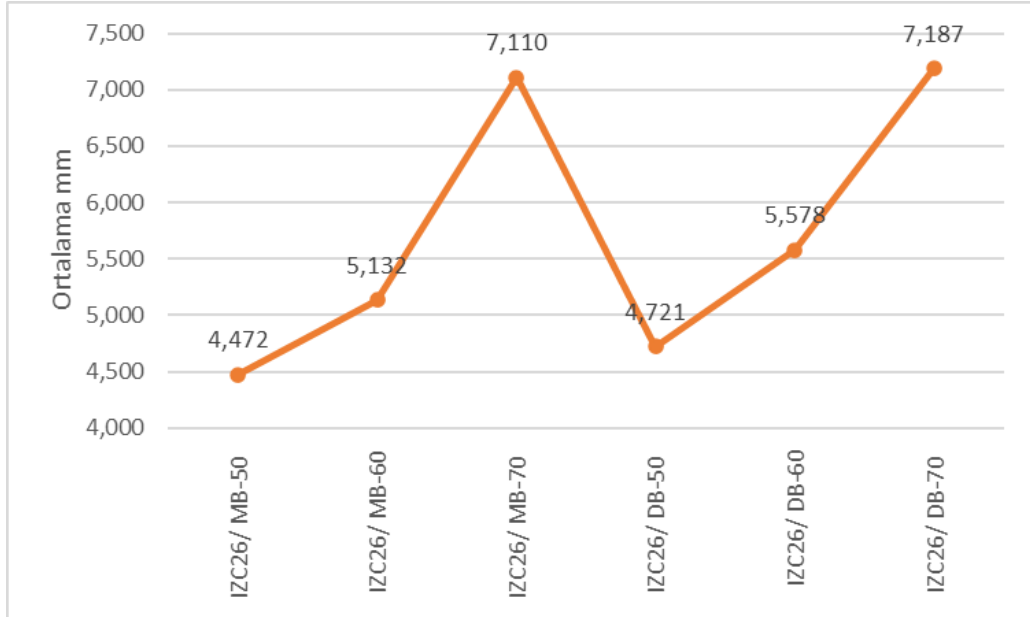
Grafik 4.4. ≤18 yaş grubunun sağ birinci molar diş hizasındaki ortalama IZC kalınlığı değerleri.



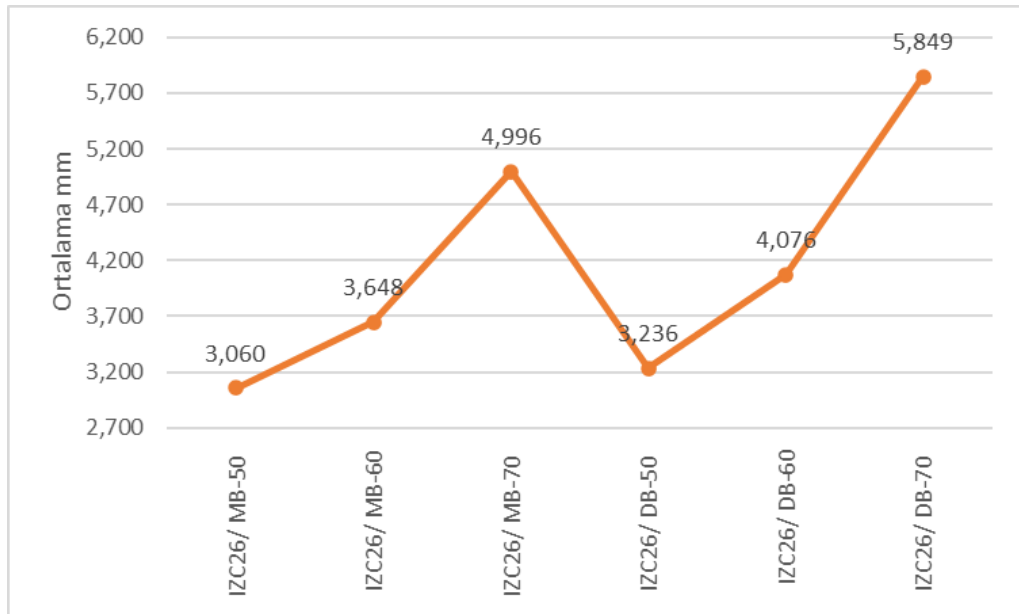
Grafik 4.5. ≥19 yaş grubunun sağ birinci molar diş hizasındaki ortalama IZC kalınlığı değerleri.



Grafik 4.6. ≤18 yaş grubunun sol birinci molar diş hizasındaki ortalama IZC kalınlığı değerleri.



Grafik 4.7. ≥19 yaş grubunun sol birinci molar diş hizasındaki ortalama IZC kalınlığı değerleri.



4.3.4. IZC Kalınlığı ve Vertikal Yüz Boyutu ile İlgili Bulgular

Vertikal yüz boyutuna göre IZC kalınlığı değerleri Tablo 4.8’de gösterilmiştir.

Ölçülen tüm IZC kalınlığı değerlerinde brakifasiyal, mezofasiyal ve doligofasiyal gruplarda bir ölçüm dışında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır.

26 numaralı dişin distobukkal kök hizasında 70°’lik varsayımsal minivida giriş açısında ölçülen IZC kalınlığı (IZC26/DB-70°) değerlerinde vertikal yüz boyutu açısından anlamlı farklılık olduğu görülmüştür (p=0,032). Bu anlamlı farklılıkların hangi değişkenler arasında olduğuna bakmak için Tukey HSD testi kullanılmıştır. 26 numaralı dişin distobukkal kök hizasında 70°’lik varsayımsal minivida giriş açısında ölçülen IZC kalınlığı (IZC26/DB-70°), doligofasiyal grupta, mezofasiyal gruba göre daha fazla bulunmuştur ve fark istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0,05).

Tablo 4.8. IZC kalınlığının vertikal yüz boyutuna göre değerlendirilmesi.

İnfrazigomatik Krest (IZC) Kalınlığı	Vertikal Yüz Boyutu	n	Ort	SS	Kruskal-Wallis H testi		
					Ort Rank	H	P
IZC16/ MB-50°	Brakifasiyal	41	4,03	1,72	77,89	1,934	0,380
	Mezofasiyal	69	4,01	1,83	77,95		
	Doligofasiyal	39	3,49	1,41	66,74		
IZC16/ MB-60°	Brakifasiyal	41	4,67	2,13	74,87	0,884	0,643
	Mezofasiyal	69	4,73	2,12	77,99		
	Doligofasiyal	39	4,27	1,83	69,86		
IZC16/ MB-70°	Brakifasiyal	41	6,42	3,13	73,57	0,307	0,858
	Mezofasiyal	69	6,63	3,12	77,09		
	Doligofasiyal	39	6,61	3,76	72,81		
IZC16/ DB-50°	Brakifasiyal	41	4,12	1,87	76,89	0,924	0,630
	Mezofasiyal	69	4,08	1,70	77,10		
	Doligofasiyal	39	3,82	1,91	69,29		
IZC16/ DB-60°	Brakifasiyal	41	4,93	2,37	74,89	0,085	0,958
	Mezofasiyal	69	4,89	2,24	75,95		

Tablo 4.8. (Devam) IZC kalınlığının vertikal yüz boyutuna göre değerlendirilmesi.

	Doligofasiyal	39	4,83	2,44	73,44		
IZC16/ DB-70°	Brakifasiyal	41	6,49	3,14	74,89	0,690	0,708
	Mezofasiyal	69	6,35	2,97	72,45		
	Doligofasiyal	39	6,79	3,16	75,53		
IZC26/ MB-50°	Brakifasiyal	41	3,78	1,70	75,99	0,118	0,943
	Mezofasiyal	69	3,68	1,77	73,70		
	Doligofasiyal	39	3,54	1,16	76,27		
IZC26/ MB-60°	Brakifasiyal	41	4,39	2,00	76,95	0,393	0,822
	Mezofasiyal	69	4,24	2,04	72,62		
	Doligofasiyal	39	4,27	1,71	77,17		
IZC26/ MB-70°	Brakifasiyal	41	5,92	2,66	76,22	0,077	0,962
	Mezofasiyal	69	5,89	3,08	73,98		
	Doligofasiyal	39	5,92	2,88	75,53		
IZC26/ DB-50°	Brakifasiyal	41	4,04	2,40	74,28	0,776	0,678
	Mezofasiyal	69	3,77	1,82	72,55		
	Doligofasiyal	39	3,88	1,92	80,09		
IZC26/ DB-60°	Brakifasiyal	41	4,84	2,75	73,76	2,539	0,281
	Mezofasiyal	69	4,49	2,15	70,54		
	Doligofasiyal	39	5,03	2,05	84,19		
IZC26/ DB-70°	Brakifasiyal	41	6,30	3,30	71,94	6,867	0,032
	Mezofasiyal	69	5,94	2,95	68,15		
	Doligofasiyal	39	6,43	3,13	90,33		

(n: birey sayısı; SS: standart sapma; Ort: ortalama; P: P değeri)

4.3.5. IZC Kalınlığı ve Maksiller Sinüs Hacmi ile İlgili Bulgular

IZC kalınlığının maksiller sinüs hacmi ile olan ilişkisi; sayısal değişkenlere ilişkin dağılımlar normal dağılıma uymadığı için Spearman sıra korelasyon testi ile incelenmiştir.

IZC kalınlığı ile maksiller sinüs hacmi arasındaki korelasyon bulguları Tablo 4.9'da gösterilmiştir.

Sağ birinci molar dişte ölçülen IZC kalınlığı (IZC16/MB-50°, IZC16/MB-60°, IZC16/MB-70°, IZC16/DB-50°, IZC16/DB-60°, IZC16/DB-70°) değerleri ile sağ maksiller sinüs hacmi (SA-MSH) değerleri arasında -0,362 ile -0,231 aralığında değişen korelasyon katsayıları ile zayıf negatif yönlü bir ilişki gösterilmiştir. Sonuç olarak, SA-MSH değeri arttıkça; IZC16/MB-50°, IZC16/MB-60°, IZC16/MB-70°, IZC16/DB-50°, IZC16/DB-60° ve IZC16/DB-70° değerleri azalmaktadır.

Sol birinci molar dişte ölçülen IZC kalınlığı (IZC26/MB-50°, IZC26/MB-60°, IZC26/MB-70°, IZC26/DB-50°, IZC26/DB-60°, IZC26/DB-70°) değerleri ile sol maksiller sinüs hacmi (SO-MSH) değerleri arasında -0,468 ile -0,238 aralığında değişen korelasyon katsayıları ile zayıf ve orta negatif yönlü bir ilişki gösterilmiştir. Sonuç olarak, SO-MSH değeri arttıkça; IZC26/MB-50°, IZC26/MB-60°, IZC26/MB-70°, IZC26/DB-50°, IZC26/DB-60° ve IZC26/DB-70° değerleri azalmaktadır.

Tablo 4.9. IZC kalınlığı ile maksiller sinüs hacmi değerleri arasındaki korelasyon ilişkileri.

Değişkenler		r
İnfrazigomatik Krest (IZC) Kalınlığı	Maksiller Sinüs Hacmi	
IZC/16 -MB 50°	SA-MSH	-0,295
IZC/16 -MB 60°	SA-MSH	-0,285
IZC/16 -MB 70°	SA-MSH	-0,231
IZC/16 -DB 50°	SA-MSH	-0,362
IZC/16 -DB 60°	SA-MSH	-0,316
IZC/16 -DB 70°	SA-MSH	-0,274
IZC/26 -MB 50°	SO-MSH	-0,468
IZC/26 -MB 60°	SO-MSH	-0,432
IZC/26 -MB 70°	SO-MSH	-0,357
IZC/26 -DB 50°	SO-MSH	-0,365
IZC/26 -DB 60°	SO-MSH	-0,280
IZC/26 -DB 70°	SO-MSH	-0,238

(r: korelasyon değeri)

(Yukarıdaki tablodaki korelasyon değerlerine ilişkin p-değerleri $\alpha < 0,05$ olacak şekilde incelenmiştir.)

4.3.6. IZC Kalınlığı ve Kök Ucu-Maksiller Sinüs Tabanı Mesafesi ile İlgili Bulgular

IZC kalınlığı ile kök ucu-maksiller sinüs tabanı mesafesi arasındaki korelasyon bulguları Tablo 4.10'da gösterilmiştir.

Sağ birinci molar dişin meziobukkal kökünde ölçülen IZC kalınlığı (IZC16/MB-50°, IZC16/MB-60° ve IZC16/MB-70°) değerleri ile sağ birinci molar dişin meziobukkal kök hizasındaki kök ucu-maksiller sinüs tabanı mesafesi (SA-MSY-MB) değerleri arasında 0,132 ile 0,167 aralığında değişen korelasyon katsayıları ile zayıf pozitif yönlü ilişki vardır. Sonuç olarak, SA-MSY-MB arttıkça; IZC16/MB-50°, IZC16/MB-60° ve IZC16/MB-70° değerleri de artmaktadır.

Sağ birinci molar dişin distobukkal kökünde ölçülen IZC kalınlığı (IZC16/DB-50°, IZC16/DB-60° ve IZC16/DB-70°) değerleri ile sağ birinci molar dişin distobukkal kök hizasındaki kök ucu-maksiller sinüs tabanı mesafesi (SA-MSY-DB) değerleri arasında 0,171 ile 0,202 aralığında değişen korelasyon katsayıları ile zayıf pozitif yönlü ilişki vardır. Sonuç olarak, SA-MSY-DB arttıkça; IZC16/DB-50°, IZC16/DB-60° ve IZC16/DB-70° değerleri artmaktadır.

Sol birinci molar dişin meziobukkal kökünde ölçülen IZC kalınlığı (IZC26/MB-50°, IZC26/MB-60° ve IZC26/MB-70°) değerleri ile sol birinci molar dişin meziobukkal kök hizasındaki kök ucu-maksiller sinüs tabanı mesafesi (SO-MSY-MB) değerleri arasında 0,203 ile 0,297 aralığında değişen korelasyon katsayıları ile zayıf pozitif yönlü ilişki vardır. Sonuç olarak, SO-MSY-MB arttıkça; IZC26/MB-50°, IZC26/MB-60° ve IZC26/MB-70° değerleri artmaktadır.

Sol birinci molar dişin distobukkal kökünde ölçülen IZC kalınlığı (IZC26/DB-50°, IZC26/DB-60° ve IZC26/DB-70°) değerleri ile sol birinci molar dişin distobukkal kök hizasındaki kök ucu-maksiller sinüs tabanı mesafesi (SO-MSY-DB) değerleri arasında 0,171 ile 0,205 aralığında değişen korelasyon katsayıları ile zayıf pozitif yönlü ilişki vardır. Sonuç olarak, SO-MSY-DB arttıkça; IZC26/DB-50°, IZC26/DB-60° ve IZC26/DB-70° değerleri artmaktadır.

Tablo 4.10. IZC kalınlığı ile kök ucu-maksiller sinüs tabanı mesafesi değerleri arasındaki korelasyon ilişkileri.

Değişkenler		r
İnfrazigomatik Krest (IZC) Kalınlığı	Kök Ucu-Maksiller Sinüs Tabanı Mesafei	
IZC/16 -MB 50°	SA/KU-MSTM/MB	0,132
IZC/16 -MB 60°	SA/KU-MSTM/MB	0,151
IZC/16 -MB 70°	SA/KU-MSTM/MB	0,167
IZC/16 -DB 50°	SA/KU-MSTM/DB	0,202
IZC/16 -DB 60°	SA/KU-MSTM/DB	0,171
IZC/16 -DB 70°	SA/KU-MSTM/DB	0,201
IZC/26 -MB 50°	SO/KU-MSTM/MB	0,297
IZC/26 -MB 60°	SO/KU-MSTM/MB	0,276
IZC/26 -MB 70°	SO/KU-MSTM/MB	0,203
IZC/26 -DB 50°	SO/KU-MSTM/DB	0,182
IZC/26 -DB 60°	SO/KU-MSTM/DB	0,171
IZC/26 -DB 70°	SO/KU-MSTM/DB	0,205

(r: korelasyon değeri)

(Yukarıdaki tablodaki korelasyon değerlerine ilişkin p-değerleri $\alpha < 0,05$ olacak şekilde incelenmiştir.)

4.4. Maksiller Sinüs Hacmi ile İlgili Bulgular

Sağ ve sol maksiller sinüs hacmi ölçümleri Tablo 4.11’de gösterilmiştir. Sağ maksiller sinüs hacmi ortalama $16,25 \pm 5,16 \text{ mm}^3$ (minimum $4,62 \text{ mm}^3$, maksimum $30,60 \text{ mm}^3$) ve sol maksiller sinüs hacmi ortalama $16,33 \pm 5,19 \text{ mm}^3$ (minimum $4,32 \text{ mm}^3$ ve maksimum $33,71 \text{ mm}^3$) olarak bulunmuştur.

Tablo 4.11. Sağ ve sol maksiller sinüs hacimlerinin değerlendirilmesi.

Maksiller Sinüs Hacmi (MSH)	n=149			
	Ortalama (mm^3)	SS	Min (mm^3)	Maks (mm^3)
Sağ Maksiller Sinüs Hacmi (SA-MSH)	16,25	5,16	4,62	30,60
Sol Maksiller Sinüs Hacmi (SO-MSH)	16,33	5,19	4,32	33,71

(n: birey sayısı; SS: standart sapma; Min: minimum; Maks: maksimum)

4.4.1. Maksiller Sinüs Hacmi ve Cinsiyet ile İlgili Bulgular

Cinsiyetlere göre maksiller sinüs hacmi değerleri Tablo 4.12’de gösterilmiştir.

Sağ maksiller sinüs hacminin (SA-MSH) ortalama değeri, erkeklerde kadınlara göre daha fazla bulunmuştur ve fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$).

Sol maksiller sinüs hacminin (SO-MSH) ortalama değeri, erkeklerde kadınlara göre daha fazla bulunmuştur ve fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$).

Tablo 4.12. Maksiller sinüs hacminin cinsiyete göre değerlendirilmesi.

Maksiller Sinüs Hacmi (MSH)	Cinsiyet	n	Ortalama (mm ³)	SS	Mann-Whitney U Testi	
					İstatistik Değeri	P
Sağ Maksiler Sinüs Hacmi (SA-MSH)	Kadın	79	14,67	3,77	1705	0,001
	Erkek	70	18,03	5,90		
Sol Maksiller Sinüs Hacmi (SO-MSH)	Kadın	79	14,62	4,04	1686	0,001
	Erkek	70	18,09	5,73		

(n: birey sayısı; SS: standart sapma; P: P değeri)

4.4.2. Maksiller Sinüs Hacmi ve Yaş ile İlgili Bulgular

Yaşa göre maksiller sinüs hacmi değerleri Tablo 4.13’te gösterilmiştir.

Sağ maksiller sinüs hacminin (SA-MSH) ortalama değeri, 19 yaş ve üstü bireylerde, 18 yaş ve altı bireylere göre daha fazla bulunmuştur ve fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$).

Sol maksiller sinüs hacminin (SO-MSH) ortalama değeri, 19 yaş ve üstü bireylerde, 18 yaş ve altı bireylere göre daha fazla bulunmuştur ve fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$).

Tablo 4.13. Maksiller sinüs hacminin yaşa göre değerlendirilmesi.

Maksiller Sinüs Hacmi (MSH)	Yaş	n	Ortalama (mm ³)	SS	Mann-Whitney U	
					Testi	
					İstatistik Değeri	P
Sağ Maksiller Sinüs Hacmi (SA-MSH)	≤18	64	14,97	4,84	2013	0,007
	≥19	85	17,21	5,21		
Sol Maksiller Sinüs Hacmi (SO-MSH)	≤18	64	14,88	4,52	2003	0,006
	≥19	85	17,28	5,45		

(n: birey sayısı; SS: standart sapma; P: P değeri)

4.5. Kök Ucu-Maksiller Sinüs Tabanı Mesafesi ile İlgili Bulgular

Sağ ve sol birinci molar dişlerin meziobukkal ve distobukkal köklerindeki kök ucu-maksiller sinüs tabanı mesafesi Tablo 4.14'te gösterilmiştir.

Tablo 4.14. Kök ucu-maksiller sinüs tabanı mesafesinin değerlendirilmesi.

Kök Ucu-Maksiller Sinüs Tabanı Mesafesi (KU-MSTM)	n=149			
	Ortalama (mm)	SS	Min (mm)	Maks (mm)
SA/KU-MSTM/MB	-0,89	4,10	-10,40	17,10
SA/KU-MSTM/DB	-1,65	3,56	-9,58	11,60
SO/KU-MSTM/MB	-0,87	3,86	-8,55	12,71
SO/KU-MSTM/DB	-1,44	3,41	-7,95	16,12

(n: birey sayısı; SS: standart sapma; Min: minimum; Maks: maksimum)

Sağ ve sol birinci molar dişlerin meziobukkal köklerindeki kök ucu-maksiller sinüs tabanı mesafesinin ortalama değerleri birbirine yakın bulunmuştur. Benzer şekilde sağ ve sol birinci molar dişlerin distobukkal köklerindeki kök ucu-maksiller sinüs tabanı mesafesinin ortalama değerleri birbirine yakın bulunmuştur.

Distobukkal köklerdeki kök ucu-maksiller sinüs tabanı mesafesi, meziobukkal köklerdeki kök ucu-maksiller sinüs tabanı mesafesinden daha az bulunmuştur.

5. TARTIŞMA

5.1. Çalışmanın Amacı

İnfrazigomatik krest (IZC) bölgesi, ortodontik ankraj amacıyla geçici ankraj cihazlarının sıklıkla yerleştirildiği bir ağız-içi bölge haline gelmiştir. Bu bölgenin tercih edilme sebebi, kortikal tabakasının kalınlığı ve dental arkta uzaklığıdır [29]. IZC minividası; maksiller tüm arkın distalizasyonu, maksiller kanin diş retraksiyonu, en masse retraksiyon, maksiller posterior dişlerin intrüzyonu, okluzal düzlem eğiminin düzeltilmesi ve gömülü kanin dişin sürdürülmesi için ankraj sağlamak üzere kullanılmaktadır [27]. IZC bölgesinde bukkal kortikal tabaka ve sinüs tabanı olmak üzere 2 kortikal tabaka bulunmasının anatomik avantajı, minividanın primer stabilitesini artıran ve kortikal kemik stresini azaltan bikortikal fiksasyondur. Anatomik dezavantajı ise bu bölgeye minivida yerleştirirken, IZC'nin yakın komşuluğunda bulunan maksiller sinüsle ilgili bir komplikasyon gelişme riskidir. [27, 28].

Daha önce yapılan çalışmalarda IZC kalınlığında büyük bireysel varyasyonun mevcut olduğu bildirilmiştir. Bu varyasyonun nedeni; yaş, cinsiyet, kök uzunlukları, maksiller sinüs boyutları, maksiller molarların bukkolingual eğimi, alveolar çıkıntının yüksekliği ve bireylerin vertikal yüz boyutundaki farklılık olarak belirtilmiştir [29, 30, 32, 33, 174]. IZC minividasının invaze olduğu kemik miktarının, minividanın horizontal ve vertikal olarak yerleştirildiği bölge ve yerleştirilme açısına göre değiştiği yapılan çalışmalarla gösterilmiştir [20, 27, 37].

Hastaların tedavi planında minivida başarısızlığını ve olası komplikasyonları engellemek için önlem almak ortodontistlerin sorumluluğudur. Bu amaçla IZC kalınlığına; yaş, cinsiyet, minivida yerleştirme bölgesi ve açısı, maksiller sinüs boyutları ve vertikal yüz boyutunun etkisini anlamak, hastalarda IZC minividalarının kullanımını planlarken faydalı olabilir.

IZC bölgesinin kemik kalınlığının; yaş, cinsiyet, varsayımsal minivida giriş açısı, vertikal yüz boyutu ve maksiller sinüs boyutlarıyla olan ilişkisini ve IZC minividalarının

bu değişkenler ışığında nasıl uygulanması gerektiğini gösteren çalışmalar yeterli değildir. Bu çalışmanın amacı, Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT) görüntüleri kullanılarak sağ ve sol maksiller birinci molar dişlerin meziobukkal ve distobukkal kökleri hizasındaki IZC kalınlığının; yaş, cinsiyet, varsayımsal mini vida giriş açısı, vertikal yüz boyutu, maksiller sinüs hacmi ve kök ucu-maksiler sinüs tabanı mesafesi ile olan ilişkisini değerlendirmektir.

5.2. Bireyler ve Yöntem

5.2.1. Bireyler

Örneklem büyüklüğü, 0,05 anlamlılık düzeyinde, %90 güç ile 145 olarak hesaplanmıştır. Çalışmamızda, 79'u kadın, 70'i erkek olmak üzere toplam 149 bireyin KIBT görüntüleri anabilim dalı arşivinden seçilip çalışmaya dahil edilmiştir. Bildiğimiz kadarıyla, bu şimdye kadar yapılan IZC kalınlığının farklı değişkenlere göre incelendiği KIBT çalışmalarındaki örneklem büyüklüğünden [23, 27, 28, 30, 33-35, 37, 187, 188, 256] yüksek bir örneklem büyüklüğüdür.

Çalışmamızda büyüme gelişim dönemi bitmiş olan ve devam eden bireylerin ölçümleri kendi aralarında karşılaştırıldığı için bireyler 18 yaş ve altı ve 19 yaş ve üstü olarak iki gruba ayrılmıştır. Bireylerin 64'ü 18 yaş ve altı olup; 85'i 19 yaş ve üzeridir. Bireylerin IZC kalınlıkları, vertikal yüz boyutuna göre değerlendirildiği için bireylerin gruplandırılmasının ardından (n=149) 41'i brakifasiyal, 69'u mezofasiyal, 39'u doligofasiyal yüz boyutu grubuna dahil edilmiştir (Tablo 4.2). Çalışmaya dahil edilen kadın bireylerin ortalama yaşı $20,3 \pm 7,5$; erkek bireylerin ortalama yaşı $21 \pm 7,5$, tüm bireylerin ortalama yaşı $20,7 \pm 6,9$ 'dur (Bkz. Tablo 4.3).

IZC kalınlığı ve maksiller sinüs ölçümlerinin doğru ve güvenilir yapılabilmesi için; maksiller ikinci premolar, birinci ve ikinci molar dişleri eksik veya gömülü olan bireyler ve maksiller sinüs patolojisine sahip olan bireyler çalışma dışı bırakılmıştır.

5.2.2. Yöntem

Son yıllarda Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT) daha kısa tarama süresi, yüksek çözünürlüklü olması, konvansiyonel bilgisayarlı tomografiye kıyasla daha

düşük radyasyon maruziyeti nedeniyle oral ve maksillofasial tanısal görüntüleme için ana araçlardan biri haline gelmiştir [260-262]. KIBT teknolojisi; doğru, tekrarlanabilir ve güvenli üç boyutlu görüntü sunabilme özelliğine sahiptir.

KIBT'nin iki boyutlu radyografilere göre en önemli avantajlarından biri, kraniyofasial yapılar hakkında üç boyutlu hacimsel, yüzeysel ve kesitsel bilgi sağlama yeteneğidir. Bu, ortodontistlerin magnifikasyon, geometrik distorsiyon, süperimpoze yapılar ve tutarsız baş pozisyonu dahil olmak üzere iki boyutlu radyografların önemli sınırlamalarının üstesinden gelmelerini sağlamıştır. Ancak KIBT genellikle geleneksel dental radyografiden daha yüksek radyasyon dozları gerektirir [268-270].

Ortodontide tanı ve tedavi planlaması için KIBT hala standart görüntüleme olarak kullanılmamaktadır. Ancak gömülü ve süpernumere dişlerin lokalizasyonu, ortognatik ve kraniyofasial cerrahi planlaması, geçici ankraj cihazlarının yerleştirilmesinden önce ve sonra değerlendirme, temporomandibular patolojiler, havayolu ve yumuşak doku analizi, yarı damak dudak hastalarının değerlendirilmesi gibi durumlarda kullanılan güvenilir bir görüntüleme metodudur [271]. KIBT taramalarında anatomik yapıların değerlendirilmesi, farklı değişkenler ve ölçümler arasında nicel korelasyonların kurulmasına izin vererek komplikasyon riskini en aza indirmeyi ve tedavi sonuçlarını tahmin etmeyi sağlar [204].

Geçici ankraj cihazlarının (TAD) kök, sinüs, damar ve sinirler gibi önemli yapılara temas etmesinin önlenmesi, güvenli tedavi için kritik öneme sahiptir. Geçici ankraj cihazlarının yerleştirilmesinde KIBT kullanımının gerekliliğini destekleyen bir kanıt bulunmamakla birlikte, diş kökleri, sinüsler ve sinirler gibi yapılara gelebilecek hasar veya komplikasyonlardan kaçınmak için bu komşu yapıların görselleştirilmesi TAD yerleştirilmesi için yardımcı olmaktadır.

KIBT ayrıca, TAD'ların primer stabilitesinden emin olmak ve yerleştirme için optimal konumu değerlendirmek amacıyla, kortikal kemiğin miktarı ve kalitesinin ve alttaki trabeküler kemiğin kalitesinin mikroanatomik değerlendirilmesi için de faydalı olmaktadır ve bu da daha uzun vadede TAD'ların ikincil stabiliteyi ile ilgili fayda sağlar. Bu nedenle karmaşık anatomik yapılara veya ilişkilere sahip bölgelere bir

geçici ankraj cihazı yerleştirilmesi gerektiği durumlarda KIBT'nin kullanılacağı bildirilmiştir [20, 120, 128, 272].

KIBT tarama verilerinden elde edilen ölçümlerin doğruluğu, yapılan çalışmalarla gösterilmiştir. KIBT'nin bukkal kemik yüksekliği ve bukkal kemik kalınlığını yüksek hassasiyet ve doğrulukla kantitatif olarak değerlendirmek için kullanılacağı literatürde bildirmiştir [133, 273-275]. IZC kalınlığının doğru ve güvenilir olarak ölçülmesinde iki boyutlu filmlerin yetersiz olması ve KIBT'nin, görüntüler üzerinde belirlenen kesitte kemik kalınlığı ölçümüne izin vermesi nedeniyle çalışmamızda IZC kalınlığı ölçümlerinde KIBT görüntüleri kullanılmıştır.

KIBT görüntüleri üzerinde IZC kalınlığını ölçmek amacıyla şimdiye kadar farklı ölçüm metotları kullanılmıştır [27-29, 187, 254, 256, 278]. Klinik pratikte IZC minividası uygularken referans alınabilecek bir metot olarak görüldüğü için; Murugesan ve ark.[34] ve Arango ve ark. [33] gibi bu çalışmada Liou ve ark. [27]'nin önerdiği metot kullanılmıştır. Liou ve ark. [27]'nin metodu güvenilir ve tekrarlanabilir bir metot olup, klinik pratikte yol gösterici olarak kullanılabilir.

KIBT genellikle mineralize dokuları görüntülemek için kullanılsa da, klinisyenlerin hastanın hava yolunun kesit alanını, boyutlarını ve toplam hacmini ölçmesi gerektiği durumlarda güvenilir ölçümler sunar [259]. KIBT; maksiller sinüsün iki ve üç boyutlu özelliklerinin saptanmasında, anatomik varyasyonlarının ve patolojilerinin teşhisinde ve maksiller posterior dişlerle ilişkisini değerlendirmek için önemli bir tanı aracıdır. Havayolu analizi için kullanılan lateral sefalogramlar 2 boyutlu görüntü sağladıkları için her zaman tam olarak doğru sonuçlar elde edilememektedir [279]. Bununla beraber, BT güvenilir havayolu ölçümleri sunabilmesine rağmen, KIBT'ye göre radyasyon dozu daha fazladır. Bu nedenle bu çalışmada maksiller sinüs hacimleri ve kök ucu-maksiller sinüs tabanı mesafelerinin ölçümünde KIBT görüntüleri kullanılmıştır.

Son yıllarda, üç boyutlu görüntüleme teknikleriyle uyumlu çalışan ve morfometrik ölçüm yapılmasına izin veren yazılımlar kullanarak hacim ölçümü yapılmaya başlanmıştır. Bu yazılımlardan bazıları; Dolphin3D (Dolphin Imaging & Management Solutions, Chatsworth, Calif), MIMICS, OsiriX (Pixmeo, Geneva,

Switzerland), InVivo Dental (Anatomage, San Jose, Calif), Ondemand 3D (CyberMed, Seoul, Korea)'dir [280-282]'dir. Bu programlar, segmentasyonu yapılan bölgenin poligonal çizgisel ağını (*wireframe mesh*) oluşturmak için, genelleştirilmiş yürüyen küpler algoritmasını kullanırlar [283]. Bu çalışmadaki maksiller sinüs hacmi ölçümleri için, daha önce yapılan çalışmalarda havayolu hacim ölçümlerinde güvenilir sonuçlar elde edildiği gösterilmiş olan Dolphin3D yazılımının kullanılmasına karar verilmiştir [280, 284] .

Çalışmamızda, kök ucu-maksiller sinüs tabanı mesafesi ölçümlerinde Kosumarl ve ark. [277]'nin önerdiği metodun bir modifikasyonu kullanılmıştır. KIBT görüntülerinde kafa oryantasyonu yapılmasının ardından, ölçüm yapılan kökün apeksinin en net görüldüğü koronal kesitte, sağ ve sol birinci molar dişlerin meziobukkal ve distobukkal kök apeksleri ile sinüs tabanı arasındaki dikey mesafe ölçülmüştür. Kosumarl ve ark. bu ölçüm metodunu ikinci premolar, birinci ve ikinci molar dişlerin her kökünde uygulamışlardır. Ancak çalışmamızda IZC kalınlığı ve bu nedenle bukkal köklerin maksiller sinüs ile olan ilişkisi incelendiği için molar dişlerin palatinal köklerinde kök ucu-maksiller sinüs tabanı mesafesi ölçülmemiştir.

5.3. Bulgular

5.3.1. IZC Kalınlığı ile İlgili Bulgular

IZC bölgesi, genç hastalarda maksiller ikinci premolar ile birinci molar arasındaki hizada yer alırken erişkinlerde maksiller birinci ve ikinci molar bölgesinin üzerinde yer almaktadır. Örneklemimiz hem genç hem de yetişkin bireylerden oluştuğu için ve minivida uygulaması için önerilen bir bölge olduğu için, IZC kalınlığı ölçümleri, maksiller sağ ve sol birinci molar dişlerin hem meziobukkal hem de distobukkal kökler hizasında gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda IZC kalınlığı ölçümleri 1,11 mm'den 18,90 mm'ye varan geniş bir aralık göstermiştir (Bkz. Tablo 4.4). Bu bulgular, IZC kalınlığında büyük bireysel varyasyonun olduğunu gösteren diğer çalışmalarla uyumludur [29, 30]. Aynı IZC ölçüm metodunu kullanan Arango ve ark. [33] ölçümlerinde en az 0,31 mm ve en çok 13,86 mm; Murugesan ve ark. [37] ise en az 2,12 mm ve en çok 17,52 mm IZC kalınlık

değerleri saptamışlardır. Farklı bir ölçüm metodu kullanan Vargas ve ark. [187] ise ölçümlerinde en az 1.0 mm ve en çok 14.1 mm IZC kalınlığı değerleri bulmuşlardır. IZC kalınlığındaki bu geniş varyasyon; diğer çalışmalarda da belirtildiği gibi yaş, cinsiyet, maksiller sinüs boyutları, molar köklerinin inklinasyonu, varsayımsal minivida giriş açısı ve vertikal yüz boyutuna bağlı olabilir [27, 31-35, 174].

Çalışmamızda en düşük IZC kalınlığı ortalaması $3,68 \pm 1,59$ mm; en yüksek IZC kalınlığı ortalaması $6,55 \pm 3,26$ mm bulunmuştur. Birinci molar dişlerin meziobukkal köklerinde yapılan ölçümlerde IZC kalınlığı ortalaması en düşük $3,68 \pm 1,59$ mm, en yüksek $6,55 \pm 3,26$ mm iken; distobukkal köklerinde yapılan ölçümlerde IZC kalınlığı ortalaması en düşük $3,89 \pm 1,88$ mm, en yüksek $6,49 \pm 3,01$ mm bulunmuştur (Bkz. Tablo 4.4).

Husseini ve ark. [256] benzer bir ölçüm metodu kullanarak yaptıkları 117 bireye ait bir KIBT çalışmasında; birinci molar dişlerin meziobukkal köklerinde yapılan ölçümlerde IZC kalınlığı ortalamasını en düşük $2,76 \pm 2,45$ mm, en yüksek $7,64 \pm 5,10$ mm; distobukkal köklerinde yapılan ölçümlerde IZC kalınlığı ortalamasını en düşük $2,60 \pm 1,83$ mm, en yüksek $6,73 \pm 5,03$ mm bulmuşlardır. Bu bulgular, bizim çalışmamızdaki bulgularla benzerdir.

Liou ve ark. maksiller birinci molar dişlerin meziobukkal kökleri hizasındaki IZC bölgesine farklı açılarda yerleştirilecek minividaların varsayımsal olarak ulaştığı kemik kalınlığını değerlendirdikleri KIBT çalışmalarında, IZC kalınlığının ortalamasının $5,2 \pm 1,1$ mm ile $8,8 \pm 2,3$ mm arasında olduğunu bulmuşlardır [27]. Ancak çalışmalarında ölçüm yapılan birey sayısı 16 idi, sadece maksiller birinci molar dişin meziobukkal kökünde ölçüm yapmışlardı ve bizim çalışmamızdaki varsayımsal minivida giriş açlarına ek açılar da kullanmışlardı, bulgularımızdaki farklılığın sebebi bu olabilir. Arango ve ark. [33] aynı ölçüm metodunu kullandıkları 128 bireye ait KIBT çalışmasında, IZC kalınlığının ortanca değerlerini ölçmüşler ve $1,91$ mm – $5,56$ mm arasında bulmuşlardır. Çalışmalarında aynı ölçüm metodunu kullanan Murugesan ve ark. [37] ise ortalama IZC kalınlığını $4,5 \pm 1,92$ mm - $9,07 \pm 3,18$ mm arasında bulmuşlardır. Murugesan ve ark. [34]'nın benzer başka bir çalışmasında ise ortalama IZC kalınlığı $3,74 \pm 0,64$ mm ile $9,27 \pm 2,64$ mm arasında bulunmuştur, ancak

çalışmalarında maksiller ikinci moların meziobukkal kökünde de ölçüm yapılmıştır ve yüksek değerler ikinci molar ölçümlerinde gösterilmiştir.

Bulgularımıza göre; sağ ve sol birinci molar dişlerin meziobukkal köklerinde bulunan ortalama IZC kalınlığı değerleri, aynı varsayımsal minivida giriş açısında ölçülen distobukkal köklerdeki ortalama IZC kalınlığı değerlerinden genel olarak daha düşüktür (Tablo 4.4 ve Grafik 4.1). Farklı olarak IZC 16/-MB 70° ortalama değeri, IZC 16/DB-70° değerinden daha yüksektir ancak fark çok az görünmektedir. Bu da posterior maksiller bölgede daha distale gidildikçe IZC kalınlığının artabileceğini düşündürmektedir. Murugesan ve Jain [34] ikinci moların meziobukkal kökü hizasını, Paul ve ark. [35] ise birinci ve ikinci molar dişler arasındaki bölgeyi ideal IZC minividası yerleştirme bölgesi olarak önermişlerdir. Ancak ikinci ve üçüncü molar dişlerin sürmekte olduğu bireylerde bu bölgelere yakın IZC minividası uygulamak henüz sürmekte olan dişlerin köklerine zarar verebilir. Vargas ve ark. [187], Baumgaertel ve Hans [29] ve Liou ve ark. [27] ideal IZC minividası yerleştirme bölgesinin birinci molar bölgesi olduğunu bildirmişlerdir.

5.3.1.1. IZC Kalınlığı ve Varsayımsal Minivida Giriş Açısı ile

İlgili Bulgular

Minivida başarısı için en önemli etken primer stablitedir. Primer stabilizeyi belirleyen faktörlerin başında kemik miktarı ve kalitesi gelmektedir [69, 131]. Minividanın açılı yerleştirilmesiyle, minivida-kortikal kemik teması artırılarak minividanın invaze olduğu kemik miktarı, dolayısıyla primer stabilize artabilir [126, 145]. Inaba [146], minividaları kemik yüzeyine açılı veya dik yerleştirmenin stabilizeye etkisini araştırmış ve kemik yüzeyine açılı yerleştirilen minividaların primer stabilitesinin daha iyi olduğunu bildirmiştir. Wilmes ve ark. [126], domuz iliak kemik segmentlerine 30°'den 90°'ye varan farklı açılarda minivida yerleştirdikleri çalışmalarında en yüksek yerleştirme torku değerlerinin ve en iyi primer stabilitenin 60° ve 70°'lik açılarda elde edildiğini bildirmişlerdir. Xu ve ark. [285] da yerleştirme açısının mikrovidaların stabilitesi üzerindeki etkisini değerlendirmek için yaptıkları mikro bilgisayarlı tomografi çalışmasında 50°-70° arasındaki bir yerleştirme açısının

diğer açılardan daha yüksek osseointegrasyon, trabeküler kemik hacmi yoğunluğu ve trabeküler kalınlık sağladığı ve bu sayede stabilitenin daha iyi olduğu sonucuna varmışlardır. Bu nedenle, özellikle D3 kemik yoğunluğuna sahip olan IZC bölgesi gibi kemik yoğunluğunun görece daha az olduğu bölgelerde, minividanın farklı açılarda yerleştirildiğinde primer stabiliteye olan etkisinin ve penetre olduğu kemik miktarının bilinmesi; minivida uygulamasının planlanması ve minividanın ve ortodontik tedavinin başarısını öngörme konusunda ortodontistlere yardımcı olabilir.

Liou ve ark. maksiller birinci molar dişin meziobukkal kök hizasındaki IZC bölgesine farklı açılarda yerleştirilecek minividaların varsayımsal olarak ulaştığı kemik kalınlığını değerlendirdikleri KIBT çalışmalarında, 75°'lik minivida-okluzal düzlem açısının, minivida ve diş kökleri arasındaki dar yerleştirme açısı nedeniyle teknik olarak zor olduğunu bildirmişlerdir. Bu açının; minividanın kaymasına, kemiğin sıyrılmasına ve olası kök yaralanmasına neden olacağını vurgulamışlardır. Buna karşılık, 40°'lik minivida-okluzal düzlem açısının teknik olarak daha kolay olduğu ancak daha sığ bir minivida giriş derinliğine ve ayrıca daha apikalden yerleştirmeye neden olacağı için alveolar veya bukkal mukoza tahrişi riskine sahip olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmalarının sonucuna göre, ideal IZC minividası yerleştirme bölgesinin maksiller birinci moların hizasından, yerleştirme açısı maksiller oklüzal düzlemle 55° ila 70° açı yapacak şekilde olması gerektiğini vurgulamışlardır [27]. Murugesan ve ark. [37] aynı IZC kalınlığı ölçüm metodunu kullandıkları çalışmalarında, komşu anatomik dokulara verilecek zarar ve mukozal tahriş riskinin en az olması ve yeterli stabilite sağlamak için, minivida yerleştirirken ideal okluzal düzlem-minivida açısının 65-70° olması gerektiğini belirtmişlerdir. Benzer şekilde Arango ve ark. [33], çalışmalarında varsayımsal minivida giriş açısı olarak 55°, 65° ve 70°'yi kullanmışlardır. Paul ve ark., IZC bölgesine farklı giriş açılarıyla minivida yerleştirilmesini değerlendirdikleri sonlu elemanlar analizi çalışmasında, en yüksek von Mises stres değerinin 90 derecede, en düşüğünün ise 60 derecede olduğu ve özellikle kemik kalitesinin düşük olduğu durumlarda minividayı 50 derece ile 60 derece arasında oblik yerleştirmenin daha faydalı olduğu sonucuna varmışlardır [190]. Tatlı ve ark. [286] yaptıkları in vitro çalışmada, farklı çap ve uzunluklara sahip minividaları 70° ve 90° açıyla yerleştirmiş

ve 70°'lik yerleştirme açısında 90°'ye göre daha yüksek yerleştirme torku ve ankraj kuvveti saptamışlardır. Çalışmalarının sonucunda; minivdaların yerleştirme açısı ve çapının, iskelet ankraj için minivida uzunluğundan daha etkili olduğunu bildirmişlerdir. Bu nedenle; klinik pratikte IZC minividası yerleştirirken olası komplikasyonları önlemek ve tedavi başarısını artırabilmek amacıyla uygulanması önerildiği için, çalışmamızdaki ölçümlerde 50°, 60° ve 70°'lik varsayımsal minivida giriş açıları kullanılmıştır.

Bulgularımıza göre, sağ ve sol birinci molar dişlerin meziobukkal ve distobukkal köklerinde ölçülen, varsayımsal minivida giriş açısı olarak tanımladığımız minivida giriş açısı- maksiller okluzal düzlem arası açı arttıkça, ortalama IZC kalınlığı da artmaktadır. Ölçüm yapılan tüm köklerde 70°'lik varsayımsal minivida giriş açısında ölçülen ortalama IZC kalınlığı değerleri; 60°'lik varsayımsal minivida giriş açısında ölçülen ortalama IZC kalınlığı değerlerinden fazla bulunmuştur ve 60°'lik varsayımsal minivida giriş açısında ölçülen ortalama IZC kalınlığı değerleri; 50°'lik varsayımsal minivida giriş açısında ölçülen ortalama IZC kalınlığı değerlerinden fazla bulunmuştur ve fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,05$) (Bkz. Tablo 4.4, Tablo 4.5 ve Grafik 4.1).

Liou ve ark. [27] aynı ölçüm metodunu kullanarak yaptıkları çalışmada 40°'den 75°'ye varan 5'er derecelik açı artışlarıyla maksiller birinci moların meziobukkal kökü hizasında ölçtükleri IZC kalınlıklarının, derece arttıkça arttığını bildirmişlerdir. Arango ve ark. [33] ve Murugesan ve ark. [37] da aynı ölçüm metodunu kullandıkları çalışmalarında, benzer şekilde okluzal düzlemle arasındaki açı arttıkça ölçülen IZC kalınlığı değerlerinin arttığını bulmuşlardır Bu bulgular, çalışmamızın bulgularıyla uyumludur.

5.3.1.2. IZC Kalınlığı ve Cinsiyet ile İlgili Bulgular

Ortalama IZC kalınlığı değerlerinde, kadın bireylere ait değerler erkek bireylerinkinden daha fazla olma eğiliminde olup, bir ölçüm hariç cinsiyete göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır. 26 numaralı dişin distobukkal kök hizasında 50°'lik varsayımsal minivida giriş açısında ölçülen IZC kalınlığı (IZC26/DB-

50), kadınlarda erkeklere göre daha fazla bulunmuştur ve fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$) (Bkz. Tablo 4.6).

Bu bulgu, Santos ve ark. [30], Arango ve ark. [33] Wu ve ark. [175] ve Tavares ve ark. [28]'nin IZC kalınlıklarında cinsiyetler arası anlamlı farklılık bulmadıkları çalışmalarıyla uyumludur.

Lee ve ark. [32] benzer bir çalışmada erkeklerde IZC'nin kadınlara göre daha kalın olduğunu bulmuşlardır. Ancak çalışmalarında 35 ölçümden 6'sında fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ve çalışmaya ortalama yaşı 11,4 olan 16 birey dahil edilmiştir.

5.3.1.3. IZC Kalınlığı ve Yaş ile İlgili Bulgular

IZC minividaları, hem büyüme-gelişim döneminde olan hem de yetişkin hastalara uygulanabilmektedir. Anatomik olarak, IZC büyüme sürecinde değişir. Daha genç hastalarda maksiller ikinci premolar ile birinci molar arasında yer alırken erişkinlerde maksiller birinci ve ikinci molar bölgesindedir [27]. Bu nedenle uygun minivida stabilitesini sağlamak ve doku yaralanmalarından ve/veya maksiller sinüs penetrasyonundan kaçınmak için IZC konumundaki ve kalınlığındaki yaşa bağlı olası varyasyonların bilgisine sahip olmak önemlidir [184].

Çalışmamızda tüm IZC kalınlığı ölçümlerinde; 18 yaş ve altındaki bireylerin ortalama değerleri, 19 yaş ve üzeri bireylerin ortalama değerlerinden yüksek bulunmuştur ve fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$) (Bkz. Tablo 4.7).

Lee ve ark. [32] büyümekte olan hastalarda kemik kalınlığının, maksillanın zigomatik çıkıntısının superior ve lateral bölgelerinde daha kalın olma eğiliminde olduğunu ve bu farkın maksiller sinüs gelişimine bağlı olabileceğini bildirmiştir. Bu varsayımı destekleyen başka bir çalışmada; IZC kalınlığı en yaşlı grupta en ince bulunmuş ve bunun sebebinin maksiller sinüs hacmi ve boyutlarındaki değişimden kaynaklı olabileceği, sinüs duvarlarının yaş arttıkça kemik ekspansiyonuna sebep olarak ince kemikli laminalara dönüştüğü belirtilmiştir [33, 174]. Arango ve ark. [33] 3 farklı yaş grubunda IZC kalınlıklarını inceledikleri çalışmada, maksiller ikinci premolar ve birinci molar bölgesindeki IZC ölçümlerinde en yüksek değerleri 9-13 yaş

arası grupta; birinci moların distalindeki IZC ölçümlerinde ise 14-23 yaş arası grupta bulmuşlardır. Tüm ölçümlerde en ince IZC değerleri en yaşlı grup olan 24-50 yaş grubunda bulunmuştur. Bulgularımız, bu çalışmaların bulgularıyla uyumludur.

Bulgularımıza göre, IZC daha genç grupta daha kalın bulunmasına rağmen, kemik kalınlığının, primer stabilite ve minivida başarısı için gereken tek faktör olmadığı bilinmektedir. Adolesanlarla kıyaslandığında yetişkinlerin daha yüksek kalitede kemiğe sahip oldukları gözlenmiştir. Bunun nedeni; yetişkinlerin kemik yoğunluğunun daha fazla olması ve kemik '*turnover*' oranının daha az olmasıdır [287]. Minivida başarısının yaş ile ilişkisine dair yapılan çalışmalara bakıldığında; Garfinkle ve ark. [169], adolesan hastalardaki minivida başarı oranının (%70.3), yetişkinleri değerlendiren diğer çalışmalara göre çok daha düşük olduğunu bildirmiştir. Park ve Cho [96], minivida başarısızlıklarının 14 yaşından küçük hastalarda görüldüğünü gözlemlemişlerdir. Motoyoshi ve ark. [154] adolesan hastalar için en düşük minivida başarı oranını (%63.8) bildirmişlerdir. Aynı çalışmada ortodontik kuvvet öncesi üç ay beklendiğinde, minivida başarı oranının adolesanlarda %63'ten %97'ye yükseldiğini bildirmişlerdir. Bu çalışmaların sonuçlarına göre; minivida başarısı yalnızca kemik kalınlığı değil, kemik yoğunluğuyla da oldukça ilişkilidir.

Çalışmamıza göre genç grupta yetişkin gruba kıyasla daha fazla IZC kalınlığı bulunmasının nedeni; Lee ve ark. [32] ve Arango ve ark. [33]'nin da çalışmalarında belirttikleri gibi IZC bölgesine komşu olan maksiller sinüsün hacminin genç hastalarda daha az olması olabilir. Çalışmamızda maksiller sinüs hacmi 18 yaş ve altı grupta, 19 yaş ve üstü gruba göre daha az bulunmuştur ve fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$) (Bkz. Tablo 4.13).

5.3.1.4. IZC Kalınlığı ve Vertikal Yüz Boyutu ile İlgili Bulgular

Vertikal yüz boyutu, kemiklerin gelişiminde genetik tarafından kontrol edilen morfolojik değişiklikler ve çocukluk döneminde gelişen oral solunum fonksiyon bozuklukları ile yakından ilişkili olduğundan farklı vertikal yüz boyutuna sahip hastaların kortikal kemik kalınlıklarının da buna bağlı değişebileceği belirtilmiştir [242-244]. Mandibula ve maksillanın formları, özellikle kortikal kemik tabakalarının

yoğunluğu ve kalınlığı, çiğneme kuvvetlerine adapte olur [245]. Daha küçük fonksiyonel yükler maksilla ve mandibula üzerinde daha az gerilme oluşturur ve daha az gerilme de daha az kemik adaptasyonuna neden olur. Kas kuvvetleri ve kemik adaptasyonu arasındaki ilişki, kas fonksiyonu ve kortikal kemik kalınlığı arasındaki korelasyonu gösteren çalışmalarla kanıtlanmıştır [245, 246].

Vertikal yüz boyutu ile kortikal kemik kalınlığı arasındaki ilişkiyi değerlendirmek üzere yapılan önceki çalışmalar incelendiğinde; Veli ve ark. [247] tüm maksiller bölgelerde, Sadek ve ark. [251, 252] her iki çenede anterior bölgede, Bajracharya ve ark. [253] maksiller kesiciler bölgesinde ve Wang ve ark. [117] palatal bölgede, doligofasiyal grupta brakifasiyal gruba göre anlamlı olarak daha ince kortikal kemik kalınlığı olduğunu bildirmişlerdir.

Çalışmamızda ölçülen ortalama IZC kalınlığı değerlerinde brakifasiyal, mezofasiyal ve doligofasiyal gruplarda bir ölçüm dışında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır. 26 numaralı dişin distobukkal kök hizasında 70°'lik varsayımsal minivida giriş açısında ölçülen ortalama IZC kalınlığı (IZC26/DB-70) değeri, doligofasiyal grupta, mezofasiyal gruba göre daha fazla bulunmuştur ve fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,05$) (Bkz. Tablo 4.8).

Tavares ve ark. [28], Matias ve ark. [254] ve Chen ve ark. [255]'nin çalışmalarında değerlendirilen IZC kalınlığı, farklı vertikal yüz boyutu grupları arasında benzer bulunmuştur. Aynı şekilde Vargas ve ark. [187] gonial açı ile IZC kalınlığı arasında bir korelasyon olmadığını bildirmiştir. Bulgularımız, bu çalışmalarla uyumludur.

Murugesan ve Jain [34] ve Paul ve ark. [35], doligofasiyal bireylerde daha az IZC kalınlığı bildirmişlerdir. Husseini ve ark. [256], maksiller birinci molar dişlerin meziobukkal ve distobukkal köklerinde IZC derinliğinin doligofasiyal grupta; mezofasiyal ve brakifasiyal gruba göre anlamlı olarak daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. Literatürde, vertikal yüz boyutuna göre IZC kalınlığı değerlendirmelerinde farklı sonuçlar bulunmasının nedeni, ölçüm metotlarındaki farklılıklar ve IZC lokasyonundaki anatomik varyasyonlar olabilir. Bazı çalışmalar,

bizim çalışmamızda olduğu gibi IZC kalınlığı ölçümünde minivida giriş açısını baz alırken [34, 187] diğer çalışmalar IZC bölgesini farklı aksiyal kesitlerde açıdan bağımsız olarak ölçmüşlerdir [35, 256].

Çalışmamızdaki mezofasiyal bireylerin oranı (%46,3), doligofasiyal (%26,2) ve brakifasiyal (%27,5) bireylerin oranından fazladır. Vertikal yüz boyutu grupları arasında ortalama IZC kalınlığı değerlerinde genel olarak istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamasının nedeni bu olabilir.

5.3.1.5. IZC Kalınlığı ve Maksiller Sinüs Hacmi ile İlgili Bulgular

Ankraj amaçlı minivida veya miniplak yerleştirilen ekstra-alveolar bölgelerden biri olan IZC, maksiller sinüs ile komşudur. Olası komplikasyonlardan kaçınmak ve aynı zamanda başarılı bir ortodontik ankraj sağlayabilmek için bu iki anatomik yapının ilişkisi göz önünde bulundurulmalıdır. Maksiller sinüsün IZC bölgesine komşu olması, sinüs hacmindeki değişimlerin IZC kalınlığını etkileyebileceği düşüncesini akla getirmektedir. Bu nedenle çalışmamızda IZC kalınlığı ve maksiller sinüs hacmi arasındaki ilişki sağ ve sol taraf olmak üzere Sperman sıra korelasyon testiyle incelenmiştir (Bkz. Tablo 4.9).

Sağ birinci molar dişte ölçülen IZC kalınlığı değerleri ile sağ maksiller sinüs hacmi değerleri arasında -0,362 ile -0,231 aralığında değişen korelasyon katsayıları ile zayıf negatif yönlü bir ilişki ve sol birinci molar dişte ölçülen IZC kalınlığı değerleri ile sol maksiller sinüs hacmi değerleri arasında -0,468 ile -0,238 aralığında değişen korelasyon katsayıları ile zayıf ve orta negatif yönlü bir ilişki gösterilmiştir. Özetle, IZC kalınlığı ile maksiller sinüs hacmi arasında zayıf ve orta negatif yönlü bir ilişki görülmüştür. Çalışmamızda 18 yaş ve altı grubun ortalama IZC kalınlığının, 19 yaş ve üstü gruba göre daha fazla ($p<0,05$); maksiller sinüs hacminin ise daha düşük bulunması ($p<0,05$), IZC kalınlığı-maksiller sinüs hacmi arasındaki negatif yönlü ilişkiyi desteklemektedir.

IZC kalınlığının, maksiller sinüsün pnömatizasyonuna göre değiştiği literatürde bildirilmiştir [106]. Wang ve ark. [31], yüksek sinüs grubunda, alçak sinüs grubuna göre maksiller birinci molar diş bölgesindeki IZC kalınlığının daha fazla olduğunu ve

minivida yerleştirmeden önce KIBT ile maksiller sinüs tabanını değerlendirmenin faydalı olabileceğini bildirmişlerdir. Santos ve ark. [30], IZC kalınlığında 0,9 ile 7,4 mm arasında değişen değerler bulmuş olup bu varyasyonun nedenlerinden birinin maksiller sinüs boyutu olabileceğini belirtmiştir. Lee ve ark. [32] büyümekte olan hastalarda kemik kalınlığının, maksillanın zigomatik çıkıntısının superior ve lateral bölgelerinde daha fazla olma eğiliminde olduğunu ve bu farkın maksiller sinüs gelişimine bağlı olabileceğini bildirmiştir. Bu varsayımı destekleyen başka bir çalışmada; IZC kalınlığı en yaşlı grupta en ince bulunmuş ve bunun sebebinin maksiller sinüs hacminde ve boyutlarındaki değişimden kaynaklı olabileceği, sinüs duvarlarının yaş arttıkça kemik ekspansiyonuna sebep olarak ince kemikli laminalara dönüştüğü belirtilmiştir [33, 174]. Çalışmamızda da ortalama IZC kalınlığı değerleri, 18 yaş ve altı grupta, 19 yaş ve üstü gruba göre daha fazla bulunmuş olup ($p<0,05$), bu grupta ortalama maksiller sinüs hacmi, 19 yaş ve üstü gruba göre daha düşüktür ($p<0,05$) ve bulgularımız bu çalışmalarla uyumludur.

Jia ve ark. [227] IZC minividalarının %78.3'ünün maksiller sinüse penetre olduğunu bulmuşlardır ve sinüsteki ters kıvrım, septa varlığı gibi anatomik varyasyonların prevalansının, minivida yerleştirmeden önce göz önünde bulundurulması gerektiğinin üzerinde durmuşlardır. Ardekian ve ark. [228], 2 mm'den küçük perforasyonlarda maksiller sinüsün kendi kendine iyileşebildiğini ve nadiren komplikasyon oluştuğunu bildirmişlerdir. Reiser ve ark. [229]'na göre, minivida maksiller sinüse 2 mm'den daha az penetre olduğunda, Schneiderian sinüs membranı yükselerek kan pıhtısı oluşumunu destekler ve iyileşmeye yardımcı olur. Minivida sinüs içine 2 mm'den fazla penetre olduğunda membranı perfore ederek iyileşmeyi bozup sinüzit insidansını artırır. Bununla birlikte, Kravitz ve Kusnoto [143], minividanın sinüsü perfore etmesi halinde, minividanın çapının küçük olması nedeniyle hemen çıkarılmasının zorunlu olmadığını bildirmiştir.

5.3.1.6. IZC Kalınlığı ve Kök Ucu-Maksiller Sinüs Tabanı

Mesafesi ile İlgili Bulgular

IZC kalınlığı ve kök ucu-maksiller sinüs tabanı mesafesi (KU-MSTM) sağ ve sol birinci molarların meziobukkal ve distobukkal köklerinde ölçülmüş ve Spearman sıra korelasyon testiyle incelenmiştir (Bkz. Tablo 4.10).

Bildiğimiz kadarıyla, literatürde IZC kalınlığı ile molar kök ucu-maksiller sinüs tabanı mesafesi ilişkisini değerlendiren bir çalışma olmamıştır. Bu değerlendirmeyi yapma amacımız, maksiller sinüsün vertikal yöndeki pnömatizasyon derecesine bağlı olarak sinüs tabanının molar köklerine göre vertikal mesafesindeki değişimin, bireylerdeki IZC kalınlığıyla bir ilişkisi olup olmadığını araştırmaktır.

Çalışmamızda sağ birinci molar dişin meziobukkal kökünde ölçülen IZC değerleri ile sağ birinci molar dişin meziobukkal kökündeki kök ucu-maksiller sinüs tabanı mesafesi değerleri arasında 0,132 ile 0,167 aralığında değişen korelasyon katsayıları ile zayıf pozitif yönlü ilişki vardır. Sağ birinci molar dişin distobukkal kökünde ölçülen IZC kalınlığı değerleri ile sağ birinci molar dişin distobukkal kökündeki kök ucu-maksiller sinüs tabanı mesafesi değerleri arasında 0,171 ile 0,202 aralığında değişen korelasyon katsayıları ile zayıf pozitif yönlü ilişki vardır. Sol birinci molar dişin meziobukkal kökünde ölçülen IZC kalınlığı değerleri ile sol birinci molar dişin meziobukkal kökündeki kök ucu-maksiller sinüs tabanı mesafesi değerleri arasında 0,203 ile 0,297 aralığında değişen korelasyon katsayıları ile zayıf pozitif yönlü ilişki vardır. Sol birinci molar dişin distobukkal kökünde ölçülen IZC kalınlığı değerleri ile sol birinci molar dişin distobukkal kökündeki kök ucu-maksiller sinüs tabanı mesafesi değerleri arasında 0,171 ile 0,205 aralığında değişen korelasyon katsayıları ile zayıf pozitif yönlü ilişki vardır. Özetle, incelenen kökteki ortalama IZC kalınlığı ile kök ucu-maksiller sinüs tabanı mesafesi arasında zayıf pozitif yönlü ilişki gösterilmiştir.

Maksiller sinüs tabanı, maksiller posterior dişlerle yakın ilişkidedir. Molar dişlerin sıralı sürmesi sırasında sinüs tabanı oklüzal olarak hareket eder ve birinci premolardan üçüncü molar dişe kadar kök apekslerini örtüler [221]. Pek çok çalışma

maksiller sinüsün en yakın olduğu bölgenin maksiller ikinci molar dişlerin bukkal kökleri olduğunu bildirmiştir [21, 199, 200, 222].

5.3.2. Maksiller Sinüs Hacmi ile İlgili Bulgular

Çalışmamızda sağ maksiller sinüs hacmi ortalama $16,25 \pm 5,16 \text{ mm}^3$ (en düşük $4,17 \text{ mm}^3$, en yüksek $30,60 \text{ mm}^3$) ve sol maksiller sinüs hacmi ortalama $16,33 \pm 5,19 \text{ mm}^3$ (en düşük $4,32 \text{ mm}^3$ ve en yüksek $33,71 \text{ mm}^3$) olarak bulunmuştur (Bkz. Tablo 4.11).

Yaptıkları KIBT çalışmalarında Luz ve ark. [210] ortalama maksiller sinüs hacmini $17,1 \pm 4,8 \text{ cm}^3$, Giacomini ve ark. [288] $14,7 \pm 4,4 \text{ cm}^3$, Jun ve ark. [206] $18,6 \pm 7,8 \text{ cm}^3$ ve Park ve ark. [289] $14,8 \pm 1,5 \text{ cm}^3$ bulmuşlardır. Bulgularımız, bu çalışmalarla oldukça benzerdir.

5.3.2.1. Maksiller Sinüs Hacmi ve Cinsiyet ile İlgili Bulgular

Çalışmamızda maksiller sinüs hacmi cinsiyete göre değerlendirilmiştir. Bulgularımıza göre; sağ ve sol maksiller sinüs hacmi ortalama değerleri, erkeklerde kadınlara göre daha fazla bulunmuştur ve fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,05$) (Bkz. Tablo 4.12). Bulgularımız, önceki çalışmalarla uyumludur [204, 210, 211, 219].

5.3.2.2. Maksiller Sinüs Hacmi ve Yaş ile İlgili Bulgular

Çalışmamızda maksiller sinüs hacmi yaş gruplarına göre değerlendirilmiştir. Bulgularımıza göre; sağ ve sol maksiller sinüs hacmi ortalama değerleri, 19 yaş ve üstü grupta, 18 yaş ve altı gruba göre daha fazla bulunmuştur ve fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,05$) (Bkz. Tablo 4.13).

Yetişkinlerde maksiller sinüsler daha geniş olduğu için IZC minividalarının sinüse penetrasyonları daha sık görülmektedir. Yaklaşık 20 yaşında, alveolar prosesin tabanını belirleyen maksiller antrum hacminde yaşa bağlı bir artış meydana gelir, bu da yetişkinlerde artan sinüs perforasyonu insidansını açıklamaya yardımcı olur [205].

Chang ve ark. [287]'nin 200 IZC minividasıyla yaptıkları çalışmada, minividaların %48'inin maksiller sinüsü perforasyon oranının anlamlı

şekilde 30 yaşından büyük grupta, 11-19 yaş grubu ve 20-29 yaş grubuna göre daha fazla olduğu bildirilmiş olup, bulgularını yaş arttıkça maksiller sinüs hacminin artmasına dayandırmışlardır.

5.3.3. Kök Ucu-Maksiller Sinüs Tabanı Mesafesi ile İlgili Bulgular

Çalışmamızda sağ ve sol birinci molar dişlerin meziobukkal ve distobukkal köklerindeki kök ucu-maksiller sinüs tabanı mesafesi ölçümlerine göre; sağ ve sol birinci molar dişlerin meziobukkal köklerindeki kök ucu-maksiller sinüs tabanı mesafesinin ortalama değerleri birbirine yakın bulunmuştur. Benzer şekilde sağ ve sol birinci molar dişlerin distobukkal köklerindeki kök ucu-maksiller sinüs tabanı mesafesinin ortalama değerleri birbirine yakın bulunmuştur.

Distobukkal köklerdeki kök ucu-maksiller sinüs tabanı mesafesi değerleri, meziobukkal köklerdeki kök ucu-maksiller sinüs tabanı mesafesi değerlerinden daha az bulunmuştur (Bkz. Tablo 4.15). Bu bulgu; maksiller posterior dişlerin maksiller sinüse yakınlığını değerlendiren ve maksiller sinüsün en yakın olduğu köklerin ikinci molar dişlerin bukkal kökleri olduğunu gösteren önceki çalışmalarla uyumludur [21, 199, 222, 277]. Posterior bölgede distale gidildikçe maksiller sinüsün köklere olan yakınlığının artması, bulgularımızla desteklenmektedir.

Ölçümlerimiz, kök ucundan geçen yatay doğru, maksiller sinüs tabanından geçen yatay doğrudan daha apikaldeyse negatif değer olarak; daha koronaldeyse pozitif değer olarak not edilmiştir. Bulgularımıza göre tüm ortalama kök ucu-maksiller sinüs tabanı mesafesi değerleri negatif değerlerdir. Bu da bize maksiller birinci molar köklerinin tahmin edilenden daha fazla oranda sinüs içinde bulunduğunu göstermektedir. Jung ve Cho [21]'nin 83 bireye ait KIBT görüntülerini değerlendirdiği çalışmalarında, maksiller molar dişlerin bukkal köklerinin sıklıkla maksiller sinüsün içinde yer aldığını bildirmeleri, bulgularımızı desteklemektedir.

Bu çalışmanın bir limitasyonu, vertikal yüz boyutu gruplarının homojen dağılımlı olmamasıdır. Toplumda olduğu gibi, örneklemimizde de mezofasiyal bireylerin oranı (%46,3), doligofasiyal (%26,2) ve brakifasiyal (%27,5) bireylerin oranlarından daha fazladır. Bu durum, çalışmamızda IZC kalınlığının vertikal yüz

boyutu grupları arasında yalnızca bir ölçüm dışında istatistiksel olarak anlamlı fark göstermemesinin olası bir sebebi olabilir.

6.SONUÇLAR

Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi (KIBT) görüntüleri kullanılarak sağ ve sol maksiller birinci molar dişlerin meziobukkal ve distobukkal kökleri hizasındaki IZC kalınlığının; yaş, cinsiyet, varsayımsal mini vida giriş açısı, vertikal yüz boyutu, maksiller sinüs hacmi ve kök ucu-maksiler sinüs tabanı mesafesi ile olan ilişkisinin değerlendirildiği bu çalışmanın sonuçları şu şekilde özetlenebilir;

1. IZC kalınlığı 18 yaş ve altı grupta, 19 yaş ve üstü grupla karşılaştırıldığında anlamlı seviyede daha fazladır.

2. 70°lik varsayımsal minivida giriş açısındaki IZC kalınlığı, 60°lik ve 50°lik varsayımsal minivida giriş açısındaki IZC kalınlığından anlamlı seviyede daha fazladır.

3. 60°lik varsayımsal minivida giriş açısındaki IZC kalınlığı, 50°lik varsayımsal minivida giriş açısındaki IZC kalınlığından anlamlı seviyede daha fazladır.

4. IZC kalınlığının, maksiller sinüsün hacmiyle negatif yönlü ilişkide olduğu gözlenmiştir.

5. IZC kalınlığı, cinsiyet ve vertikal yüz boyutu grupları arasında anlamlı farklılık göstermemiştir. Bu nedenle cinsiyetin ve vertikal yüz boyutunun, IZC minividası yerleştirmeden önce yeterli kemik mevcudiyetini tahmin etmek için geçerli bir belirleyici olmayabileceği gözlenmiştir.

6. Bu çalışma; IZC kalınlığının, ortodontik tedavide IZC minivida planlaması öncesinde dikkatle değerlendirilmesi gereken; yaş, minivida yerleştirme açısı ve maksiller sinüs boyutları gibi bireysel ve hekime bağlı parametrelerle ilişkili olduğunu göstermiştir. Bu çalışma, minivida yerleştirmeden önce IZC bölgesindeki kemik yeterliliği ve ideal lokalizasyonun belirlenmesi için, KIBT'nin uygun bir yöntem olduğunu önermektedir.

7. KAYNAKLAR

1. Feldmann, I. and L. Bondemark, Orthodontic anchorage: a systematic review. *Angle Orthod*, 2006. 76(3): p. 493-501.
2. Miyawaki, S., et al., Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2003. 124(4): p. 373-8.
3. Huang, L.H., J.L. Shotwell, and H.L. Wang, Dental implants for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2005. 127(6): p. 713-22.
4. Tweed, C.H., The Application of the Principles of the Edge-wise Arch in the Treatment of Malocclusions: II.*. *Angle Orthodontist*, 2009. 11: p. 12-67.
5. Rohde, A.C., Fundamentals of anchorage, force, and movement. *Am J Orthod*, 1948. 34(10): p. 860-7.
6. Renfro, E.W., The factor of stabilization in anchorage. *American Journal of Orthodontics*, 1956. 42(12): p. 883-897.
7. Higley, L.B., Anchorage in orthodontics. *Am J Orthod*, 1969. 55(6): p. 791-4.
8. Tweed, C.H. The Application of the Principles of the Edgewise Arch in the Treatment of Class II, Division 1, Malocclusion*. 2009.
9. Fuhrmann, R., H. Wehrbein, and P. Diedrich, Anteriore Verankerungsqualität der modifizierten Nance-Apparatur bei der Molarendistalisierung. *Kieferorthopädie*, 1994. 8: p. 45-52.
10. Gainsforth, B.L. and L. Higley, A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone. *American Journal of Orthodontics and Oral Surgery*, 1945. 31(8): p. 406-417.
11. Creekmore, T.D. and M.K. Eklund, The possibility of skeletal anchorage. *J Clin Orthod*, 1983. 17(4): p. 266-9.
12. Umemori, M., et al., Skeletal anchorage system for open-bite correction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 1999. 115(2): p. 166-74.
13. Bernhart, T., et al., Short epithetic implants for orthodontic anchorage in the paramedian region of the palate: a clinical study. *Clinical Oral Implants Research*, 2001. 12(6): p. 624-631.
14. Costa, A., M. Raffainl, and B. Melsen, Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg*, 1998. 13(3): p. 201-9.
15. Freudenthaler, J.W., R. Haas, and H.P. Bantleon, Bicortical titanium screws for critical orthodontic anchorage in the mandible: a preliminary report on clinical applications. *Clin Oral Implants Res*, 2001. 12(4): p. 358-63.
16. Melsen, B. and A. Costa, Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage. *Clin Orthod Res*, 2000. 3(1): p. 23-8.

17. Kanomi, R., Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod*, 1997. 31(11): p. 763-7.
18. Gray, J.B. and R. Smith, Transitional implants for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod*, 2000. 34(11): p. 659-66.
19. Park, H.S., et al., Micro-implant anchorage for treatment of skeletal Class I bialveolar protrusion. *J Clin Orthod*, 2001. 35(7): p. 417-22.
20. Baumgaertel, S. and M.G. Hans, Buccal cortical bone thickness for mini-implant placement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2009. 136(2): p. 230-5.
21. Jung, Y.H. and B.H. Cho, Assessment of the relationship between the maxillary molars and adjacent structures using cone beam computed tomography. *Imaging Sci Dent*, 2012. 42(4): p. 219-24.
22. Niu, L., et al., New classification of maxillary sinus contours and its relation to sinus floor elevation surgery. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2018. 20(4): p. 493-500.
23. Liu, H., et al., Safe zones for miniscrews in maxillary dentition distalization assessed with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2017. 151(3): p. 500-506.
24. Lin, J. and E. Roberts, CBCT imaging to diagnose and correct the failure of maxillary arch retraction with IZC screw anchorage. *IJOI [Internet]*, 2014. 3: p. 4-17.
25. Kuroda, S., et al., Root proximity is a major factor for screw failure in orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2007. 131(4 Suppl): p. S68-73.
26. Hsu, E., et al., Comparison of the failure rate for infrazygomatic bone screws placed in movable mucosa or attached gingiva. *Int J Orthod Implantol*, 2017. 47(1): p. 96-106.
27. Liou, E.J., et al., A computed tomographic image study on the thickness of the infrazygomatic crest of the maxilla and its clinical implications for miniscrew insertion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2007. 131(3): p. 352-6.
28. Tavares, A., I.M. Crusoé-Rebello, and F.S. Neves, Tomographic evaluation of infrazygomatic crest for orthodontic anchorage in different vertical and sagittal skeletal patterns. *J Clin Exp Dent*, 2020. 12(11): p. e1015-e1020.
29. Baumgaertel, S. and M.G. Hans, Assessment of infrazygomatic bone depth for mini-screw insertion. *Clin Oral Implants Res*, 2009. 20(6): p. 638-42.
30. Santos, A.R., et al., Assessing bone thickness in the infrazygomatic crest area aiming the orthodontic miniplates positioning: a tomographic study. *Dental Press J Orthod*, 2017. 22(4): p. 70-76.
31. Peng, W., et al., Study of three-dimensional anatomical relationship between infrazygomatic crest and maxillary sinus for mini-screw insertion. *Shanghai Journal of Stomatology*, 2017. 26(6): p. 623.

32. Lee, H.S., et al., Bone thickness of the infrazygomatic crest area in skeletal Class III growing patients: A computed tomographic study. *Imaging Sci Dent*, 2013. 43(4): p. 261-6.
33. Arango, E., et al., Age differences in relation to bone thickness and length of the zygomatic process of the maxilla, infrazygomatic crest, and buccal shelf area. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2022. 161(4): p. 510-518.e1.
34. Murugesan, A. and R.K. Jain, A 3D comparison of dimension of infrazygomatic crest region in different vertical skeletal patterns: A retrospective study. *Int Orthod*, 2020. 18(4): p. 770-775.
35. Paul, P., A.K. Mathur, and P. Chitra, Cone beam computed tomographic comparison of infrazygomatic crest bone thickness in patients with different facial types. *Orthodontic Waves*, 2020. 79(2-3): p. 99-104.
36. Costea, M.C., et al., Proximity of the roots of posterior teeth to the maxillary sinus in different facial biotypes. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2018. 154(3): p. 346-355.
37. Murugesan, A. and A. Sivakumar, Comparison of bone thickness in infrazygomatic crest area at various miniscrew insertion angles in Dravidian population - A cone beam computed tomography study. *Int Orthod*, 2020. 18(1): p. 105-114.
38. McGuire, M.K., E.T. Scheyer, and R.L. Gallerano, Temporary anchorage devices for tooth movement: a review and case reports. *J Periodontol*, 2006. 77(10): p. 1613-24.
39. Wehrbein, H. and P. Göllner, Skeletal anchorage in orthodontics--basics and clinical application. *J Orofac Orthop*, 2007. 68(6): p. 443-61.
40. Diedrich, P., verschiedene orthodontische Verankerungssysteme. *Fortschritte der Kieferorthopädie*, 1993. 54(4): p. 156-171.
41. Üniversitesi, H., et al., Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi Cilt:9 Sayı:1 2006 ANKRAJ SİSTEMLERİNE GENEL BAKIŞ: ORTODONTİDE MİKROİMLANT ANKRAJ SİSTEMLERİ A REVIEW OF ANCHORAGE: MICROIMPLANT ANCHORAGE SYSTEMS. 2006.
42. Proffit, W.R., et al., Contemporary orthodontics-e-book. 2018: Elsevier Health Sciences.
43. Urias, D. and F.I. Mustafa, Anchorage control in bioprogressive vs straight-wire treatment. *Angle Orthod*, 2005. 75(6): p. 987-92.
44. Geron, S., et al., Anchorage loss--a multifactorial response. *Angle Orthod*, 2003. 73(6): p. 730-7.
45. Hart, A., L. Taft, and S.N. Greenberg, The effectiveness of differential moments in establishing and maintaining anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 1992. 102(5): p. 434-442.

46. Rajcich, M.L.M. and C. Sadowsky, Efficacy of intraarch mechanics using differential moments for achieving anchorage control in extraction cases. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 1997. 112(4): p. 441-448.
47. Ziegler, P. and B. Ingervall, A clinical study of maxillary canine retraction with a retraction spring and with sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 1989. 95(2): p. 99-106.
48. Lotzof, L.P., H.A. Fine, and G.J. Cisneros, Canine retraction: a comparison of two preadjusted bracket systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 1996. 110(2): p. 191-6.
49. Holdaway, R.A., Bracket angulation as applied to the edgewise appliance. *The Angle Orthodontist*, 1952. 22(4): p. 227-236.
50. Merrifield, L.L., The sequential directional force edgewise technique, in *New vistas in orthodontics*. 1985, Lea & Febiger, Philadelphia. p. 184-208.
51. Storey, E., Forth in orthodontics and 1st relation to tooth movement. *Aust. J. Dent.*, 1952. 56: p. 11-18.
52. Begg, P.R., Differential force in orthodontic treatment. *American Journal of Orthodontics*, 1956. 42(7): p. 481-510.
53. Nanda, R., Biomechanical basis of extraction space closure. *Biomechanics in clinical orthodontics*, 1997: p. 156-187.
54. Bench, R., C. Gugino, and J. Hilgers, Bio-progressive therapy. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, 1977. 11(10): p. 661.
55. Bench, R.W., C.F. Gugino, and J.J. Hilgers, Bioprogressive therapy. Part 7. *Journal of clinical orthodontics : JCO*, 1978. 12(3): p. 192-207.
56. Bench, R.W., C.F. Gugino, and J.J. Hilgers, Bioprogressive therapy. Part 9. *J Clin Orthod*, 1978. 12(5): p. 334-47, 350-7.
57. RICKETTS, R., *Rocky mountain orthodontics. Bioprogressive Therapy, Book*, 1979. 1.
58. Andrews, L.F., The six keys to normal occlusion. *Am J Orthod*, 1972. 62(3): p. 296-309.
59. Andrews, L.F., The straight-wire appliance, origin, controversy, commentary. *J Clin Orthod*, 1976. 10(2): p. 99-114.
60. Andrews, L.F., The straight-wire appliance. Explained and compared. *J Clin Orthod*, 1976. 10(3): p. 174-95.
61. McLaughlin, R.P. and J.C. Bennett, Anchorage control during leveling and aligning with a preadjusted appliance system. *J Clin Orthod*, 1991. 25(11): p. 687-96.
62. ERDOĞAN, E. and U. İlter, Ortodontide Ankraj ve Ankraj Seçimi. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*. 9(3): p. 284-294.

63. Diar-Bakirly, S., et al., Effectiveness of the transpalatal arch in controlling orthodontic anchorage in maxillary premolar extraction cases: A systematic review and meta-analysis. *Angle Orthod*, 2017. 87(1): p. 147-158.
64. Fichera, G., M. Greco, and R. Leonardi, Effectiveness of the passive lingual arch for E space maintenance in subjects with anterior or posterior rotation of the mandible: a retrospective study. *Med Princ Pract*, 2011. 20(2): p. 165-70.
65. Linkow, L.I., The endosseous blade implant and its use in orthodontics. *Int J Orthod*, 1969. 7(4): p. 149-54.
66. Aspegren, K. and U. Breine, MICROCIRCULATORY STUDIES IN MAN BY HIGH RESOLUTION VITAL MICROSCOPY. *Angiology*, 1964. 15: p. 329-32.
67. Brånemark, P.I., et al., Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*, 1969. 3(2): p. 81-100.
68. Buser, D., et al., Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clin Oral Implants Res*, 1997. 8(3): p. 161-72.
69. Roberts, W.E., et al., Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J Orthod*, 1984. 86(2): p. 95-111.
70. Kawamura, H., et al., Sagittal split ramus osteotomy combined with titanium miniplate internal fixation. *Jpn J Jaw Deform*, 1991. 1: p. 105-112.
71. Sugawara, J., et al., Postoperative stability following sagittal split ramus osteotomy with rigid fixation using titanium miniplate. *J Jpn Orthod Soc*, 1992. 51: p. 358-66.
72. Melsen, B., J.K. Petersen, and A. Costa, Zygoma ligatures: an alternative form of maxillary anchorage. *J Clin Orthod*, 1998. 32(3): p. 154-8.
73. Ohmae, M., 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): p. 489-97.
74. Bernhart, T., et al., Alternative to the median region of the palate for placement of an orthodontic implant. *Clin Oral Implants Res*, 2000. 11(6): p. 595-601.
75. Roberts, W.E., et al., Rigid endosseous implants for orthodontic and orthopedic anchorage. *Angle Orthod*, 1989. 59(4): p. 247-56.
76. Higuchi, K.W. and J.M. Slack, The use of titanium fixtures for intraoral anchorage to facilitate orthodontic tooth movement. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1991. 6(3).
77. Triaca, A., M. Antonini, and E. Wintermantel, Ein neues titan-Flachschrauben-Implantat zur orthodontischen Verankerung am anterioren Gaumen. *Inf Orthod Kieferorthop*, 1992. 24: p. 251-257.

78. Block, M.S. and D.R. Hoffman, A new device for absolute anchorage for orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 1995. 107(3): p. 251-8.
79. Wehrbein, H., et al., The use of palatal implants for orthodontic anchorage. Design and clinical application of the orthosystem. *Clin Oral Implants Res*, 1996. 7(4): p. 410-6.
80. Glatzmaier, J., H. Wehrbein, and P. Diedrich, [The development of a resorbable implant system for orthodontic anchorage. The BIOS implant system. Bioresorbable implant anchor for orthodontic systems]. *Fortschr Kieferorthop*, 1995. 56(3): p. 175-81.
81. Schiel, H., J. Klein, and B. Widmer, Das enossale Implantat als kieferorthopädisches Verankerungselement. *Zeitschrift für Zahnärztliche Implantologie*, 1996. 12: p. 183-188.
82. Wehrbein, H. and B.R. Merz, Aspects of the use of endosseous palatal implants in orthodontic therapy. *J Esthet Dent*, 1998. 10(6): p. 315-24.
83. Revelo, B. and L.S. Fishman, Maturational evaluation of ossification of the midpalatal suture. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 1994. 105(3): p. 288-92.
84. Fishman, L.S., Radiographic evaluation of skeletal maturation. A clinically oriented method based on hand-wrist films. *Angle Orthod*, 1982. 52(2): p. 88-112.
85. Fritz, U., A. Ehmer, and P. Diedrich, Clinical suitability of titanium microscrews for orthodontic anchorage-preliminary experiences. *J Orofac Orthop*, 2004. 65(5): p. 410-8.
86. Fritz, U., et al., The anchorage quality of mini-implants towards translatory and extrusive forces. *J Orofac Orthop*, 2003. 64(4): p. 293-304.
87. Lin, J.C., et al., A comparative evaluation of current orthodontic miniscrew systems. *World J Orthod*, 2007. 8(2): p. 136-44.
88. Papadopoulos, M.A., S.N. Papageorgiou, and I.P. Zogakis, Clinical effectiveness of orthodontic miniscrew implants: a meta-analysis. *J Dent Res*, 2011. 90(8): p. 969-76.
89. Tsui, W.K., H.D. Chua, and L.K. Cheung, Bone anchor systems for orthodontic application: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2012. 41(11): p. 1427-38.
90. Papageorgiou, S.N., I.P. Zogakis, and M.A. Papadopoulos, Failure rates and associated risk factors of orthodontic miniscrew implants: a meta-analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2012. 142(5): p. 577-595.e7.
91. Dalessandri, D., et al., Determinants for success rates of temporary anchorage devices in orthodontics: a meta-analysis (n > 50). *Eur J Orthod*, 2014. 36(3): p. 303-13.

92. Lim, J., et al., Comparison of cortical bone thickness and root proximity at maxillary and mandibular interradicular sites for orthodontic mini-implant placement. *Orthodontics & craniofacial research*, 2009. 12(4): p. 299-304.
93. Sawada, K., et al., Evaluation of cortical bone thickness and root proximity at maxillary interradicular sites for mini-implant placement. *Clin Oral Implants Res*, 2013. 24 Suppl A100: p. 1-7.
94. Monnerat, C., L. Restle, and J.N. Mucha, Tomographic mapping of mandibular interradicular spaces for placement of orthodontic mini-implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2009. 135(4): p. 428.e1-9; discussion 428-9.
95. Papadopoulos, M.A. and F. Tarawneh, 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): p. e6-15.
96. Park, J. and H.J. Cho, Three-dimensional evaluation of interradicular spaces and cortical bone thickness for the placement and initial stability of microimplants in adults. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 2009. 136(3): p. 314.e1-314.e12.
97. De Clerck, H.J. and M.A. Cornelis, Biomechanics of skeletal anchorage. Part 2: Class II nonextraction treatment. *J Clin Orthod*, 2006. 40(5): p. 290-8; quiz 307.
98. De Clerck, H., V. Geerinckx, and S. Siciliano, The zygoma anchorage system. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, 2002. 36(8): p. 455-459.
99. De Clerck, H., L. Cevidanes, and T. Baccetti, Dentofacial effects of bone-anchored maxillary protraction: a controlled study of consecutively treated Class III patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2010. 138(5): p. 577-81.
100. Chen, Y.J., et al., A retrospective analysis of the failure rate of three different orthodontic skeletal anchorage systems. *Clin Oral Implants Res*, 2007. 18(6): p. 768-75.
101. Jenner, J.D. and B.N. Fitzpatrick, Skeletal anchorage utilising bone plates. *Aust Orthod J*, 1985. 9(2): p. 231-3.
102. Cha, B.K., et al., Maxillary protraction with miniplates providing skeletal anchorage in a growing Class III patient. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2011. 139(1): p. 99-112.
103. Lee, T.C., et al., Versatility of skeletal anchorage in orthodontics. *World J Orthod*, 2008. 9(3): p. 221-32.
104. Yao, C.C., et al., Revisiting the stability of mini-implants used for orthodontic anchorage. *J Formos Med Assoc*, 2015. 114(11): p. 1122-8.
105. Chang, H.P. and Y.C. Tseng, Miniscrew implant applications in contemporary orthodontics. *Kaohsiung J Med Sci*, 2014. 30(3): p. 111-5.
106. Liou, E.J., B.C. Pai, and J.C. Lin, Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2004. 126(1): p. 42-7.

107. Cheng, S.J., et al., A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2004. 19(1): p. 100-6.
108. Herman, R.J., G.F. Currier, and A. Miyake, Mini-implant anchorage for maxillary canine retraction: a pilot study. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 2006. 130(2): p. 228-235.
109. Melsen, B., Mini-implants: where are we? *Journal of clinical orthodontics*, 2005. 39(9): p. 539.
110. Bantleon, H.-P., et al., Stable orthodontic anchorage with palatal osseointegrated implants. *World Journal of Orthodontics*, 2002. 3(2).
111. Bernhart, T., et al., Das Gaumenimplantat. *Informationen aus Orthodontie & Kieferorthopädie*, 2000. 32(03): p. 209-229.
112. Crismani, A.G., et al., Ninety percent success in palatal implants loaded 1 week after placement: a clinical evaluation by resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res*, 2006. 17(4): p. 445-50.
113. Glatzmaier, J., H. Wehrbein, and D. Peter, Biodegradable implants for orthodontic anchorage. A preliminary biomechanical study. *European journal of orthodontics*, 1996. 18(5): p. 465-469.
114. Wehrbein, H., et al., The Orthosystem--a new implant system for orthodontic anchorage in the palate. *J Orofac Orthop*, 1996. 57(3): p. 142-53.
115. Wehrbein, H., H. Feifel, and P. Diedrich, Palatal implant anchorage reinforcement of posterior teeth: a prospective study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 1999. 116(6): p. 678-686.
116. Park, H.S., The skeletal cortical anchorage using titanium microscrew implants. 1999.
117. Wang, Y., et al., Quantitative evaluation of palatal bone thickness for the placement of orthodontic miniscrews in adults with different facial types. *Saudi Med J*, 2017. 38(10): p. 1051-1057.
118. Iijima, M., et al., Effect of the quantity and quality of cortical bone on the failure force of a miniscrew implant. *Eur J Orthod*, 2013. 35(5): p. 583-9.
119. Lin, J.C.-Y. and E.J.-W. Liou, A new bone screw for orthodontic anchorage. *Journal of clinical orthodontics : JCO*, 2003. 37(12): p. 676-681.
120. Poggio, P.M., et al., "Safe zones": a guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch. *Angle Orthod*, 2006. 76(2): p. 191-7.
121. Almeida, M.R., Biomechanics of extra-alveolar mini-implants. *Dental Press J Orthod*, 2019. 24(4): p. 93-109.
122. Mah, J. and F. Bergstrand, Temporary anchorage devices: a status report. *J Clin Orthod*, 2005. 39(3): p. 132-6; discussion 136; quiz 153.

123. Alkadhimi, A. and E.A. Al-Awadhi, Miniscrews for orthodontic anchorage: a review of available systems. *J Orthod*, 2018. 45(2): p. 102-114.
124. Chen, Y., H.I. Shin, and H.M. Kyung, Biomechanical and histological comparison of self-drilling and self-tapping orthodontic microimplants in dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2008. 133(1): p. 44-50.
125. Benington, I.C., et al., Thermal changes observed at implant sites during internal and external irrigation. *Clin Oral Implants Res*, 2002. 13(3): p. 293-7.
126. Wilmes, B., Y.Y. Su, and D. Drescher, Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthod*, 2008. 78(6): p. 1065-70.
127. Lim, H.J., et al., Predictors of initial stability of orthodontic miniscrew implants. *Eur J Orthod*, 2011. 33(5): p. 528-32.
128. Wilmes, B., et al., Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants. *J Orofac Orthop*, 2006. 67(3): p. 162-74.
129. Crismani, A.G., et al., Miniscrews in orthodontic treatment: review and analysis of published clinical trials. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2010. 137(1): p. 108-13.
130. Park, H.S., S.H. Jeong, and O.W. Kwon, Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2006. 130(1): p. 18-25.
131. Albrektsson, T., et al., Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand*, 1981. 52(2): p. 155-70.
132. Motoyoshi, M., et al., 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): p. 13-8.
133. Motoyoshi, M., et al., Effect of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2007. 22(5): p. 779-84.
134. Stahl, E., et al., Numerical analyses of biomechanical behavior of various orthodontic anchorage implants. *J Orofac Orthop*, 2009. 70(2): p. 115-27.
135. Motoyoshi, M., et al., Bone stress for a mini-implant close to the roots of adjacent teeth--3D finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2009. 38(4): p. 363-8.
136. Adell, R., et al., A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*, 1981. 10(6): p. 387-416.
137. Chen, Y., et al., Critical factors for the success of orthodontic mini-implants: a systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2009. 135(3): p. 284-91.

138. Deguchi, T., et al., Histomorphometric evaluation of cortical bone thickness surrounding miniscrew for orthodontic anchorage. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2011. 13(3): p. 197-205.
139. Rigsby, D., M. Bidez, and C. Misch, Bone response to mechanical loads. *Contemporary Implant Dentistry*. 2nd ed. St Louis, Mo: Mosby, 1998: p. 317-328.
140. Lee, J.S., et al., The efficient use of midpalatal miniscrew implants. *Angle Orthod*, 2004. 74(5): p. 711-4.
141. Melsen, B. and C. Verna. Miniscrew implants: the Aarhus anchorage system. in *Seminars in Orthodontics*. 2005. Elsevier.
142. Schlegel, K.A., F. Kinner, and K.D. Schlegel, The anatomic basis for palatal implants in orthodontics. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg*, 2002. 17(2): p. 133-9.
143. Kravitz, N.D. and B. Kusnoto, Risks and complications of orthodontic miniscrews. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2007. 131(4 Suppl): p. S43-51.
144. Suzuki, A., et al., Changes in stress distribution of orthodontic miniscrews and surrounding bone evaluated by 3-dimensional finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2011. 140(6): p. e273-80.
145. Deguchi, T., et al., Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2006. 129(6): p. 721.e7-12.
146. Inaba, M., Evaluation of primary stability of inclined orthodontic mini-implants. *J Oral Sci*, 2009. 51(3): p. 347-53.
147. Kuroda, S., et al., Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: success rates and postoperative discomfort. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2007. 131(1): p. 9-15.
148. Watanabe, H., et al., Orthodontic miniscrew failure rate and root proximity, insertion angle, bone contact length, and bone density. *Orthod Craniofac Res*, 2013. 16(1): p. 44-55.
149. Asscherickx, K., et al., Root repair after injury from mini-screw. *Clin Oral Implants Res*, 2005. 16(5): p. 575-8.
150. Mine, K., et al., Occlusal forces promote periodontal healing of transplanted teeth and prevent dentoalveolar ankylosis: an experimental study in rats. *Angle Orthod*, 2005. 75(4): p. 637-44.
151. Ohashi, E., et al., Implant vs screw loading protocols in orthodontics. *Angle Orthod*, 2006. 76(4): p. 721-7.
152. Wang, Y.C. and E.J. Liou, Comparison of the loading behavior of self-drilling and predrilled miniscrews throughout orthodontic loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2008. 133(1): p. 38-43.

153. Motoyoshi, M., et al., Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clin Oral Implants Res*, 2006. 17(1): p. 109-14.
154. Motoyoshi, M., M. Matsuoka, and N. Shimizu, Application of orthodontic mini-implants in adolescents. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2007. 36(8): p. 695-9.
155. Meredith, N., Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont*, 1998. 11(5): p. 491-501.
156. Cleek, T.M., K.J. Reynolds, and T.C. Hearn, Effect of screw torque level on cortical bone pullout strength. *J Orthop Trauma*, 2007. 21(2): p. 117-23.
157. Huja, S.S., et al., Pull-out strength of monocortical screws placed in the maxillae and mandibles of dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2005. 127(3): p. 307-13.
158. Cornelis, M.A., et al., Systematic review of the experimental use of temporary skeletal anchorage devices in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2007. 131(4 Suppl): p. S52-8.
159. Romanos, G.E., et al., Histologic and histomorphometric evaluation of peri-implant bone subjected to immediate loading: an experimental study with *Macaca fascicularis*. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2002. 17(1): p. 44-51.
160. Brown, R.N., 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): p. 496-504.
161. Antoszewska, J., et al., Five-year experience with orthodontic miniscrew implants: a retrospective investigation of factors influencing success rates. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2009. 136(2): p. 158.e1-10; discussion 158-9.
162. Tseng, Y.C., et al., The application of mini-implants for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2006. 35(8): p. 704-7.
163. Wiechmann, D., U. Meyer, and A. Büchter, Success rate of mini- and micro-implants used for orthodontic anchorage: a prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res*, 2007. 18(2): p. 263-7.
164. Wilmes, B. and D. Drescher, Impact of insertion depth and predrilling diameter on primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthod*, 2009. 79(4): p. 609-14.
165. Wilmes, B., et al., Impact of implant design on primary stability of orthodontic mini-implants. *J Orofac Orthop*, 2008. 69(1): p. 42-50.
166. Cha, J.-Y., T.-M. Yoon, and C.-J. Hwang, Insertion and removal torques according to orthodontic mini-screw design. *Korean Journal of Orthodontics*, 2008. 38(1): p. 5-12.
167. Farnsworth, D., et al., Cortical bone thickness at common miniscrew implant placement sites. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2011. 139(4): p. 495-503.

168. Fayed, M.M., P. Pazera, and C. Katsaros, Optimal sites for orthodontic mini-implant placement assessed by cone beam computed tomography. *Angle Orthod*, 2010. 80(5): p. 939-51.
169. Garfinkle, J.S., et al., Evaluation of orthodontic mini-implant anchorage in premolar extraction therapy in adolescents. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2008. 133(5): p. 642-53.
170. Manni, A., et al., Factors influencing the stability of miniscrews. A retrospective study on 300 miniscrews. *Eur J Orthod*, 2011. 33(4): p. 388-95.
171. Kadioglu, O., et al., Contact damage to root surfaces of premolars touching miniscrews during orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2008. 134(3): p. 353-60.
172. Rossouw, P.E. and P.H. Buschang, Temporary orthodontic anchorage devices for improving occlusion. *Orthod Craniofac Res*, 2009. 12(3): p. 195-205.
173. Cattaneo, P.M., M. Dalstra, and B. Melsen, The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: a finite element study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2003. 123(4): p. 367-73.
174. Lorkiewicz-Muszyńska, D., et al., Development of the maxillary sinus from birth to age 18. Postnatal growth pattern. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*, 2015. 79(9): p. 1393-400.
175. Jun, W. and C. Zhen-qi, Anatomic analysis of the infrazygomatic crest width. *China Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2014. 12(6): p. 521.
176. Brettin, B.T., et al., Bicortical vs monocortical orthodontic skeletal anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2008. 134(5): p. 625-35.
177. Kuroda, S., A. Katayama, and T. Takano-Yamamoto, Severe anterior open-bite case treated using titanium screw anchorage. *Angle Orthod*, 2004. 74(4): p. 558-67.
178. Mah, S.J., et al., Analysis of midpalatal miniscrew-assisted maxillary molar distalization patterns with simultaneous use of fixed appliances: A preliminary study. *Korean J Orthod*, 2016. 46(1): p. 55-61.
179. Maino, G., et al., Maxillary molar distalization with MGBM-system in class II malocclusion. *J Orthod Sci*, 2013. 2(3): p. 101-8.
180. Alharbi, F., M. Almuzian, and D. Bearn, Miniscrews failure rate in orthodontics: systematic review and meta-analysis. *Eur J Orthod*, 2018. 40(5): p. 519-530.
181. Lin, J. and W.E. Roberts, Guided Infra-zygomatic screws: Reliable maxillary arch retraction. *Int J Orthod Implantol*, 2017. 46: p. 4-16.
182. Wehrbein, H., J. Glatzmaier, and M. Yildirim, Orthodontic anchorage capacity of short titanium screw implants in the maxilla. An experimental study in the dog. *Clinical Oral Implants Research*, 1997. 8(2): p. 131-141.

183. Ghosh, A., Infra-zygomatic crest and buccal shelf-orthodontic bone screws: a leap ahead of micro-implants—clinical perspectives. *Journal of Indian Orthodontic Society*, 2018. 52(4_suppl2): p. 127-141.
184. Jia, X., X. Chen, and X. Huang, Influence of orthodontic mini-implant penetration of the maxillary sinus in the infrazygomatic crest region. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2018. 153(5): p. 656-661.
185. Viwattanatipa, N., et al., Survival analyses of surgical miniscrews as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2009. 136(1): p. 29-36.
186. Uribe, F., et al., Failure rates of mini-implants placed in the infrazygomatic region. *Prog Orthod*, 2015. 16: p. 31.
187. Vargas, E.O.A., R. Lopes de Lima, and L.I. Nojima, Mandibular buccal shelf and infrazygomatic crest thicknesses in patients with different vertical facial heights. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2020. 158(3): p. 349-356.
188. Lima, A., Jr., et al., Safe sites for orthodontic miniscrew insertion in the infrazygomatic crest area in different facial types: A tomographic study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2022. 161(1): p. 37-45.
189. Du, B., et al., Bone depth and thickness of different infrazygomatic crest miniscrew insertion paths between the first and second maxillary molars for distal tooth movement: A 3-dimensional assessment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2021. 160(1): p. 113-123.
190. Paul, P., A.K. Mathur, and P. Chitra, Stress distribution patterns in mini-implant and bone in the infra-zygomatic crest region at different angulations: A finite element study. *J World Fed Orthod*, 2021. 10(1): p. 29-34.
191. Whyte, A. and R. Boeddinghaus, The maxillary sinus: physiology, development and imaging anatomy. *Dentomaxillofac Radiol*, 2019. 48(8): p. 20190205.
192. Park, C.H., K.D. Kim, and C.S. Park, Measurement of maxillary sinus volume using Computed Tomography. *Korean Journal of Oral and Maxillofacial Radiology*, 2000. 30(1): p. 63-70.
193. Choi, D.S., et al., Three-dimensional finite element analysis of occlusal stress distribution in the human skull with premolar extraction. *Angle Orthod*, 2013. 83(2): p. 204-11.
194. Lee, C.H., et al., Development of the Paranasal Sinuses in Children: A MRI Study. *Korean Journal of Otorhinolaryngology-Head and Neck Surgery*, 2000. 43(5): p. 507-513.
195. Sharan, A. and D. Madjar, Maxillary sinus pneumatization following extractions: a radiographic study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2008. 23(1): p. 48-56.
196. Tepper, G., et al., Effects of sinus lifting on voice quality. A prospective study and risk assessment. *Clin Oral Implants Res*, 2003. 14(6): p. 767-74.

197. Arijji, Y., et al., Age changes in the volume of the human maxillary sinus: a study using computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol*, 1994. 23(3): p. 163-8.
198. Valentini, P. and D.J. Abensur, Maxillary sinus grafting with anorganic bovine bone: a clinical report of long-term results. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2003. 18(4): p. 556-60.
199. Pei, J., et al., Relationship between maxillary posterior molar roots and the maxillary sinus floor: Cone-beam computed tomography analysis of a western Chinese population. *J Int Med Res*, 2020. 48(6): p. 300060520926896.
200. Gu, Y., et al., Evaluation of the relationship between maxillary posterior teeth and the maxillary sinus floor using cone-beam computed tomography. *BMC Oral Health*, 2018. 18(1): p. 164.
201. Arijji, Y., et al., Computed tomographic indices for maxillary sinus size in comparison with the sinus volume. *Dentomaxillofac Radiol*, 1996. 25(1): p. 19-24.
202. Uchida, Y., et al., A cadaveric study of maxillary sinus size as an aid in bone grafting of the maxillary sinus floor. *J Oral Maxillofac Surg*, 1998. 56(10): p. 1158-63.
203. Uchida, Y., et al., Measurement of maxillary sinus volume using computerized tomographic images. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1998. 13(6): p. 811-8.
204. Velasco-Torres, M., et al., Maxillary Sinus Dimensions Decrease as Age and Tooth Loss Increase. *Implant Dent*, 2017. 26(2): p. 288-295.
205. Scuderi, A.J., H.R. Harnsberger, and R.S. Boyer, Pneumatization of the paranasal sinuses: normal features of importance to the accurate interpretation of CT scans and MR images. *AJR Am J Roentgenol*, 1993. 160(5): p. 1101-4.
206. Jun, B.-C., et al., The analysis of maxillary sinus aeration according to aging process; volume assessment by 3-dimensional reconstruction by high-resolution CT scanning. *Otolaryngology—Head and Neck Surgery*, 2005. 132(3): p. 429-434.
207. Agacayak, K.S., et al., Alterations in maxillary sinus volume among oral and nasal breathers. *Med Sci Monit*, 2015. 21: p. 18-26.
208. Apuhan, T., Y.S. Yıldırım, and H. Özaslan, The developmental relation between adenoid tissue and paranasal sinus volumes in 3-dimensional computed tomography assessment. *Otolaryngol Head Neck Surg*, 2011. 144(6): p. 964-71.
209. Keast, A., et al., Anatomical variations of the paranasal sinuses in Polynesian and New Zealand European computerized tomography scans. *Otolaryngol Head Neck Surg*, 2008. 139(2): p. 216-21.
210. Luz, J., et al., 3D-evaluation of the maxillary sinus in cone-beam computed tomography. *Int J Implant Dent*, 2018. 4(1): p. 17.

211. Möhlhenrich, S.C., et al., Is the maxillary sinus really suitable in sex determination? A three-dimensional analysis of maxillary sinus volume and surface depending on sex and dentition. *Journal of Craniofacial Surgery*, 2015. 26(8): p. e723-e726.
212. Oktay, H., The study of the maxillary sinus areas in different orthodontic malocclusions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 1992. 102(2): p. 143-5.
213. Barghouth, G., et al., Paranasal sinuses in children: size evaluation of maxillary, sphenoid, and frontal sinuses by magnetic resonance imaging and proposal of volume index percentile curves. *Eur Radiol*, 2002. 12(6): p. 1451-8.
214. Lovasova, K., et al., Three-dimensional CAD/CAM imaging of the maxillary sinus in ageing process. *Ann Anat*, 2018. 218: p. 69-82.
215. Okşayan, R., O. Sökücü, and S. Yeşildal, Evaluation of maxillary sinus volume and dimensions in different vertical face growth patterns: a study of cone-beam computed tomography. *Acta Odontol Scand*, 2017. 75(5): p. 345-349.
216. Lopes de Rezende Barbosa, G., et al., Difference in maxillary sinus volumes of patients with cleft lip and palate. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*, 2014. 78(12): p. 2234-6.
217. Erdur, O., et al., Maxillary sinus volumes of patients with unilateral cleft lip and palate. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*, 2015. 79(10): p. 1741-4.
218. Tikku, T., et al., Dimensional changes in maxillary sinus of mouth breathers. *J Oral Biol Craniofac Res*, 2013. 3(1): p. 9-14.
219. Shrestha, B., et al., Evaluation of maxillary sinus volume in different craniofacial patterns: a CBCT study. *Oral Radiol*, 2021. 37(4): p. 647-652.
220. Syverson, A., et al., Maxillary sinus dimensions in skeletal class II population with different vertical skeletal patterns. *Clin Oral Investig*, 2022. 26(7): p. 5045-5060.
221. Tsai, H.H. and C.T. Tan, Positional changes of the upper canine and posterior teeth, hard palate, and sinus floor from primary to permanent dentition. *J Dent Child (Chic)*, 2004. 71(1): p. 48-53.
222. Kilic, C., et al., An Assessment of the Relationship between the Maxillary Sinus Floor and the Maxillary Posterior Teeth Root Tips Using Dental Cone-beam Computerized Tomography. *Eur J Dent*, 2010. 4(4): p. 462-7.
223. Oh, H., et al., Orthodontic tooth movement through the maxillary sinus in an adult with multiple missing teeth. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2014. 146(4): p. 493-505.
224. Oz, A.Z., et al., Maxillary sinus volume in patients with impacted canines. *Angle Orthod*, 2017. 87(1): p. 25-32.
225. Motoyoshi, M., et al., Maxillary sinus perforation by orthodontic anchor screws. *J Oral Sci*, 2015. 57(2): p. 95-100.

226. Laursen, M.G., B. Melsen, and P.M. Cattaneo, An evaluation of insertion sites for mini-implants: a micro - CT study of human autopsy material. *Angle Orthod*, 2013. 83(2): p. 222-9.
227. Jia, X.T. and X.F. Huang, [Morphometric analysis of the infrazygomatic crest zone in 84 mini-implants using cone-beam CT]. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*, 2018. 53(1): p. 8-12.
228. Ardekian, L., et al., The Clinical Significance of Sinus Membrane Perforation During Augmentation of the Maxillary Sinus. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2006. 64(2): p. 277-282.
229. Reiser, G.M., et al., Evaluation of maxillary sinus membrane response following elevation with the crestal osteotome technique in human cadavers. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2001. 16(6): p. 833-40.
230. Nielsen, I.L., Vertical malocclusions: etiology, development, diagnosis and some aspects of treatment. *The Angle Orthodontist*, 1991. 61(4): p. 247-260.
231. Björk, A., Prediction of mandibular growth rotation. *American journal of orthodontics*, 1969. 55(6): p. 585-599.
232. Satiroğlu, F., T. Arun, and F. Işik, Comparative data on facial morphology and muscle thickness using ultrasonography. *Eur J Orthod*, 2005. 27(6): p. 562-7.
233. Chan, H.J., M. Woods, and D. Stella, Mandibular muscle morphology in children with different vertical facial patterns: A 3-dimensional computed tomography study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2008. 133(1): p. 10.e1-13.
234. Kiliaridis, S., The Importance of Masticatory Muscle Function in Dentofacial Growth. *Seminars in Orthodontics*, 2006. 12(2): p. 110-119.
235. Varrela, J., Dimensional variation of craniofacial structures in relation to changing masticatory-functional demands. *Eur J Orthod*, 1992. 14(1): p. 31-6.
236. Isaacson, J.R., et al., Extreme variation in vertical facial growth and associated variation in skeletal and dental relations. *Angle Orthod*, 1971. 41(3): p. 219-29.
237. Moller, E., The chewing apparatus. *Acta physiol. scand.*, 1966. 69(280): p. 1-229.
238. Proffit, W.R. and H.W. Fields, Occlusal forces in normal- and long-face children. *J Dent Res*, 1983. 62(5): p. 571-4.
239. Watt, D.G. and C.H. Williams, The effects of the physical consistency of food on the growth and development of the mandible and the maxilla of the rat. *Am J Orthod*, 1951. 37(12): p. 895-928.
240. García-Morales, P., et al., Maximum bite force, muscle efficiency and mechanical advantage in children with vertical growth patterns. *Eur J Orthod*, 2003. 25(3): p. 265-72.

241. Ozdemir, F., M. Tozlu, and D. Germec-Cakan, Cortical bone thickness of the alveolar process measured with cone-beam computed tomography in patients with different facial types. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2013. 143(2): p. 190-6.
242. Arun, T., F. Isik, and K. Sayinsu, Vertical growth changes after adenoidectomy. *Angle Orthod*, 2003. 73(2): p. 146-50.
243. Linder-Aronson, S., Respiratory function in relation to facial morphology and the dentition. *Br J Orthod*, 1979. 6(2): p. 59-71.
244. Tsunori, M., M. Mashita, and K. Kasai, Relationship between facial types and tooth and bone characteristics of the mandible obtained by CT scanning. *Angle Orthod*, 1998. 68(6): p. 557-62.
245. Weinmann, J. and H. Sicher, Bone tissue. *Bone and bones. fundamentals of bone biology*, 2nd ed. St. Louis, MO: CV Mosby. p, 1955: p. 18-46.
246. Frost, H.M., Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 1. Redefining Wolff's law: the bone modeling problem. *Anat Rec*, 1990. 226(4): p. 403-13.
247. Veli, I., et al., Buccal cortical bone thickness at miniscrew placement sites in patients with different vertical skeletal patterns. *J Orofac Orthop*, 2014. 75(6): p. 417-29.
248. Horner, K.A., et al., Cortical bone and ridge thickness of hyperdivergent and hypodivergent adults. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2012. 142(2): p. 170-8.
249. Masumoto, T., et al., Relationships among facial type, buccolingual molar inclination, and cortical bone thickness of the mandible. *Eur J Orthod*, 2001. 23(1): p. 15-23.
250. SUER, B.T., et al., Evaluation of safe zones for miniscrew placement in Class II patients with different vertical skeletal patterns. *Gülhane Tip Dergisi*, 2015. 57(3): p. 221.
251. Sadek, M.M., N.E. Sabet, and I.T. Hassan, Three-dimensional mapping of cortical bone thickness in subjects with different vertical facial dimensions. *Prog Orthod*, 2016. 17(1): p. 32.
252. Sadek, M.M., N.E. Sabet, and I.T. Hassan, Alveolar bone mapping in subjects with different vertical facial dimensions. *Eur J Orthod*, 2015. 37(2): p. 194-201.
253. Bajracharya, M., Analysis of maxillary bone thickness at incisor area in Class II division 1 malocclusion. *Orthodontic Journal of Nepal*, 2011. 1(1): p. 42-46.
254. Matias, M., et al., Miniscrew insertion sites of infrazygomatic crest and mandibular buccal shelf in different vertical craniofacial patterns: A cone-beam computed tomography study. *Korean J Orthod*, 2021. 51(6): p. 387-396.

255. Chen, C.-H., et al., A cone beam computer tomographic study of the cortical bone thickness in different class II facial patterns. *Orthodontic waves*, 2010. 69(4): p. 131-137.
256. Hussein, B., et al., Assessment of infrazygomatic crest dimensions in different vertical facial growth types for miniscrew insertion: A cone-beam computed tomography study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2022.
257. Moon, C.H., et al., Relationship between vertical skeletal pattern and success rate of orthodontic mini-implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2010. 138(1): p. 51-7.
258. Mankovich, N.J., et al., Surgical planning using three-dimensional imaging and computer modeling. *Otolaryngol Clin North Am*, 1994. 27(5): p. 875-89.
259. Grgen, V.A., . Gler, and E. KIZILCI, Di Hekimliinde Konik Iınlı Bilgisayarlı Tomografi CBCT. *Annals of Health Sciences Research*, 2014. 3(2): p. 36-40.
260. Lisboa, C.d.O., et al., Reliability and reproducibility of three-dimensional cephalometric landmarks using CBCT: a systematic review. *Journal of Applied Oral Science*, 2015. 23: p. 112-119.
261. Kalra, S., et al., Evaluation of orthodontic mini-implant placement: a CBCT study. *Progress in Orthodontics*, 2014. 15(1): p. 61.
262. Kapila, S. and J. Nervina, CBCT in orthodontics: assessment of treatment outcomes and indications for its use. *Dentomaxillofacial radiology*, 2015. 44(1): p. 20140282.
263. Mozzo, P., et al., A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol*, 1998. 8(9): p. 1558-64.
264. Hatcher, D.C., Operational principles for cone-beam computed tomography. *J Am Dent Assoc*, 2010. 141 Suppl 3: p. 3s-6s.
265. Kapila, S., R.S. Conley, and W.E. Harrell, Jr., The current status of cone beam computed tomography imaging in orthodontics. *Dentomaxillofac Radiol*, 2011. 40(1): p. 24-34.
266. Mah, J.K., et al., Radiation absorbed in maxillofacial imaging with a new dental computed tomography device. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2003. 96(4): p. 508-13.
267. Sukovic, P., Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthod Craniofac Res*, 2003. 6 Suppl 1: p. 31-6; discussion 179-82.
268. Horner, K., et al., Guidelines for clinical use of CBCT: a review. *Dentomaxillofac Radiol*, 2015. 44(1): p. 20140225.
269. Rottke, D., et al., Effective dose span of ten different cone beam CT devices. *Dentomaxillofac Radiol*, 2013. 42(7): p. 20120417.

270. Hirsch, E., et al., Dosimetry of the cone beam computed tomography Veraviewepocs 3D compared with the 3D Accuitomo in different fields of view. *Dentomaxillofac Radiol*, 2008. 37(5): p. 268-73.
271. Silva, M.A., et al., Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: a radiation dose evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2008. 133(5): p. 640.e1-5.
272. Marquezan, M., et al., Does bone mineral density influence the primary stability of dental implants? A systematic review. *Clin Oral Implants Res*, 2012. 23(7): p. 767-74.
273. Timock, A.M., et al., Accuracy and reliability of buccal bone height and thickness measurements from cone-beam computed tomography imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2011. 140(5): p. 734-44.
274. Berco, M., et al., Accuracy and reliability of linear cephalometric measurements from cone-beam computed tomography scans of a dry human skull. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2009. 136(1): p. 17.e1-9; discussion 17-8.
275. El-Beialy, A.R., et al., Accuracy and reliability of cone-beam computed tomography measurements: Influence of head orientation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2011. 140(2): p. 157-65.
276. Patcas, R., et al., Accuracy of cone-beam computed tomography at different resolutions assessed on the bony covering of the mandibular anterior teeth. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2012. 141(1): p. 41-50.
277. Kosumarl, W., et al., Distances from the root apices of posterior teeth to the maxillary sinus and mandibular canal in patients with skeletal open bite: A cone-beam computed tomography study. *Imaging Sci Dent*, 2017. 47(3): p. 157-164.
278. Costa, J.V.D., A.L. Ramos, and L. Iwaki Filho, Zygomatic-maxillary cortical bone thickness in hyper, normo and hypodivergent patients. *Dental Press J Orthod*, 2021. 26(1): p. e211965.
279. Aboudara, C.A., et al., A three-dimensional evaluation of the upper airway in adolescents. *Orthod Craniofac Res*, 2003. 6 Suppl 1: p. 173-5.
280. El, H. and J.M. Palomo, Measuring the airway in 3 dimensions: a reliability and accuracy study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2010. 137(4 Suppl): p. S50.e1-9; discussion S50-2.
281. Panou, E., et al., Dimensional changes of maxillary sinuses and pharyngeal airway in Class III patients undergoing bimaxillary orthognathic surgery. *Angle Orthod*, 2013. 83(5): p. 824-31.
282. Motro, M., Hızlı üst çene genişletmesini takiben ve bir yıllık retansiyon dönemi sonrası maksiller sinüslerde meydana gelen değişikliklerin 3 boyutlu olarak incelenmesi. 2011, Marmara Üniversitesi (Turkey).

283. Enciso, R., et al., The virtual craniofacial patient: 3D jaw modeling and animation. *Stud Health Technol Inform*, 2003. 94: p. 65-71.
284. Elshebiny, T., et al., Accuracy of Three-Dimensional Upper Airway Prediction in Orthognathic Patients Using Dolphin Three-Dimensional Software. *J Craniofac Surg*, 2020. 31(4): p. 1098-1100.
285. Xu, Z., et al., Effect of placement angle on the stability of loaded titanium microscrews in beagle jaws. *Angle Orthod*, 2013. 83(4): p. 659-66.
286. Tatli, U., M. Alraawi, and M.S. Toroğlu, Effects of size and insertion angle of orthodontic mini-implants on skeletal anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2019. 156(2): p. 220-228.
287. Chang, C.H., J.H. Lin, and W.E. Roberts, Success of infrazygomatic crest bone screws: patient age, insertion angle, sinus penetration, and terminal insertion torque. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2022. 161(6): p. 783-790.
288. Giacomini, G., et al., Computed tomography-based volumetric tool for standardized measurement of the maxillary sinus. *PLoS One*, 2018. 13(1): p. e0190770.
289. Park, I.H., et al., Volumetric study in the development of paranasal sinuses by CT imaging in Asian: a pilot study. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*, 2010. 74(12): p. 1347-50.

8.EKLER

EK-1: Etik Kurul Onayı

