



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**MANDİBULAR KANAL VE ANATOMİK VARYASYONLARININ
MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMİ
KULLANILARAK RETROSPEKTİF OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

MELİSA ÖÇBE
DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN
DOÇ. DR. MEHMET OĞUZ BORAHAN
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ DOKTORA PROGRAMI

İSTANBUL- 2023



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**MANDİBULAR KANAL VE ANATOMİK VARYASYONLARININ
MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMİ
KULLANILARAK RETROSPEKTİF OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

MELİSA ÖÇBE
DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN
DOÇ. DR. MEHMET OĞUZ BORAHAN
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ DOKTORA PROGRAMI

İSTANBUL- 2023

BEYAN

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

Dt. Melisa Öçbe

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca bilgi birikimiyle ufkumu genişleten, alanımıza kattığı vizyon ile ilham veren, zorlandığım anlarda güler yüzünü, sabrını ve yol göstericiliğini esirgemeyen, hayat boyu örnek alacağım, sayın danışman hocam Doç. Dr. Mehmet Oğuz BORAHAN'a,

Doktora eğitimime başladığım ilk günden beri öğretmekten ve beraber öğrenmekten yorulmadığını hep hissettiren, bizlere sonsuz destek ve güven veren, Anabilim Dalı Başkanımız sayın hocam Prof. Dr. Şebnem ERÇALIK YALÇINKAYA'ya,

Ağz hastalıklarına olan merakımı tam on yıl önce uyandıran ve doktora eğitimime başlamamda bana ilham olan, geçen yıllar boyunca ise bilime olan heyecanımı canlı tutmamda büyük payın sahibi, sayın hocam Doç. Dr. Enver Alper SİNANOĞLU'na,

Kitaplardan öğrenilmesi epey güç olan ve uzun yıllar verdikleri emeklerin karşılığı olarak elde ettikleri bilgi birikimlerini bizlere aktarmaktan çekinmeyen sayın hocalarım Prof. Dr. Birsay GÜMRÜ TARÇIN ve Dr. Öğr. Üy. Asım DURLU'ya,

Beraber çalışabilme fırsatı bulduğum her an onur duyduğum ve kendimi çok şanslı hissettiğim kıymetli hocam Prof. Dr. Merva SOLUK TEKKEŞİN'e,

Marmara Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi'ndeki tüm hocalarıma emekleri ve bana kattıkları için, ve beraber çalıştığım sevgili bölüm arkadaşlarıma,

Sevgili annem, babam, ağabeyime, Asiye'ye ve yeğenim Can BOZKURT'a, beni sevgi ve sabırla uğurladıklarında buna değeceğine inandıkları, bekledikleri ve beni güçlü hissettirdikleri için,

Sevgili ÖÇBE ailesine, bu süreç boyunca benimle birlikte mutlu olup; benimle birlikte üzülecek kadar derinden hissettikleri ve hissettirdikleri sevgi ve destekleri için,

Birlikte yürüdüğümüz bu uzun yolu aydınlattığı için, içerisinde bulunduğumuz o an yitip gitmeden fotoğraflayabileceğine her daim emin olduğum sevgili eşim Dr. Çetin Batuhan ÖÇBE'ye,

Tüylü dostlarımız Cheddar ve Dexter'a, ve son olarak kendime,

Saygı, sevgi ve teşekkürlerimi borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

KISALTMALAR LİSTESİ	i
ŞEKİLLER LİSTESİ	iii
TABLolar LİSTESİ	vi
1. ÖZET	1
2. SUMMARY	2
3. GİRİŞ ve AMAÇ	3
4. GENEL BİLGİLER	4
4.1. İnförior Alveolar Sinirin Anatomisi.....	4
4.2. Mandibular Kanal Varyasyonlarının Sınıflandırılması.....	6
4.2.1. Nortje ve ark. (1977) sınıflandırması.....	10
4.2.2. Langlais ve ark. (1985) sınıflandırması.....	10
4.2.3. Naitoh ve ark. (2009) sınıflandırması.....	12
4.2.4. Diğer bifid mandibular kanal sınıflamaları.....	13
4.3. Mandibular Kanal Varyasyonlarını Görüntüleme Yöntemleri.....	18
4.3.1. Panoramik radyografi (PR).....	18
4.3.2. Bilgisayarlı tomografi (BT).....	19
4.3.3. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KİBT)	21
4.3.4. Manyetik rezonans görüntüleme (MRG).....	25
4.4. Manyetik Rezonans Görüntüleme Fiziği.....	25
4.4.1. Manyetik rezonans görüntü kalitesi ve artefaktlar	27
4.5. Manyetik Rezonans Görüntüleme Cihazının Bölümleri.....	32
4.5.1. Magnet.....	32
4.5.2. Radyofrekans verici sargı	33
4.5.3. Gradientler	33
4.5.4. Alıcı sargılar.....	34
4.6. Manyetik Rezonans Görüntüleme Teknikleri.....	33
4.6.1. Spin eko ve turbo spin eko görüntüleme.....	34
4.6.2. Gradient eko görüntüleme	35
4.6.3. İnvrsiyon recovery görüntüleme.....	35

4.6.4. Kontrast ajanlar.....	36
4.7. Manyetik Rezonans Güvenliği.....	37
4.7.1. Statik manyetik alan ile ilişkili riskler.....	37
4.7.2. Gradient manyetik alan ile ilişkili riskler.....	38
4.7.3. Radyofrekans manyetik alan ile ilişkili riskler.....	39
4.8. Manyetik Rezonans Görüntüleme ile Baş Boyun Bölgesinin Değerlendirilmesi.....	39
4.8.1. Manyetik rezonans görüntüleme ile burun boşluğu ve paranasal sinüslerin değerlendirilmesi.....	40
4.8.2. Manyetik rezonans görüntüleme ile ağız bölgesinin değerlendirilmesi.....	41
4.8.3 Manyetik rezonans görüntüleme ile tükürük bezlerinin değerlendirilmesi.....	44
4.8.4. Manyetik rezonans görüntüleme ile benign ve malign kemik ve yumuşak doku patolojilerinin değerlendirilmesi.....	45
5. GEREÇ ve YÖNTEM	48
5.1. Etik Kurul Onayı.....	48
5.2. Çalışma Grubu.....	48
5.2.1. Dahil edilme ve hariç tutulma kriterleri.....	48
5.2.2. Görüntülerin elde edilmesi.....	48
5.3. Değerlendirilen Parametreler.....	49
5.3.1. Bifid mandibular kanal varlığının değerlendirilmesi.....	49
5.3.2. Beslenme kanallarının değerlendirilmesi.....	57
5.3.3. Mandibular kanal ve inferior alveolar sinirin çapının değerlendirilmesi.....	59
5.3.4. Mandibular kanal ve inferior alveolar sinirin mandibula içerisindeki seyrinin değerlendirilmesi.....	60
5.4. İstatistiksel İncelemeler	65
6. BULGULAR	66
6.1. Çalışmada Değerlendirilen Parametrelerin Dağılımı.....	66
6.2. Bifid Mandibular Kanal Görülme Sıklığının Değerlendirilmesi.....	66
6.3. Beslenme Kanallarının Görülme Sıklığının Değerlendirilmesi.....	68
6.4. Mandibular Kanal ve İnferior Alveolar Sinirin Çapının Değerlendirilmesi	70
6.5. Mandibular Kanal ve İnferior Alveolar Sinirin Mandibula İçerisindeki Seyrinin Değerlendirilmesi.....	71
7. TARTIŞMA VE SONUÇ	73

7.1. Mandibular Kanal ve İhtiva Ettiği Nörovasküler Dokuların Klinik Önemi.....	73
7.2. Mandibular Kanal ve İnför Alveolar Sinir Varyasyonlarının Sıklığının Kullanılan Görüntüleme Yöntemine Göre Değerlendirilmesi.....	74
7.3. Beslenme Kanallarının Değerlendirilmesi.....	87
7.4. Mandibular Kanal ve İnför Alveolar Sinirin Çapının Değerlendirilmesi.....	88
7.5. Mandibular Kanal ve İnför Alveolar Sinirin Mandibula İçerisindeki Seyrinin Değerlendirilmesi.....	89
7.6. Sonuçlar.....	90
8. KAYNAKLAR	92
9. ÖZGEÇMİŞ	101
10. BİLİMSEL FAALİYETLER	102
11. EKLER	103

KISALTMALAR LİSTESİ

μSv: mikrosievert

ark: Arkadaşları

BT: Bilgisayarlı Tomografi

dB: desibel

DICOM: *Digital Imaging and Communications in Medicine*

EKG: Elektrokardiyografi

FOV: Görüntüleme alanı (*field of view*)

FT: Fourier transform

GRE: Gradient eko

H: Hidrojen

HU: Hounsfield Ünitesi (*Hounsfield Unit*)

KGO: Kontrast-gürültü oranı

KIBT: Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi

kV: Kilovolt

MHz: megahertz

MRG: Manyetik Rezonans Görüntüleme

n: Sayı (*number*)

Ort: Ortalama

p: Anlamlılık değeri

PD: Proton Density

PR: Panoramik Radyografi

RF: radyofrekans

SE: Spin eko

SGO: Sinyal-gürültü oranı

SS: Standart sapma

STIR: Kısa Süreli İnversiyon Recovery (*Short Time Inversion Recovery*)

T: Tesla

T1: T1-Ağırlıklı

T2: T2-Ağırlıklı

TE: Eko zamanı

TME: Temporamandibular Eklem

TR: Tekrarlama zamanı

TSE: Turbe Spin Eko

VIBE: Volümetrik İnterpolasyonlu Nefes Tutma Değerlendirmesi (*Volumetric interpolated breath-hold examination*)

W: Watt

ŞEKİLLER LİSTESİ

Sayfa Numarası

Şekil 1. Trigeminal sinir ve dalları, sagittal görünüm (Huff ve ark., 2023'den yararlanılarak hazırlanmıştır).....	4
Şekil 2. Trigeminal sinirin mandibular dalı, sagittal görünüm (Huff ve ark., 2023'den yararlanılarak hazırlanmıştır)	5
Şekil 3. Olivier (1928)'e göre inferior alveolar sinir tipleri (Iwanaga ve ark., 2022'den yararlanılarak hazırlanmıştır)	7
Şekil 4. İ inferior alveolar sinirin dallanmaları (Iwanaga ve ark., 2022'den yararlanılarak hazırlanmıştır).....	7
Şekil 5. İ inferior alveolar sinirin seyrinin sınıflandırılması a. Tip I, b. Tip II, c. Tip III (Carter & Keen, 1971'den yararlanılarak hazırlanmıştır).....	8
Şekil 6. Kieser ve ark. (2005)'a göre inferior alveolar sinir tiplerinin sınıflandırılması (Kieser ve ark., 2005'ten yararlanılarak hazırlanmıştır)	9
Şekil 7. Bifid mandibular kanalın gösterildiği ilk panoramik radyografi (Patterson & Funke, 1973'den yararlanılarak hazırlanmıştır)	10
Şekil 8. Langlais ve ark. (1985) yaptıkları bifid mandibular kanal sınıflaması (Langlais ve ark., 1985'ten yararlanılarak hazırlanmıştır)	11
Şekil 9. Naitoh ve ark. (2009)'na göre bifid mandibular kanal tipleri. Ön birleşen (A), ön birleşmeyen (B), bukkal (C), lingual (D), dental (E), retromolar (F) (Naitoh ve ark., 2009 ve Kang ve ark., 2014'ten yararlanılarak hazırlanmıştır).....	12
Şekil 10. Panoramik radyografi, Langlais ve ark. (1985) sınıflamasının gösterilmesi, Tip 1 (Langlais ve ark., 1985 ve Miličević ve ark., 2021'den yararlanılarak hazırlanmıştır)	13
Şekil 11. Panoramik radyografi, Langlais ve ark. (1985) sınıflamasının gösterilmesi, Tip 2 (Langlais ve ark., 1985 ve Miličević ve ark., 2021'den yararlanılarak hazırlanmıştır)	14
Şekil 12. Panoramik radyografi, Langlais ve ark. (1985) sınıflamasının gösterilmesi, Tip 3 (Langlais ve ark., 1985 ve Miličević ve ark., 2021'den yararlanılarak hazırlanmıştır)	15
Şekil 13. Panoramik radyografi, Langlais ve ark. (1985) sınıflamasına Miličević ve ark. (2021) tarafından eklenen Tip 5 bifid mandibular kanal (Langlais ve ark., 1985 ve Miličević ve ark., 2021'den yararlanılarak hazırlanmıştır)	15
Şekil 14. Panoramik radyografi, Langlais ve ark. (1985) sınıflamasına Miličević ve ark. (2021) tarafından eklenen Tip 6 bifid mandibular kanal (Langlais ve ark., 1985 ve Miličević ve ark., 2021'den yararlanılarak hazırlanmıştır)	16

Şekil 15. Luangchana ve ark. (2019) sınıflamasına göre bifid mandibular kanal tipleri, a. Tip A b. Tip B1 c. B2 ve d. C (Luangchana ve ark., 2019'dan yararlanılarak hazırlanmıştır)	17
Şekil 16. Luangchana ve ark. (2019) sınıflamasına göre bifid mandibular kanal tipleri, a. Tip D1 ve b. D2 (Luangchana ve ark., 2019'dan yararlanılarak hazırlanmıştır)	17
Şekil 17. Manyetik rezonans görüntüleme yöntemi ile elde edilen sagittal kesitlerde Wamasing ve ark. (2019) yaptıkları sınıflamaya göre inferior alveolar sinir varyasyonları a. Tip 0 b. Tip 1 c. Tip 2 (Wamasing ve ark., 2019'den yararlanılarak hazırlanmıştır).....	18
Şekil 18. Bilgisayarlı tomografi ile görüntülenen iki mandibular kanal. Soldaki koronal kesitte sınırları belirgin, sağdaki koronal kesitte ise sınırları belirsiz mandibular kanal (Deepho ve ark., 2017'den yararlanılarak hazırlanmıştır)	21
Şekil 19. Sol tarafta takip edilebilen, sağ tarafta seyri tam olarak izlenemeyen mandibular kanalın konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntüsü (Takahashi ve ark., 2013'den yararlanılarak hazırlanmıştır)	25
Şekil 20. Kontrast ajanın biyodağılımı ve itrahi (Rummeny ve ark., 2008'den uyarlandı)	37
Şekil 21. Koronal T1 ağırlıklı manyetik rezonans görüntüleme kesitinde trigeminal sinirin bir dalı olan maksiller sinirin görüntülenmesi (Majoie ve ark., 1995'den yararlanılarak hazırlanmıştır).....	42
Şekil 22. Koronal T1 ağırlıklı manyetik rezonans görüntüleme kesitinde çiğneme kaslarının görüntülenmesi. Medial pterygoid kas (MP), lateral pterygoid kas (LP), masseter kası (M), ve temporal kas (ok, T) (Majoie ve ark., 1995'den yararlanılarak hazırlanmıştır)	42
Şekil 23. Anatomik varyasyonu olmayan mandibular kanal.....	50
Şekil 24. Birleşen ön kanal tipi bifid mandibular kanal varyasyonu.....	51
Şekil 25. Birleşmeyen ön kanal tipi bifid mandibular kanal varyasyonu.....	51
Şekil 26. Turbo spin eko manyetik rezonans görüntüleme T1 ağırlıklı sagittal kesitte ön birleşen kanal varyasyonu	52
Şekil 27. Turbo spin eko manyetik rezonans görüntüleme T2 ağırlıklı sagittal kesitte ön birleşen kanal varyasyonu	53
Şekil 28. Turbo spin eko manyetik rezonans görüntüleme ön birleşen kanal varyasyonu a. PD ağırlıklı sagittal kesitte ön birleşen kanal varyasyonu b. T1 ağırlıklı koronal kesitte sol ön birleşen kanal varyasyonu	54
Şekil 29. Turbo spin eko manyetik rezonans görüntüleme T1 ağırlıklı sagittal kesitte ön birleşmeyen kanal varyasyonu.....	55
Şekil 30. Retromolar kanal tipi bifid mandibular kanal varyasyonu.....	55

Şekil 31. Turbo spin eko manyetik rezonans görüntüleme T2 ağırlıklı sagittal kesitte retromolar kanal varyasyonu	56
Şekil 32. Bukkolingual kanal tipi bifid mandibular kanal varyasyonu	56
Şekil 33. Turbo spin eko manyetik rezonans görüntüleme T1 ağırlıklı koronal kesitte bukkolingual kanal varyasyonu	57
Şekil 34. Beslenme kanallarının sınıflandırılması.....	58
Şekil 35. Dental beslenme kanalı	58
Şekil 36. İntraosseöz beslenme kanalı.....	59
Şekil 37. Turbo spin eko manyetik rezonans görüntüsü sagittal kesitte mental foramenin 10 mm distalinden (MeF) ve mandibular foramenin 10 mm mezialinden ölçülen (MaF) inferior alveolar sinir çapının gösterilmesi.....	60
Şekil 38. Turbo spin eko manyetik rezonans görüntüsü sagittal kesitlerde dişli hastaya ait Tip 1 inferior alveolar sinir a. T1 ağırlıklı b. T2 ağırlıklı c. Proton Density ağırlıklı görüntülerde diş köklerine yakın tek bir ana dal şeklinde seyreden mandibular kanal	61
Şekil 39. Turbo spin eko manyetik rezonans görüntüsü sagittal kesitlerde dişsiz hastaya ait Tip 1 inferior alveolar sinir a. T1 ağırlıklı b. T2 ağırlıklı c. Proton Density ağırlıklı görüntülerde tek bir ana dal şeklinde seyreden mandibular kanal	62
Şekil 40. Turbo spin eko manyetik rezonans görüntüsü sagittal kesitlerde Tip 2 inferior alveolar sinir a. T1 ağırlıklı b. T2 ağırlıklı c. Proton Density ağırlıklı görüntülerde mandibulanın inferiorunda seyreden, uzun ve oblik dental dallar veren mandibular kanal.....	63
Şekil 41. Turbo spin eko manyetik rezonans görüntüsü sagittal kesitlerde Tip 3 inferior alveolar sinir a. T1 ağırlıklı b. T2 ağırlıklı c. Proton Density ağırlıklı görüntülerde posteriora iki daha ayrılarak ilerlediği gözlenen mandibular kanal	64
Şekil 42. Volümetrik İnterpolasyonlu Nefes Tutma Değerlendirmesi (VIBE) sekansı ile mandibular kanal (MK) değerlendirilmesi (Deepho ve ark., 2017'den yararlanılarak hazırlanmıştır).....	85

TABLÖLAR LİSTESİ

Sayfa Numarası

Tablo 1. Naitoh ve ark. (2009) sınıflamasında modifikasyon yapan araştırmacılar	16
Tablo 2. Hava ve dokular için belirtilen karakteristik Hounsfield Ünitesi değerleri	20
Tablo 3. Manyetik rezonans görüntülerde izlenebilecek artefaktlar	29
Tablo 4. Spin eko görüntü elde etmek için seçilen TR (tekrarlama zamanı) ve TE (eko zamanı) süreleri	34
Tablo 5. Manyetik rezonans görüntülemeye alan ile ilişkili riskler.....	39
Tablo 6. Burun boşluğu ve paranasal sinüs patolojilerinde manyetik rezonans intensiteleri .	40
Tablo 7. Ağızda görülebilen patolojilerde manyetik rezonans görüntüleme intensiteleri	43
Tablo 8. Tükürük bezi patolojilerinde manyetik rezonans görüntüleme intensiteleri	45
Tablo 9. Kemik ve yumuşak doku patolojilerinde manyetik rezonans intensiteleri.....	46
Tablo 10. Turbo spin eko manyetik rezonans görüntülemeye ait çekim parametreleri.....	49
Tablo 11. Değerlendirilen bireylerin yaş ve cinsiyet dağılımı.....	66
Tablo 12. Değerlendirilen parametrelerin dağılımı	67
Tablo 13. Yaş, cinsiyet, mandibulanın sağ/sol tarafı, sekans ve görüntü modalitesine göre bifid mandibular kanal görülme sıklığı	68
Tablo 14. Yaş, cinsiyet, mandibulanın sağ/sol tarafı, sekans ve görüntü modalitesine göre beslenme kanallarının değerlendirilmesi	69
Tablo 15. Mental foramenin 10 mm distalinden (MeF) ve mandibular foramenin 10 mm mezialinden (MaF) ölçülen çapların BMK tiplerine göre değerlendirilmesi	70
Tablo 16. Mental foramenin 10 mm distalinden (MeF) ve mandibular foramenin 10 mm mezialinden (MaF) ölçülen çapların beslenme kanalı (BK) tiplerine göre değerlendirilmesi .	71
Tablo 17. İnferior alveolar sinir seyrinin yaş, cinsiyet, mandibulanın sağ/sol tarafı, sekans ve görüntü modalitesine göre değerlendirilmesi	72
Tablo 18. Çap ölçümünün inferior alveolar sinir (İAS) seyrine göre değerlendirilmesi	72
Tablo 19. Mandibular kanalın anatomik varyasyonlarını panoramik radyografi ile değerlendiren araştırmacılar	76

Tablo 20. Mandibular kanalın anatomik varyasyonlarını bilgisayarlı tomografi (BT) ve konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT) kullanarak değerlendiren araştırmacılar.....	77
Tablo 21. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT) görüntüleme yöntemi ile yapılan çalışmalardan elde edilen bifid mandibular kanal (BMK) sıklığı	79
Tablo 22. Çalışmalarda değerlendirilen bifid mandibular kanallar arasında ön kanal, retromolar kanal ve bukkolingual kanal tiplerinin sıklığı (%)	81
Tablo 23. Mandibular kanal ve anatomik varyasyonlarını konik ışınlı bilgisayarlı tomografi ve manyetik rezonans görüntüleme yöntemlerini beraber kullanarak değerlendiren araştırmacılar	83
Tablo 24. İnferior alveolar sinir ve anatomik varyasyonlarını manyetik rezonans görüntüleme yöntemi ile değerlendiren araştırmacılar	84



1. ÖZET

Tezin başlığı: Mandibular Kanal ve Anatomik Varyasyonlarının Manyetik Rezonans Görüntüleme Yöntemi Kullanılarak Retrospektif Olarak Değerlendirilmesi

Öğrencinin Adı Soyadı: Melisa ÖÇBE

Danışmanın Adı Soyadı: Doç. Dr. Mehmet Oğuz BORAHAN

Programın Adı: Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi

Amaç: Mandibular kanal (MK) içerisinde inferior alveolar siniri (İAS) ihtiva eden kemikiçi bir kanaldır. Bu çalışmanın amacı MK-İAS anatomisini, mandibula içerisindeki seyrini, çapını ve anatomik varyasyonlarını puls sekans turbo spin eko manyetik rezonans görüntüleme (TSE MRG) yöntemi ile değerlendirmektedir.

Gereç ve yöntem: T1-ağırlıklı, T2-ağırlıklı ve Proton Density olarak 220 MR görüntüsü değerlendirildi (sağ ve sol, n=440). Bifid mandibular kanal (BMK) varlığı kaydedildi. Beslenme kanalları dental ve intraosseöz olarak sınıflandırıldı. MK-İAS çapı sagittal kesitlerde iki farklı noktadan ölçülerek kaydedildi.

Bulgular: BMK, toplam 440 yarım mandibulada 106 adet (%24,1) bulundu. En sık görülen BMK tipi ön kanal (%14,4) oldu ve bunu retromolar kanal (%7,5), birden fazla dallanmanın görüldüğü MK (%1,4) ve bukkolingual kanal (%0,9) takip etti. Beslenme kanalları tüm kanalların %92,3'ünde saptandı. En sık görülen İAS konumu Tip 1 (%75,2) olup, 25 yaş altı grupta Tip 2 İAS görülme sıklığı anlamlı olarak daha yüksek bulundu. MK-İAS ortalama çapı ise 2,5-3,2 mm olarak bulundu.

Sonuç: Bu çalışmada BMK tipleri MRG yöntemi ile değerlendirildi. Sert doku görüntüleme yöntemleri ile yapılan çalışmalara kıyasla BMK sıklığının daha fazla olduğu gösterildi. Bunlara ek olarak dental kanalların varyasyon değil anatomik bir yapı olarak değerlendirilmesi gerektiği önerildi.

Anahtar kelimeler: Beslenme kanalı, inferior alveolar sinir, mandibular kanal, manyetik rezonans görüntüleme, turbo spin eko

2. SUMMARY

Title of Thesis: Evaluation of Mandibular Canal and Anatomical Variations with Magnetic Resonance Imaging Method Retrospectively

Student Name, Surname: Melisa ÖÇBE

Supervisor Name: Assoc. Prof. Dr. Mehmet Oğuz BORAHAN

Program Name: Oral and Maxillofacial Radiology

Objective: The mandibular canal (MC) is a bony canal and includes inferior alveolar nerve (IAN). The purpose of this study is to evaluate the anatomy, course, diameter and anatomical variations of MC-IAN using pulse sequence turbo spin echo sequences of magnetic resonance imaging (TSE MRI).

Materials and Methods: A total of 220 T1-weighted, T2-weighted and Proton Density MRI images were evaluated (right and left, n = 440). The presence of bifid mandibular canal (BMC) and other anatomical variations were recorded. The nutrient canals were classified as dental and intraosseous canals. Measurements of the MC-IAN diameter was performed and recorded from two different points in sagittal sections.

Results: BMCs were observed in 106 (24,1%) of all 440 semi-mandibles, forward canals were the most frequently encountered (14,4%) followed by the retromolar canals (7,5%), multiple branches (1,4%) and buccolingual canals (0,9%). Nutrient canals were present in 92,3%. Type I IAN was seen most common (75,2%). Type II IAN was the most common morphological type in younger than 25 year old. Mean diameter of MC-IAN was found 2,5-3,2 mm.

Conclusion: In this study, BMC types were evaluated by MRI. It was demonstrated that the frequency of BMCs was higher in studies conducted by using hard tissue imaging methods. Additionally, it was suggested that dental canals should be considered as anatomical structures rather than variations.

Key words: Inferior alveolar nerve, mandibular canal, magnetic resonance imaging, nutrient canals, turbo spin echo

3. GİRİŞ ve AMAÇ

Mandibular kanal (MK), ramus bölgesinde mandibular foramen'den başlayıp, korpus bölgesinde mental foramene dek devam eden, kemikiçi bir kanaldır. İçerisinde inferior alveolar nörovasküler demeti bulundurur. Embiyolojik gelişim esnasında, doku etkileşimlerinde gerçekleşen değişiklikler sonucu, inferior dental sinir demetlerinin birleşmemesi sonucu inferior alveolar sinirde (İAS) anatomik varyasyonlar oluşabilir (Dieck & Fujita, 1935; Chávez-Lomeli ve ark., 1996; Agbaje ve ark., 2017).

MK ve İAS anatomik varyasyonlarının değerlendirilmesinde kadavra diseksiyonu, panoramik radyografi (PR), bilgisayarlı tomografi (BT), konik ışıklı bilgisayarlı tomografi (KIBT) ve manyetik rezonans görüntüleme (MRG) yöntemleri kullanılarak birçok çalışma yapılmış ve birbirinden farklı sınıflama yöntemi kullanılmıştır (Carter & Keen, 1971; Nortjé ve ark., 1997; Langlais ve ark., 1985; Naitoh ve ark., 2009; Kieser ve ark., 2005; Luangchana ve ark., 2019; Wamasing ve ark., 2019).

KIBT, diş hekimliğinde en sık kullanılan üç boyutlu görüntüleme yöntemi iken MK değerlendirilmesinde bazı durumlarda yetersiz kalabilir. Mandibulanın trabekülasyon yoğunluğunun azaldığı durumlarda ve MK korteksinin belirgin olmadığı durumlarda KIBT ile MK-İAS değerlendirilmesi mümkün olmayabilir (Cavalcanti ve ark., 1999; Couture ve ark., 2003; Thakur ve ark., 2021). Bu durumlarda İAS konumunun ve yapısının değerlendirilmesi için MRG tercih edilebilir (Burian ve ark., 2020).

MRG kullanımı KIBT görüntüleme yöntemine göre iyonize radyasyon içermemesi ve yumuşak dokuları daha iyi görüntüleyebilmesi açısından avantajlı olmasına rağmen; görüntüleme süresinin uzun olması, yüksek maliyetli olması, zor ulaşılabilir bir görüntüleme yöntemi olmasıyla diş hekimliğinde yaygın kullanılan bir yöntem değildir (Wamasing ve ark., 2019).

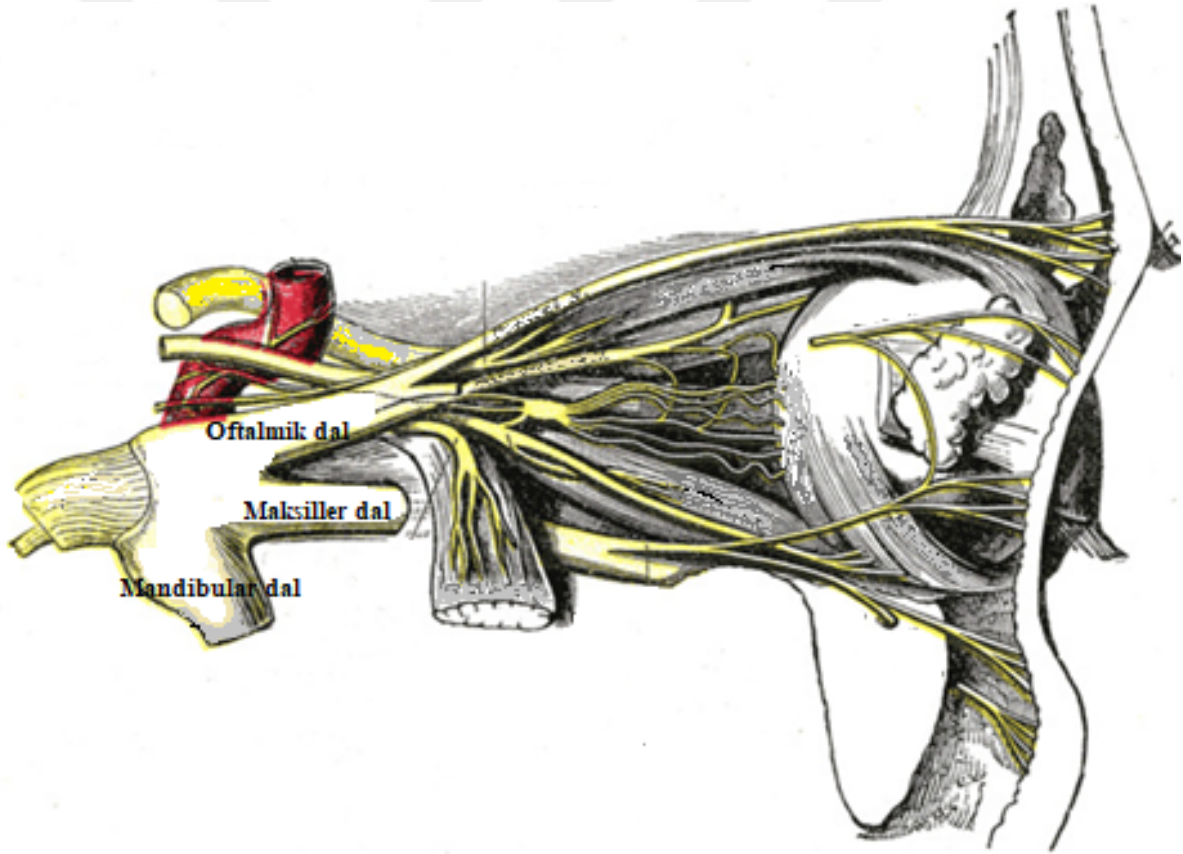
Bu çalışmada, MR görüntüleri retrospektif olarak değerlendirilerek MK-İAS seyrinin, çapının ve anatomik varyasyonlarının retrospektif olarak incelenmesi amaçlanmıştır.

4. GENEL BİLGİLER

4.1. Inferior Alveolar Sinirin Anatomisi

Trigeminal sinir, beşinci kraniyal sinir olup ponsun lateral yüzünden çıkar. Oftalmik, maksiller ve mandibular olmak üzere üç dal verir (Şekil 1). Oftalmik ve maksiller dallar tamamen duysal sinir lifleri içerirken, mandibular dal hem motor hem de duysal sinir lifleri içermektedir (Bathla & Hedge, 2013).

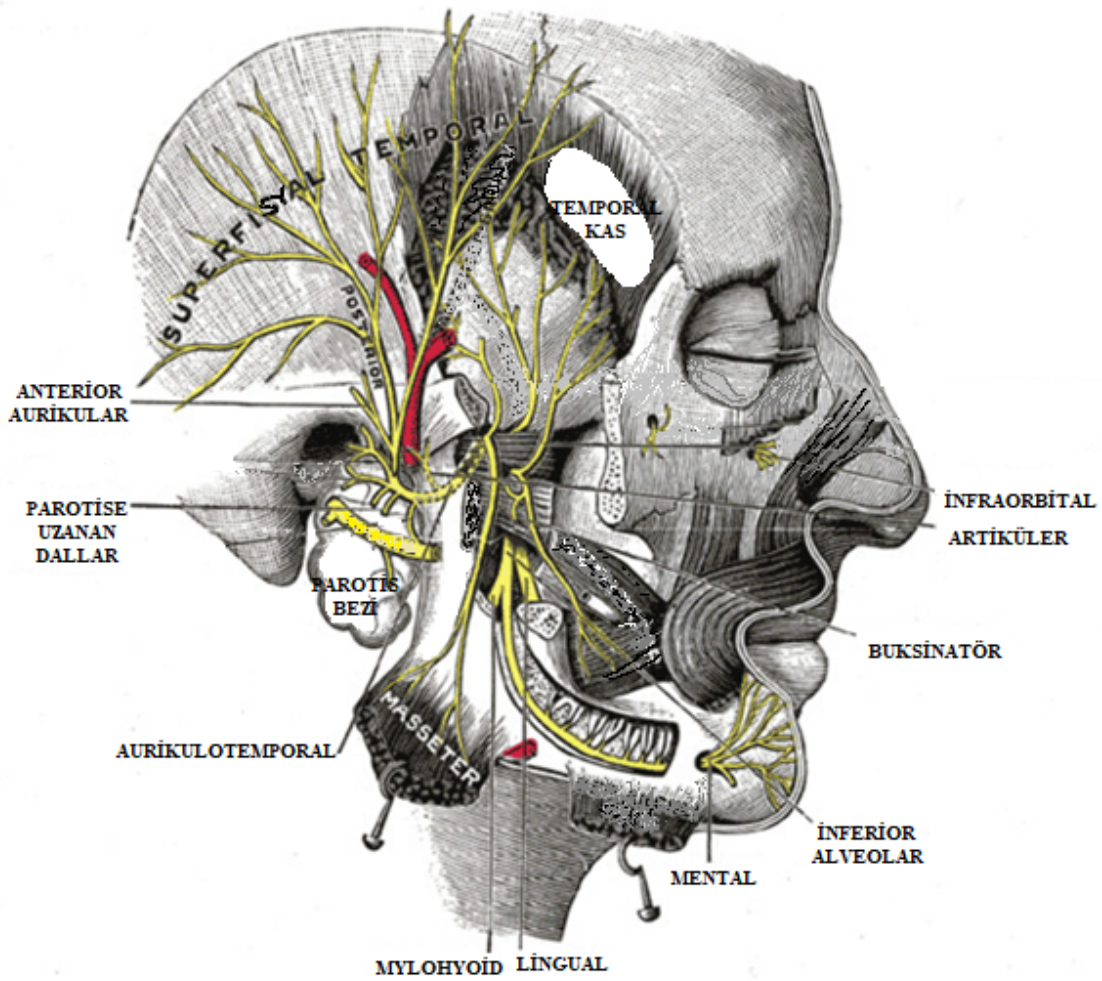
Oftalmik sinir kafa derisi, alın ve burun bölgelerini innerve eder. Maksiller sinir yüz orta üçlünün ve maksiller dişlerin duysal innervasyonunu sağlar. Mandibular sinir ise yüz alt üçlüsü, dil, ağız tabanı ve alt çene kemiğinin duysal innervasyonunu sağlar (Majoie ve ark., 1995; Sindel ve ark., 2021; Huff ve ark., 2023).



Şekil 1. Trigeminal sinir ve dalları, sagittal görünüm (Huff ve ark., 2023'den yararlanılarak hazırlanmıştır)

Trigeminal sinirin üçüncü dalı olan mandibular sinir, trigeminal sinirin en kalın dalıdır. Büyük ve küçük olmak üzere iki kökten oluşur. Trigeminal sinir motor ve duysal lifleri ihtiva eder. Mandibular sinirin duysal dalları meningeal, lingual, aurikulotemporal, inferior alveolar ve bukkal sinir olup, motor dalları ise masseterik, derin temporal, medial pterygoid, lateral

pterygoid ve mylohyoid sinirdir (Bathla & Hedge, 2013). İnförör alveolar sinir, mandibular sinirin duyusal innervasyon yapan dallarından biri olup kalınlığı kadavra diseksiyonu çalışmalarında yaklaşık 4 mm olarak bildirilmiştir (Claeys & Wackens, 2005). İnförör alveolar sinirin (İAS) üzerinde inferior alveolar arter (İAA) ve inferior alveolar ven (İAV) beraber seyreder. İAA, İAV'nin lingualinde konumlanmış hale İAS ile paralel olarak mandibula boyunca ilerler (Fukami ve ark., 2012). İnförör alveolar damar ve sinir paketinin içerisinde bulunduğu MK, mandibular foramen ile başlayıp, mental foramene dek uzanan kemik içi bir kanaldır (Andersen ve ark., 1991). İnförör alveolar sinir, mandibulanın anteriorundaki mental foramenden mandibulayı terk eder ve mental sinir olarak adlandırılır (Claeys & Wackens, 2005; Huff ve ark., 2023) (şekil 2).



şekil 2. Trigeminal sinirin mandibular dalı, sagittal görünüm (Huff ve ark., 2023'den yararlanılarak hazırlanmıştır)

MK'nin başlangıç noktası olan mandibular foramen, ramus mandibulanın medial yüzünde bulunur ve mandibular lingula ile sınırlanır (Iwagana ve ark., 2017). Mandibular lingula sfenomandibular ligamentin bağlandığı noktadır (Hsu ve ark., 2022).

Mandibular lingulanın posteriorunda, mylohyoid oluk denilen sığ bir yiv ve bu oluk içerisinde ise İAS'nin bir dalı olan mylohyoid sinir bulunmaktadır (Narayana ve ark., 2007; Mensink ve ark., 2014).

MK üç segmentte değerlendirilebilir. Posterior segment, mandibular linguladan anteroinferior yönde ikinci molara uzanır. Orta segment horizontal yönde uzanan MK kısmı olup, ikinci molardan başlayıp ikinci premolara dek uzanır. Anterior segment ise ikinci premolar diş bölgesinden başlayıp mental foramene dek ulaşan kısımdır (Von Arx ve ark., 2011; Shen ve ark., 2014; Shen ve ark., 2016).

4.2. Mandibular Kanal Varyasyonlarının Sınıflandırılması

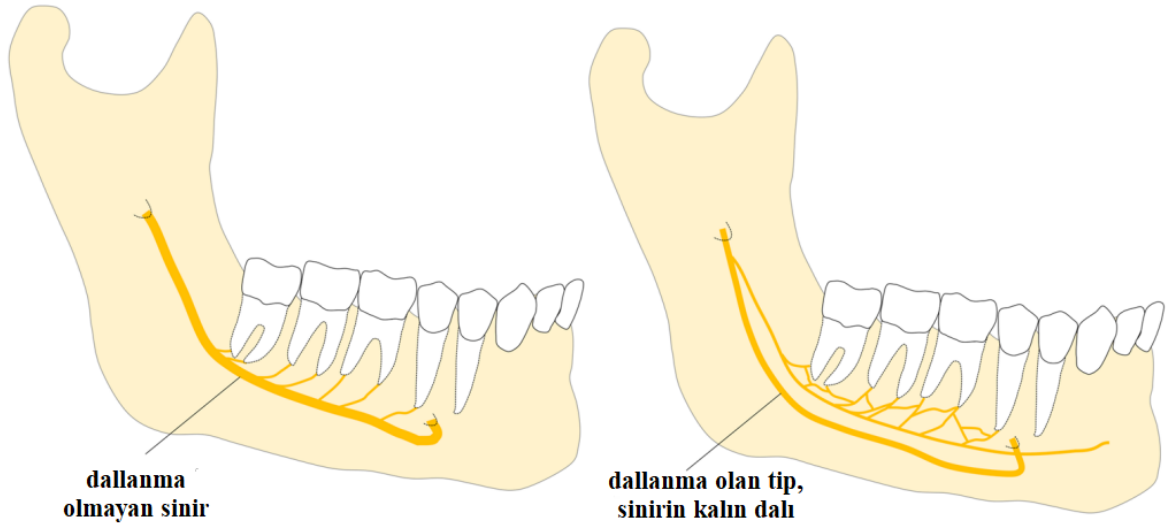
MK ve anatomik varyasyonlarının, embriyolojik gelişim döneminde anormal doku etkileşimlerine bağlı geliştiği düşünülmektedir (Chávez-Lomeli ve ark., 1996). Embriyolojik gelişim aşamasında, üç adet inferior dental sinir bulunur ve embriyolojik olgunlaşma esnasında bu üç sinirin birleşmesi beklenir. Bu birleşme esnasında üç inferior dental sinirin tamamen birleşmemesi sonucu hem ana kanalın hem de varyasyon kanalın damar ve sinir dokularını ihtiva ettiği bifid veya trifid MK varyasyonu olduğu düşünülmektedir (Dieck & Fujita, 1935; Oikarinen, 1965; Chávez-Lomeli ve ark., 1996).

'Bifid' Latince kökenli bir kelime olup, iki kısım yada dal halinde, ayırık anlamına gelir. 'Trifid' yine Latince kökenli bir kelime olup, üçe ayrılmış anlamına gelir. Bifid ve trifid MK ise MK'nin anatomik varyasyonları olarak isimlendirilmektedir. Bu ikinci ve üçüncü kanallar İAS ile beraber İAA ihtiva eder. Bu nedenle bu ayrılmanın İAS haricinde İAA için de geçerli olduğu bildirilmiştir. Anatomik varyasyona uğrayan sinir dokusu beraberinde vasküler yapılarını da ihtiva edebilir (Langlais ve ark., 1985; Kim ve ark., 2009; Fukami ve ark., 2012).

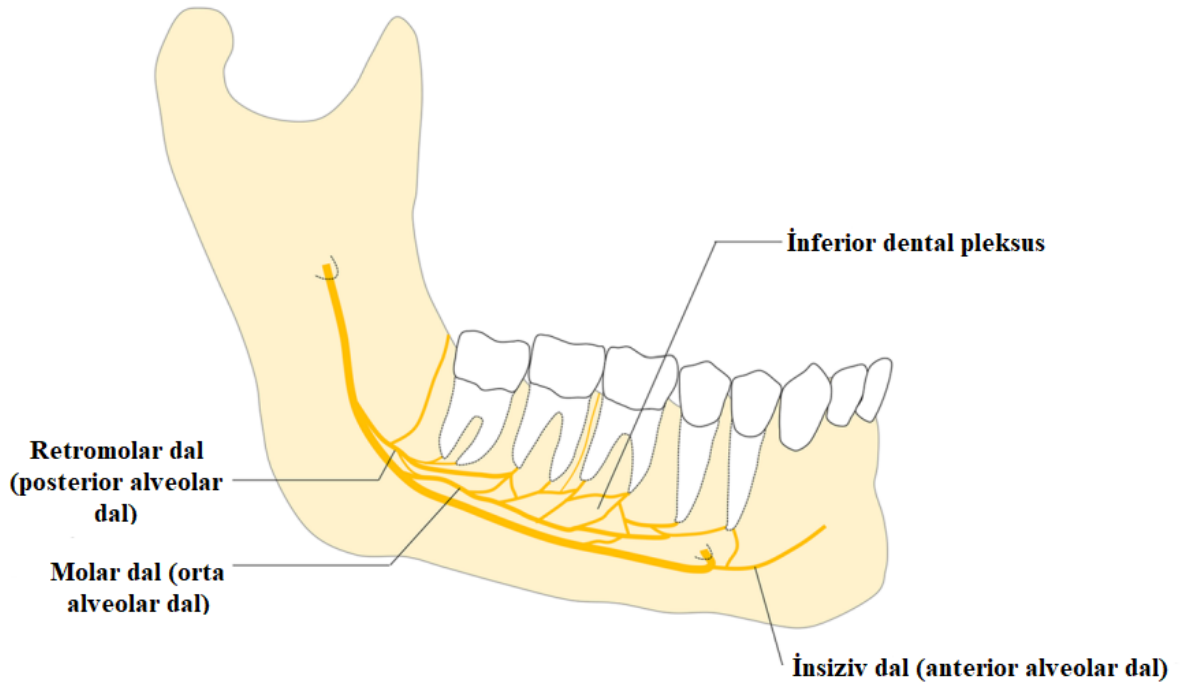
MK'nin anatomik varyasyonları ilk olarak kadavra diseksiyonu yapılan çalışmalarda bildirilmiştir. Olivier (1928) yaptığı diseksiyon çalışmasında iki tip İAS olduğunu bildirmiştir (Şekil 3) (Olivier, 1928).

Starkie ve Stewart (1931) ise mandibula diseksiyonu ile İAS dallanmalarını değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada, molar ve premolar dişlere, alveolar pleksustan dallar uzandığı gösterilmiştir (Starkie & Stewart, 1931).

İAS'nin mandibula içerisindeki dallanmalarını retromolar dal (posterior alveolar dal), molar dal (orta alveolar dal) ve insiziv dal (anterior alveolar dal) olmak üzere üç grupta sınıflandırıldığı kadavra çalışmalarında bildirilmiştir. Bu üç grup dallanmanın İAS'nin superiorunda seyrettiğini bildirilmiştir (Şekil 4) (Iwanaga ve ark., 2022).



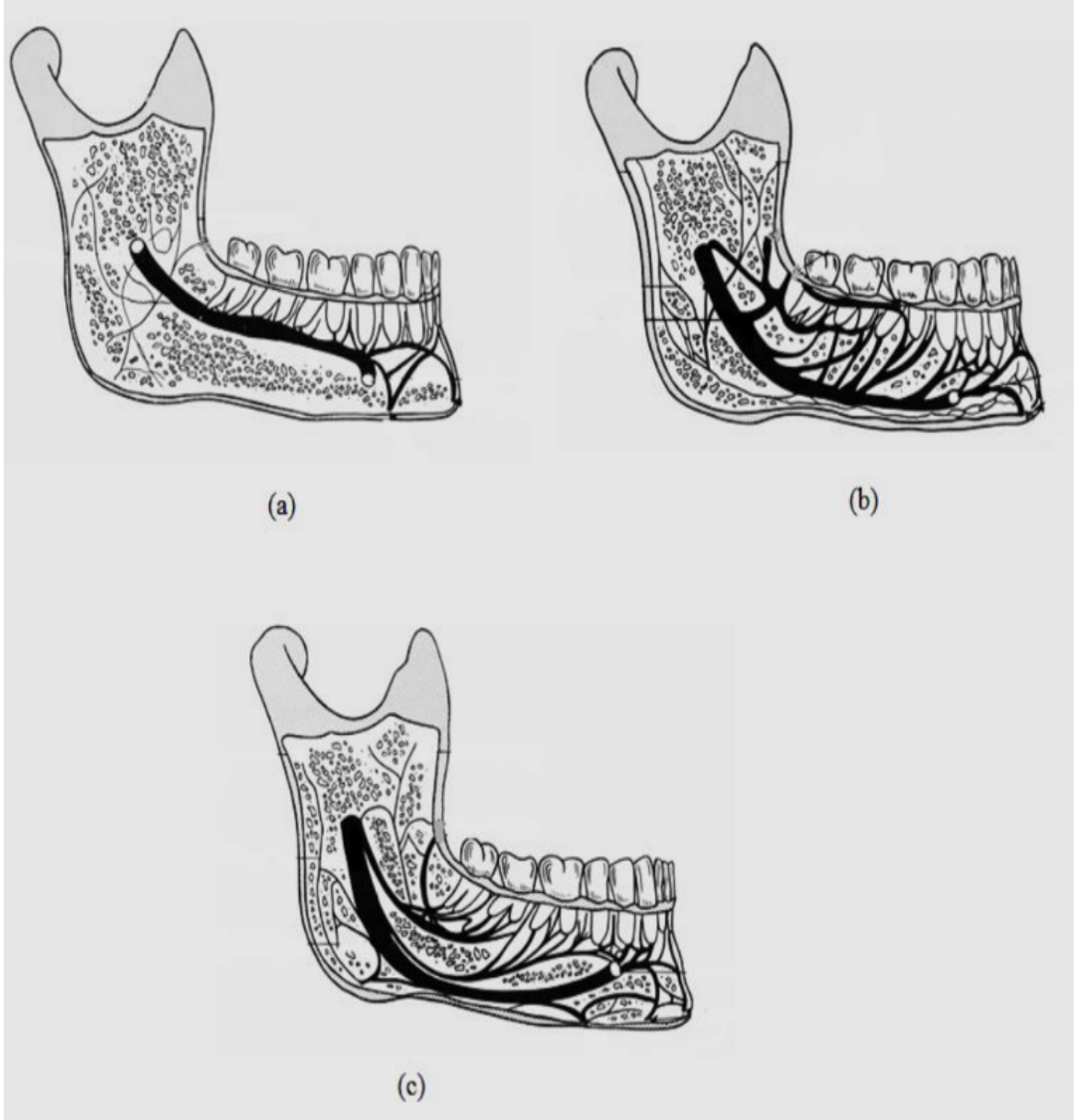
Şekil 3. Olivier (1928)'e göre inferior alveolar sinir tipleri (Iwanaga ve ark., 2022'den yararlanılarak hazırlanmıştır)



Şekil 4. İ inferior alveolar sinirin dallanmaları (Iwanaga ve ark., 2022'den yararlanılarak hazırlanmıştır)

Yaptıkları diseksiyon çalışmasında 8 adet mandibulayı inceleyen Carter ve Keen (1971) İAS'nin üç farklı tipte mandibula içinde seyredebileceğini bildirmiştir (Carter & Keen, 1971). Tip 1 İAS tek ve büyük bir sinir dalı şeklinde, kemik kanalı içinde seyreder. Tip 2 İAS mandibulanın biraz daha inferiorunda yerleşmiştir. Tip 2 İAS'nin posteriorundan oblik ve uzun

dental dallar ayrılır. Tip 3 İAS posteriorda iki büyük dala ayrılan İAS tipi olarak gösterilmiştir (Şekil 5).



Şekil 5. İnferior alveolar sinirin seyrinin sınıflandırılması a. Tip I, b. Tip II, c. Tip III (Carter & Keen, 1971'den yararlanılarak hazırlanmıştır)

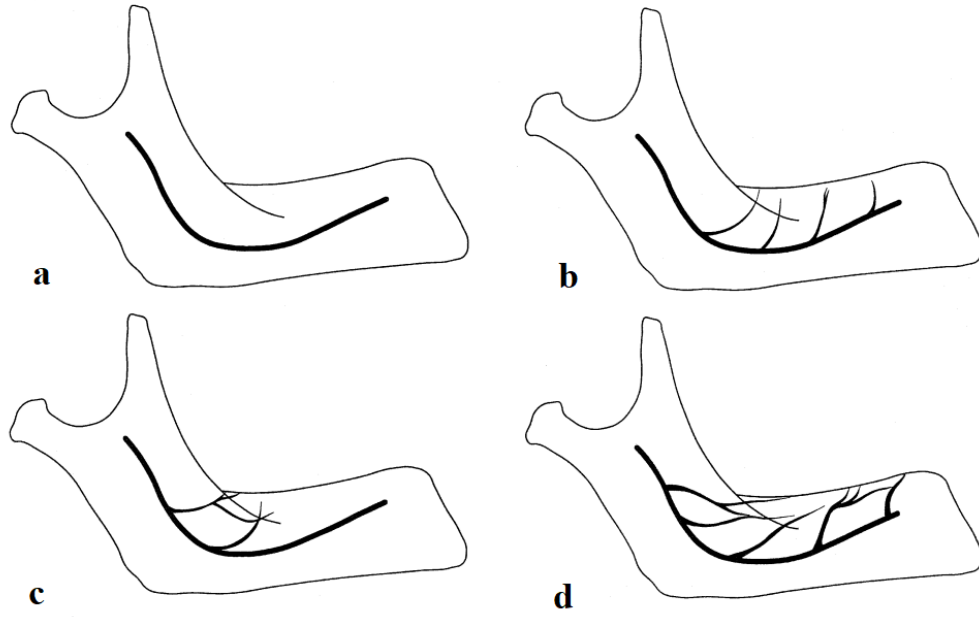
Kieser ve ark.'ın (2005) 107 dişsiz mandibula ile yaptıkları diseksiyon çalışmasında ise İAS dört kategoride sınıflandırılmıştır:

Tip I belirgin dallanmaları olmayan tek büyük bir İAS,

Tip II mandibulanın kret tepesine doğru uzanan belirsiz dallanmalar ile büyük bir İAS,

Tip III molar pleksus bulunduran İAS,

Tip IV ise proksimal ve distal pleksus bulunduran İAS olarak tanımlanmıştır (Kieser ve ark., 2005) (Şekil 6).



Şekil 6. Kieser ve ark. (2005)'a göre inferior alveolar sinir tiplerinin sınıflandırılması (Kieser ve ark., 2005'ten yararlanılarak hazırlanmıştır)

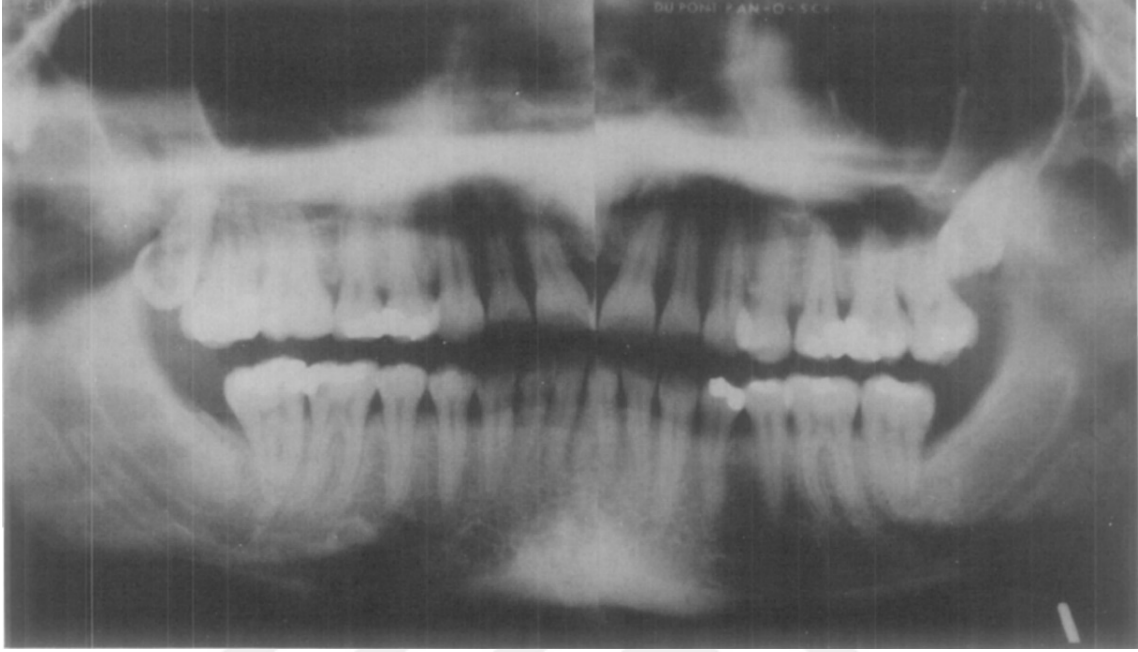
İlk kez 1973 yılında Patterson ve Funke (1973) 30 yaşında bir kadın hastanın iki boyutlu radyografisi üzerinde BMK göstermişlerdir. 1968 yılında çekilen radyografide MK solda tek dal şeklinde seyrederken, sağ tarafta posterior bölgede ikiye ayrıldığı görüntülenmiştir. Maksiller üçüncü molarlardaki ağrının hastanın başvurma sebebi olduğu belirtilmiş olup, BMK'nin tesadüfen izlendiği sunulmuştur. Mandibula ramus bölgesinde ikiye ayrılan kanalın, mandibula boyunca bifid olarak seyrettiği ve bunun yanı sıra iki ayrı mental forameni olduğu belirtilmiştir (Şekil 7) (Patterson & Funke, 1973).

Görüntüleme yöntemlerinin teknolojik olarak ilerlemesiyle MK-İAS seyri, konumu, anatomik özellikler, ve anatomik varyasyonları daha detaylı olarak değerlendirilmiş ve sınıflandırılmıştır. Bu değerlendirme yöntemleri MK-İAS ile ilgili detaylı bilgi edinilmesini sağlamıştır. (Assaf ve ark., 2014; Burian ve ark., 2020).

Wadu ve ark. (1997) diseke ettikleri 29 adet mandibulanın anatomik bulguları ile PR ile kıyaslamışlardır. Bu çalışmada, trabekülasyon yoğunluğunun MK'nin görüntülenmesindeki etkileri incelenmiş ve iki mandibula örneğinde trabekülasyon yoğunluğunun yetersiz olması nedeniyle MK'nin radyografide izlenemediği gösterilmiştir. Bu çalışma ile iki boyutlu görüntüleme teknikleri ile ilgili dezavantajlar vurgulanmıştır (Wadu ve ark., 1997).

Balasundaram ve ark. (2015)'nin konik ışınli bilgisayarlı tomografi (KIBT) kullanarak yaptıkları çalışmada ise diseksiyon ile KIBT görüntüleme arasındaki bulguları kıyaslamışlardır. Bu çalışmada Carter ve Keen'in 1971 yılında yaptıkları sınıflama kullanılmıştır. MK'nin mandibula içerisindeki konumunun değerlendirildiği bu çalışma ile Balasundaram ve ark.

(2015)'nin diseksiyon çalışmasında elde edilen radyografik bulguların birebir uyumlu olduğu bildirilmiştir. Ancak; Balasundaram ve ark. (2015) KIBT ile elde edilen bulguların iki boyutlu görüntüleme yöntemleri ile kıyaslanması gerektiğini vurgulamışlardır (Carter & Keen, 1971; Balasundaram ve ark., 2015).



Şekil 7. Bifid mandibular kanalın gösterildiği ilk panoramik radyografi (Patterson & Funke, 1973'den yararlanılarak hazırlanmıştır)

4.2.1. Nortjé ve ark. (1977) sınıflandırması

Nortjé ve ark. (1977) MK'nin anatomik varyasyonlarını üç grupta sınıflamışlardır. Bu çalışmaya göre;

Tip I; tek bir mandibular foramenden çıkan iki MK,

Tip II; asıl kanaldan daha kısa olan ve ikinci yada üçüncü molar dişe uzanan superior kanal,

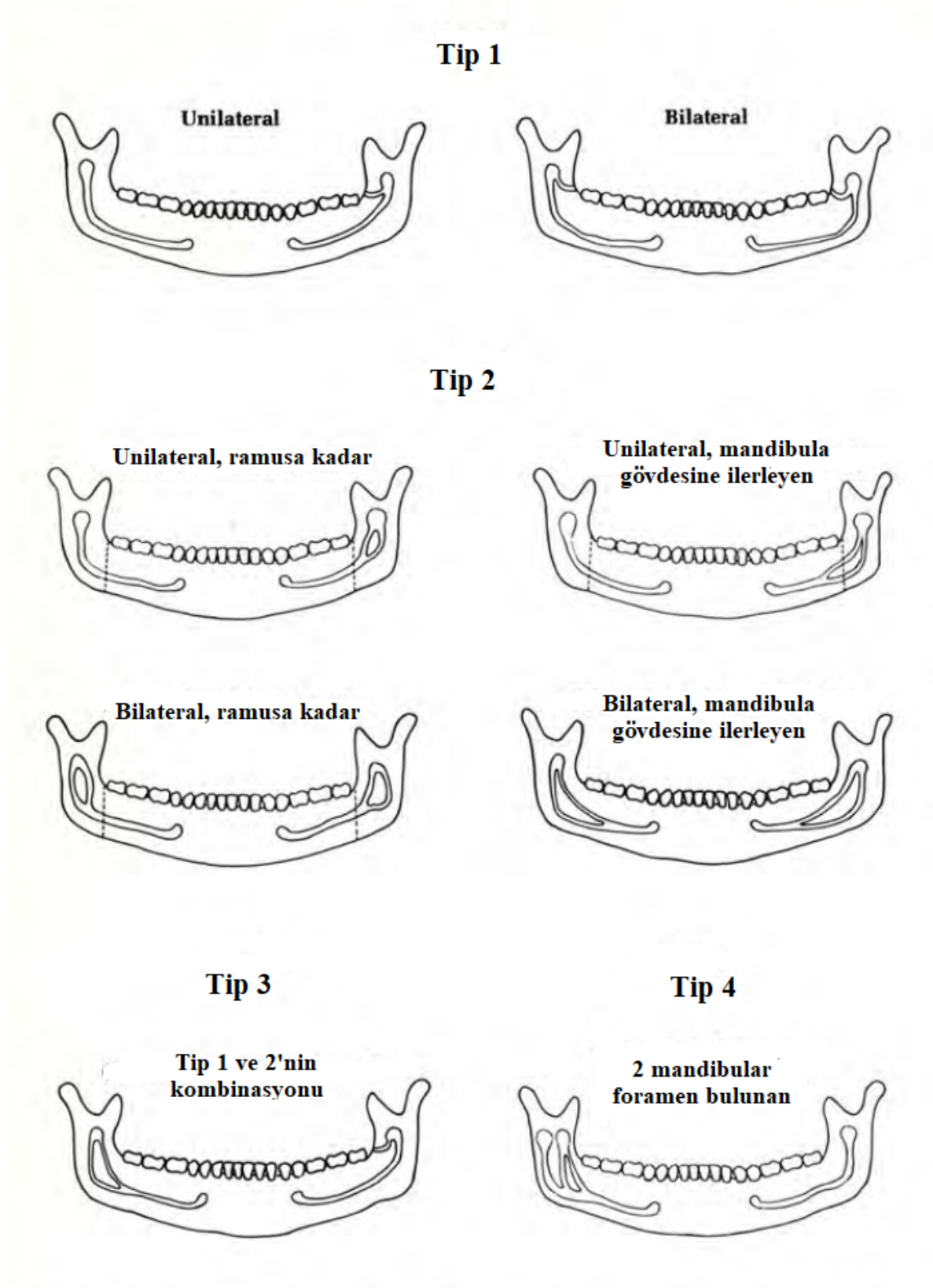
Tip III; iki mandibular foramenden ayrılan ve sonrasında birleşen MK olarak bildirilmiştir. (Nortjé ve ark., 1977)

4.2.2. Langlais ve ark. (1985) sınıflandırması

Langlais ve ark. (1985) MK konumu ve anatomik varyasyonlarını dört tipte değerlendirmiş ve sınıflandırmışlardır (Şekil 8):

Tip 1 molar dişlerin bulunduğu bölgeye yada bu bölgenin yakınına dek ulaşan tek yada çift taraflı BMK; Tip 2 ramus mandibula sınırları içerisinde veya mandibula gövdesine dek uzanan, ana MK ile birleşen, tek taraflı veya çift taraflı BMK; Tip 3 Tip 1 ve Tip 2' nin kombinasyonu,

Tip 4 iki ayrı mandibular foramenden çıkıp, sonrasında tek ve büyük bir MK oluşturan iki kanal olarak bildirilmiştir. (Langlais ve ark., 1985)



Şekil 8. Langlais ve ark. (1985) yaptıkları bifid mandibular kanal sınıflaması (Langlais ve ark., 1985'ten yararlanılarak hazırlanmıştır)

4.2.3. Naitoh ve ark. (2009) sınıflandırması

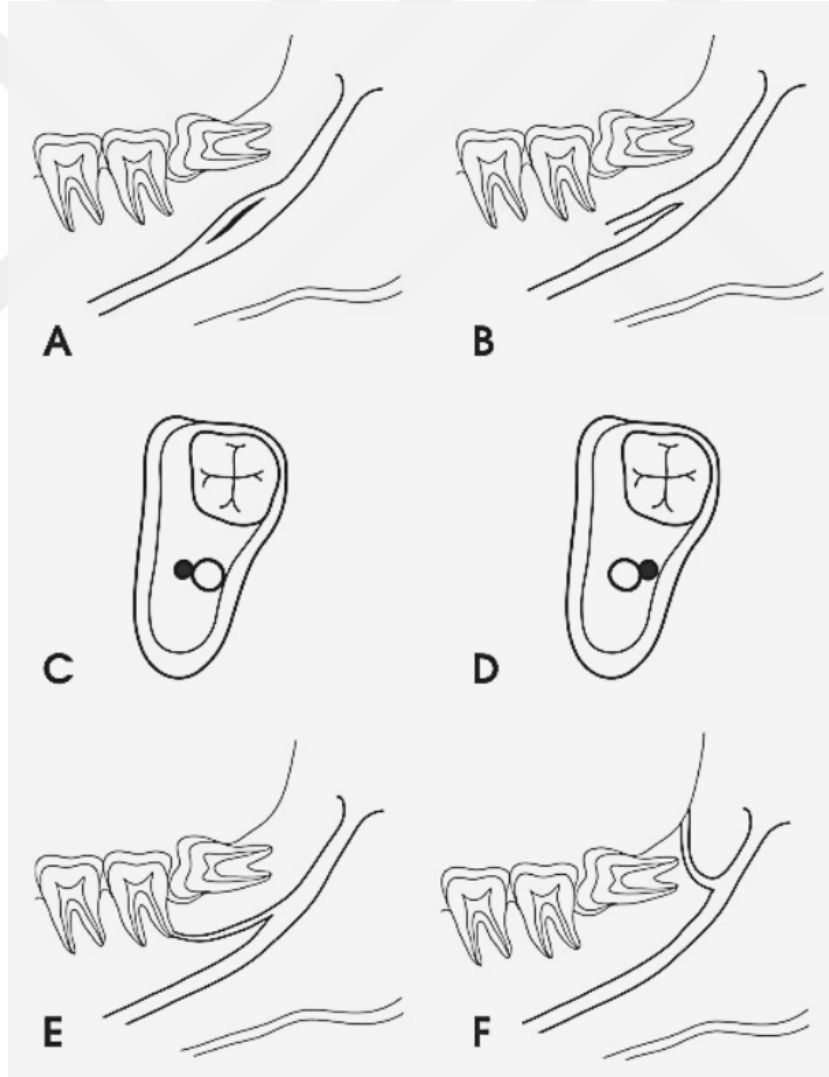
Naitoh ve ark. (2009), MK'nin anatomik varyasyonlarını KIBT ile değerlendirmiş ve bu varyasyonları Tip I retromolar kanal, Tip II dental kanal, Tip III ön kanal (birleşen ve birleşmeyen) ve Tip IV bukkolingual kanal olarak sınıflamışlardır (Naitoh ve ark., 2009).

Bu sınıflamaya göre ön kanal BMK'nin superior duvarından yükselen kanal tipidir. Birleşen ve birleşmeyen olarak iki alt gruba ayrılabilir.

Bukkolingual kanal ana MK'nin bukkalindeki veya lingualindeki korteksten ayrılan kanal tipidir. Bukkal ve lingual olarak sınıflandırılır.

Retromolar kanal ana kanaldan çıkarak retromandibular foramenden mandibulayı terk eder.

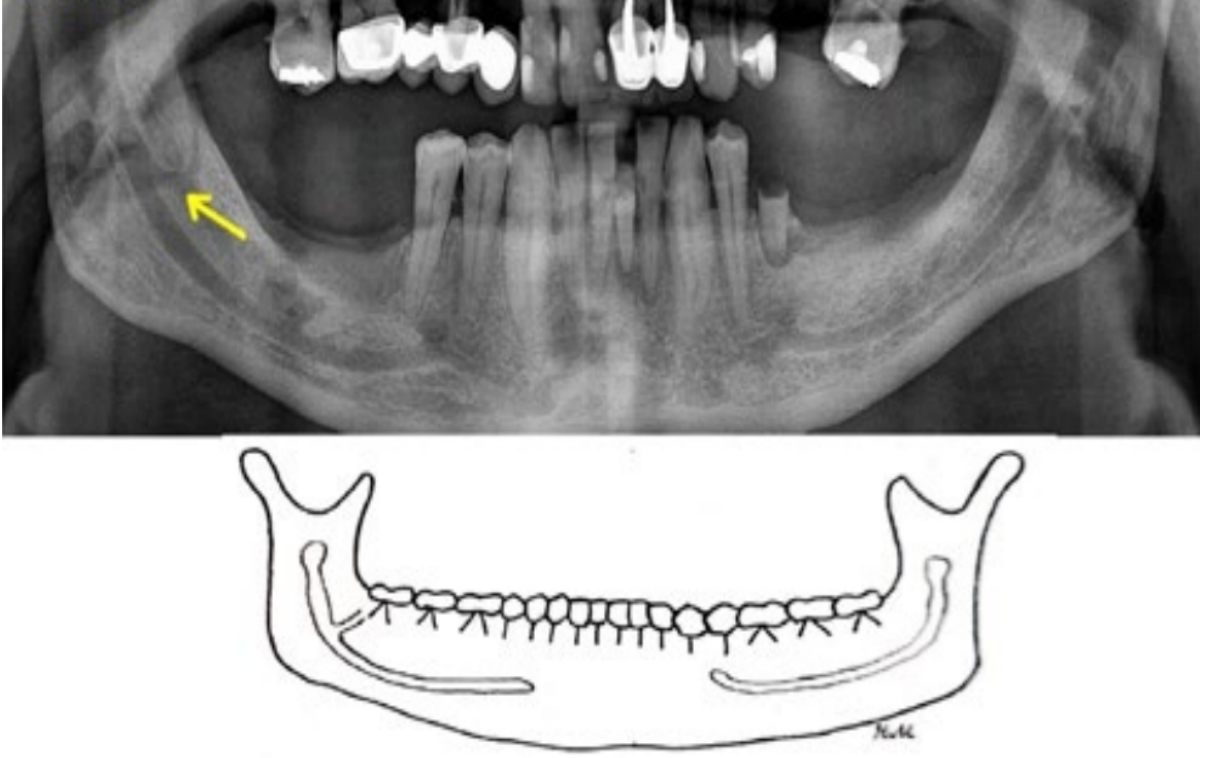
Dental kanal tipi, ana MK'den ayrılıp, birinci, ikinci yada üçüncü molar dişlerin kök ucuna ulaşır (Şekil 9) (Naitoh ve ark., 2009; Kang ve ark., 2014).



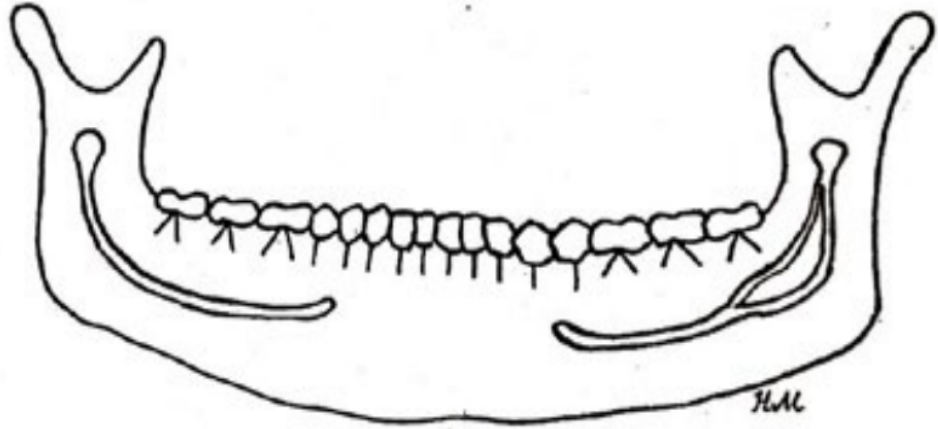
Şekil 9. Naitoh ve ark. (2009)'na göre bifid mandibular kanal tipleri. Ön birleşen (A), ön birleşmeyen (B), bukkal (C), lingual (D), dental (E), retromolar (F) (Naitoh ve ark., 2009 ve Kang ve ark., 2014'ten yararlanılarak hazırlanmıştır)

4.2.4. Diğer bifid mandibular kanal sınıflamaları

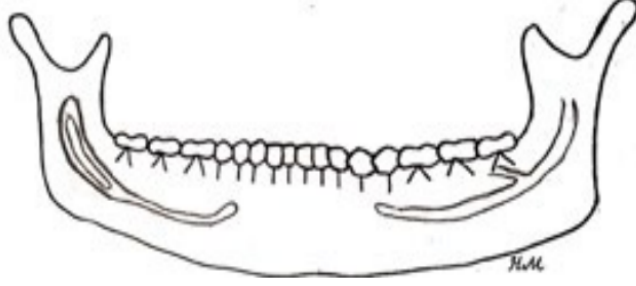
Langlais ve ark. (1985)'nin PR kullanarak sınıflandırdıkları BMK tiplerini BMK sınıflamasını Milićević ve ark. (2021) modifiye etmişlerdir (Şekil 10, Şekil 11, Şekil 12, Şekil 13, Şekil 14) (Langlais ve ark., 1985; Milićević ve ark., 2021).



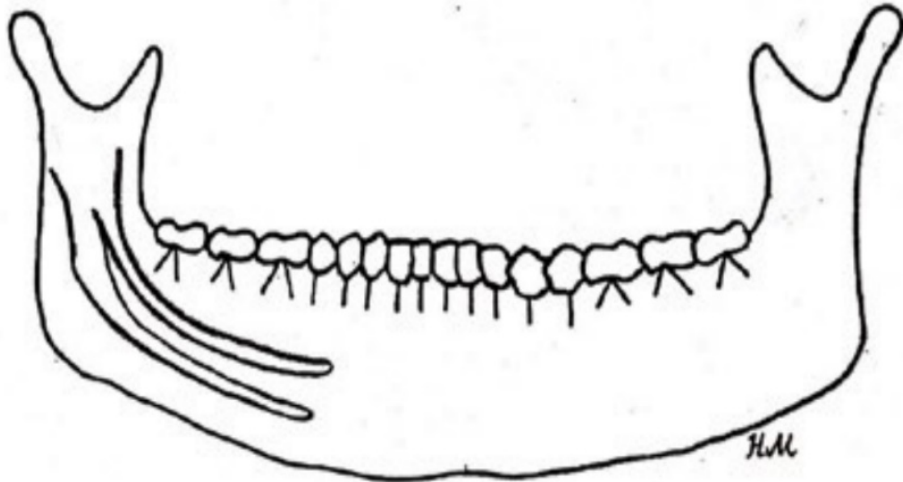
Şekil 10. Panoramik radyografi, Langlais ve ark. (1985) sınıflamasının gösterilmesi, Tip 1 (Langlais ve ark., 1985 ve Milićević ve ark., 2021'den yararlanılarak hazırlanmıştır)



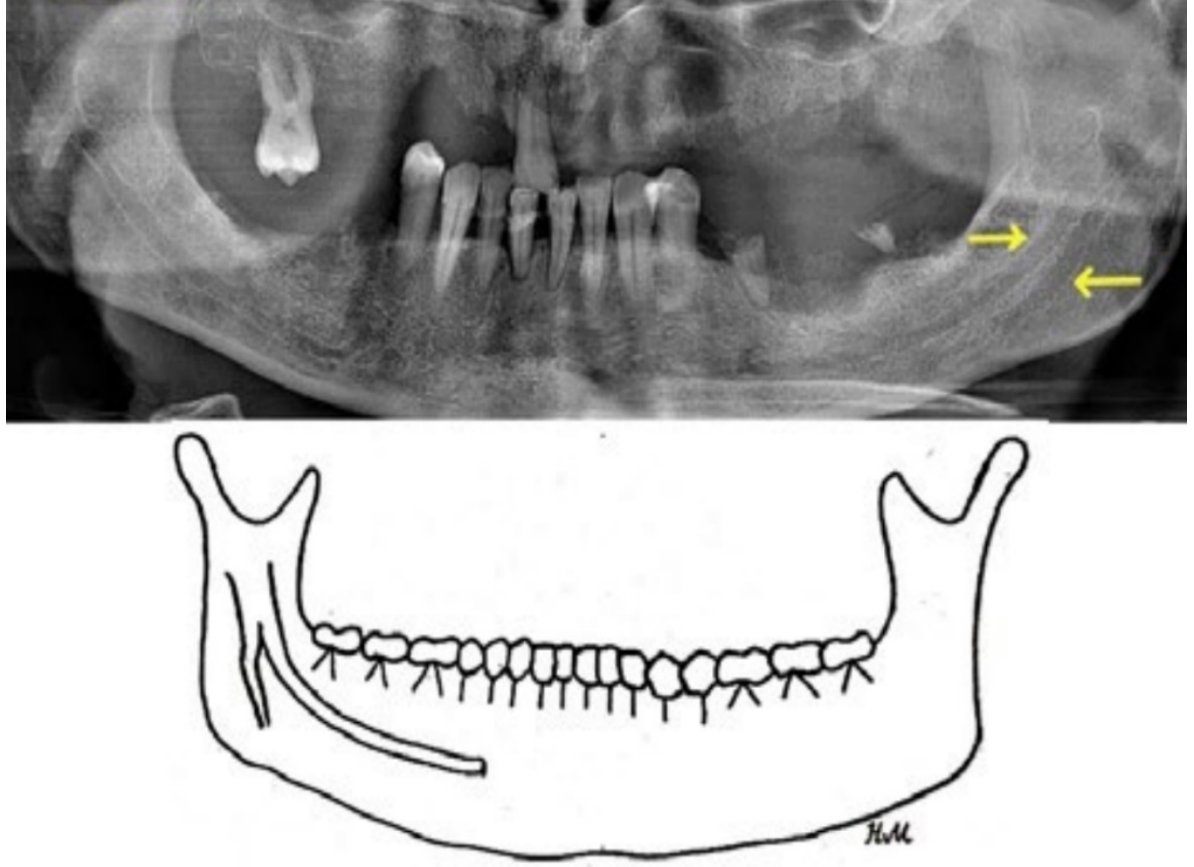
Şekil 11. Panoramik radyografi, Langlais ve ark. (1985) sınıflamasının gösterilmesi, Tip 2 (Langlais ve ark., 1985 ve Miličević ve ark., 2021'den yararlanılarak hazırlanmıştır)



Şekil 12. Panoramik radyografi, Langlais ve ark. (1985) sınıflamasının gösterilmesi, Tip 3 (Langlais ve ark., 1985 ve Miličević ve ark., 2021'den yararlanılarak hazırlanmıştır)



Şekil 13. Panoramik radyografi, Langlais ve ark. (1985) sınıflamasına Miličević ve ark. (2021) tarafından eklenen Tip 5 bifid mandibular kanal (Langlais ve ark., 1985 ve Miličević ve ark., 2021'den yararlanılarak hazırlanmıştır)



Şekil 14. Panoramik radyografi, Langlais ve ark. (1985) sınıflamasına Miličević ve ark. (2021) tarafından eklenen Tip 6 bifid mandibular kanal (Langlais ve ark., 1985 ve Miličević ve ark., 2021’den yararlanılarak hazırlanmıştır)

Naitoh ve ark. (2009)’nın yaptıkları sınıflandırmayı takiben araştırmacılar MK varyasyonlarını KIBT görüntüleme yöntemini kullanarak modifiye etmişlerdir (Tablo 1).

Tablo 1. Naitoh ve ark. (2009) sınıflamasında modifikasyon yapan araştırmacılar

Araştırmacı	Yıl	Modifikasyon
Muinelo-Lorenzo ve ark.	2014	Tip 5: Superior kanal
Rashsuren ve ark.	2014	Tip 5: Trifid kanal
Freitas ve ark.	2015	Sınıf F: Mandibulanın inferiorundan seyreden tip
Yang ve ark.	2017	V şekilli kanal
Elnadoury ve ark.	2021	Ana mandibular kanal ile birleşen/ birleşmeyen ve kanalın inferiorundan ilerleyen tip

Luangchana ve ark. (2019) KIBT ile yaptıkları çalışmada, MK varyasyonlarını Naitoh ve ark. (2009)'nın yaptıkları sınıflamadan daha farklı şekilde değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada MK'nin anatomik varyasyonları:

Tip A superior tip,

Tip B1 birleşmeyen ön kanal,

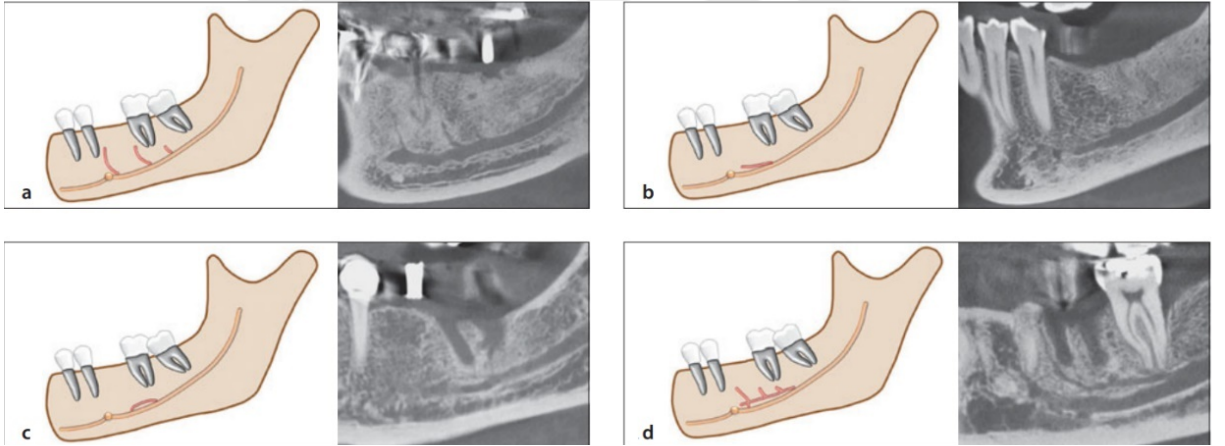
Tip B2 birleşen ön kanal,

Tip C pleksus tipi,

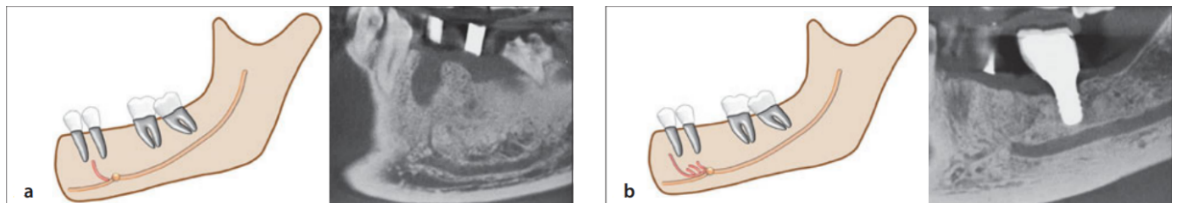
Tip D1 anteriora uzanan tek dal,

Tip D2 anteriora uzanan pleksus tipi olarak sınıflandırılmıştır.

Diseksiyon çalışmalarında bildirilen pleksus yapısının daha önceki sınıflamalarda değerlendirilmemiş olması vurgulanmıştır. Bu çalışma ile beraber, MK'nin anatomik varyasyonlarının daha detaylı sınıflandırılması mümkün olmuştur (Şekil 15, Şekil 16) (Luangchana ve ark., 2019).



Şekil 15. Luangchana ve ark. (2019) sınıflamasına göre bifid mandibular kanal tipleri, a. Tip A b. Tip B1 c. B2 ve d. C (Luangchana ve ark., 2019'dan yararlanılarak hazırlanmıştır)



Şekil 16. Luangchana ve ark. (2019) sınıflamasına göre bifid mandibular kanal tipleri, a. Tip D1 ve b. D2 (Luangchana ve ark., 2019'dan yararlanılarak hazırlanmıştır)

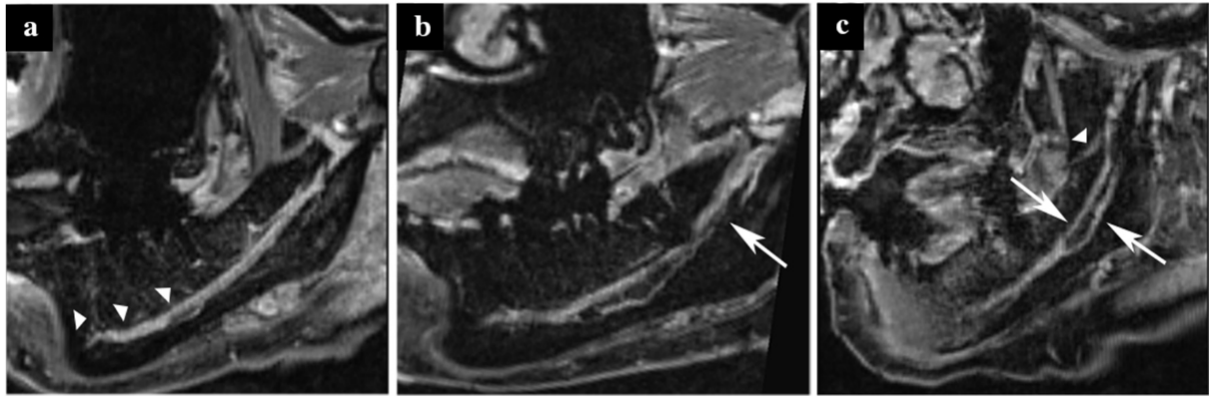
Wamasing ve ark. (2020) yaptıkları çalışmada, MK'nin anatomik varyasyonlarını yüksek çözünürlüklü MRG yöntemi kullanarak değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada MK'nin anatomik varyasyonlarının sınıflandırılması:

Tip 0: Tek nörovasküler sinir demeti tipi

Tip 1: Tek nörovasküler demet olarak başlayıp, ikiye ayrılan tip,

Tip 2: İki ayrı nörovasküler sinir demeti olarak başlayıp, devamında birleşerek tek demet halinde seyreden tip

Bu çalışmaya göre her üç tipte de birden fazla beslenme kanalı görülebilir. Dental ve retromolar kanal BMK sınıflamasına dahil edilmemiştir (Şekil 17) (Wamasing ve ark., 2019).



Şekil 17. Manyetik rezonans görüntüleme yöntemi ile elde edilen sagittal kesitlerde Wamasing ve ark. (2019) yaptıkları sınıflamaya göre inferior alveolar sinir varyasyonları a. Tip 0 b. Tip 1 c. Tip 2 (Wamasing ve ark., 2019'den yararlanılarak hazırlanmıştır)

4.3. Mandibular Kanal Varyasyonlarını Görüntüleme Yöntemleri

4.3.1. Panoramik radyografi (PR)

Panoramik radyografi (PR), diş hekimliği kliniğinde rutin olarak tercih edilen görüntüleme yöntemidir. PR çekimi esnasında, bir x-ışını kaynağı ve bir görüntü reseptörü hastanın başının etrafında döner. Bu dönüş sırasında, içerisindeki dokuların net olarak izlenebildiği bir odak ark bölgesi oluşur. En az iki rotasyon merkezi kullanılan PR'de x-ışınları kullanılarak ile her iki çene, dişler, çevre dokuların bir kısmı tek bir radyografide gösterilir. PR ile temporomandibular eklem (TME) ve çevre yapıları (kondil, glenoid fossa), maksiller sinüsler, nazal kavite ve komşu yapıları, MK, mental foramen gibi vital yapılar izlenebilir; fakat odak ark bölgesinin dışında kalan yapılar bulanık olarak görülür (Harorlı, 2014).

Travma sonrası gelişen çene kırığı, üçüncü molar dişlerin yerleşimlerinin değerlendirmesi, diş ve kemik hastalıklarının görüntülenmesi, lezyonların değerlendirilmesinde, gelişimsel anomalilerin değerlendirilmesinde, TME kemik patolojilerinin görüntülenmesinde PR

kullanılabilir. PR’de düşük doz radyasyon kullanılması, ışınlama süresinin kısa olması, görüntünün diagnostik olarak rutin klinik işlemlerde kullanılabilmesi, hasta için kabul edilebilir olması avantajlarındandır (Bourgeois, 1995; Molander, 1996; Harorlı, 2014).

PR’nin yukarıda sayılan avantajlarının yanı sıra dezavantajları da mevcuttur. Bu görüntüleme yönteminin iki boyutlu olması nedeniyle anatomik oluşumların değerlendirilmesi zorlaşabilir. Çevre yumuşak dokuların ve hava yollarının süperpozisyonu nedeniyle MK’nin izlenmesi mümkün olmayabilir (Naitoh ve ark., 2009). Örneğin PR çekilmesi sırasında hastayı konumlanmasında yapılan hata nedeniyle mandibula üzerinde istenmeyen dokuların süperpozisyonu görülebilir (Kang ve ark., 2014).

Bazı araştırmacılar mylohyoid kasın mandibula iç yüzeyine yapıştığı yerde oluşan, MK’ye paralel olarak seyreden radyoopak hatların BMK ile karıştırılabileceğini bildirmişlerdir (Sanchis ve ark., 2003; Muinelo-Lorenzo ve ark., 2014; Motamedi 2016).

MK-İAS’nin görüntülenmesinde, günümüzde birçok farklı görüntüleme yöntemi kullanılmaktadır. MK’nin radyolojik olarak değerlendirilmesinde PR kullanılabilir. PR’de, İAS’nin kendisi değil, etrafındaki kortike MK görüntülenir. MK etrafındaki kemik yoğunluğu radyografideki görüntünün değerlendirilmesini etkileyebilir. Eğer kanal etrafındaki korteksin kemik yoğunluğu yeterli ise, kanal mandibula boyunca takip edilebilir. Ancak, trabekülasyon yoğunluğu yetersiz ise MK iki boyutlu grafilere izlenemeyebilir (Cavalcanti ve ark., 1999; Couture ve ark., 2003).

4.3.2. Bilgisayarlı tomografi (BT)

Bilgisayarlı tomografi (BT) ilk olarak Cormac tarafından 1950 ve 1960’lı yıllarda görüntü rekonstrüksiyon prensibini kullanarak ortaya çıkarılmıştır. Daha sonrasında 1972 yılında Hounsfield BT’yi yelpaze şeklinde x-ışını yayan bir x-ışını tüpünü içeren bir görüntüleme yöntemi olarak geliştirmiştir (Razi ve ark., 2014).

BT görüntüleme yönteminde x-ışını demeti hastadan geçerek foton sayısını ölçen sintilasyon dedektörüne yönlendirilir. Işınlama sonucu oluşan veri seti, hastanın gövdesinin uzun eksenine dik açılarla oluşturulan aksiyel görüntü serilerini içerir. Multiplanar (çok düzlemli) rekonstrüksiyon görüntüleri incelenen dokuyu üç boyutlu olarak kesitsel görmeye yarar (Ludlow & Ivanovic, 2008).

BT verileri voksel (hacim elemanları) denilen prizmalardan meydana gelen matriks olarak kaydedilir. Görüntü matriksini oluşturan prizmaların her bir karesine ise piksel denir. Görüntünün elde edilebilmesi için her bir piksele doku yoğunluğunu temsil eden sayısal bir BT değeri verilir (Ludlow & Ivanovic, 2008).

Doku yoğunluğuna göre oluşturulan sayısal değer, voksel içerisinde bulunan dokunun, x-ışınını zayıflatma seviyesi ile orantılıdır ve Hounsfield Ünitesi (*Hounsfield Unit*, HU) adı verilir (Ludlow & Ivanovic, 2008).

Farklı dokuların farklı atenüasyonuna (x-ışınının zayıflaması) bağlı olarak verilen HU, -1000 ile +1000 arasında değişmektedir. Böylece görüntülenmek istenen dokunun gri tonu değerlendirilebilir. Kemik HU değeri daha yüksek iken, havanın HU değeri en düşük değeri alır. Görüntülenen bölgedeki anatomik veya patolojik yapıların birbirinden ayrılmasında HU skalasındaki görüntü önem taşır (Razi ve ark., 2014) (Tablo 2).

Tablo 2. Hava ve dokular için belirtilen karakteristik Hounsfield Ünitesi değerleri

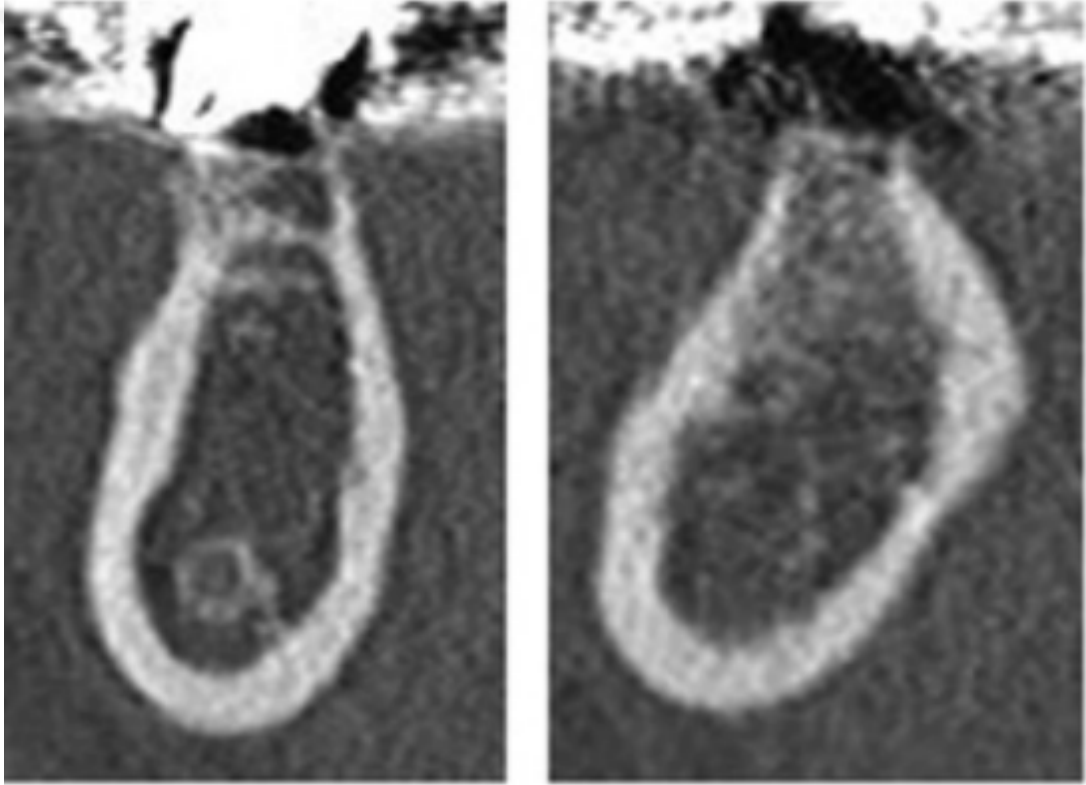
Doku	Hounsfield ünitesi
Kemik	+400 ile +1000 arası
Yumuşak doku	+40 ile +80 arası
Su	0
Yağ	-60 ile -100 arası
Akciğer	-400 ve -600 arası
Hava	-1000

BT görüntüleme yöntemi, diş hekimliği branşında baş ve boyun bölgesinde görülen kist, tümör ve kemiği tutan lezyonların değerlendirilmesinde kullanılabilir (Harorlı, 2014). Ayrıca kontrast madde eşliğinde BT görüntüleme ile yumuşak doku ve vasküler yapıların incelenmesi kolaylaşır. Enfeksiyonlar, metastatik karsinom içeren büyümüş lenf nodlarının görüntülenmesinde kullanılabilir. Bunun için damariçi iyot uygulaması gerçekleştirilir. İyot, büyük atom numarasına sahip olup x-ışınlarını emer. İyot perfüzyonu varlığı, dokuda radyografik densiteyi artırır ve sınırların daha belirgin hale gelmesini sağlar. Görüntüler dijital ortamda oluşur, değerlendirilir ve arşivlenir (Harorlı, 2014).

BT'nin yüksek radyasyon içeren bir görüntüleme yöntemi olması, maliyetinin yüksek olması, hastanın ve hekimin cihaza ulaşımın kolay olmaması ve metal cisimlere bağlı (restorasyonlar, sabit protetik materyaller, ortodontik materyaller) metal artefaktlarının oluşması BT görüntüleme yönteminin dezavantajlarıdır (Harorlı, 2014).

Kontrast madde ile elde edilen BT görüntüsünün patolojik değerlendirmede önemli bulgular sağlayan bir yöntem olması ile birlikte, böbrek hastalığı olan yaşlı hastalarda ve iyot alerjisi olan hastalarda kontrast maddeye bağlı komplikasyon gelişebilir (Harorlı, 2014).

BT görüntüleme yöntemi MK'nin anatomik varyasyonlarının değerlendirilmesinde kullanılabilir ve önemli avantajları mevcuttur. Görüntü, alınan kesitlerin sonradan birleştirilmesi ile oluştuğundan dolayı görüntülenmesi istenen bölgenin haricindeki yapıların süperpozisyonu görüntüyü etkilemez. Görüntünün kesitler halinde oluşturulması ve rekonstrüksiyonu detaylı değerlendirme imkanı verir. MK'yi kesitler şeklinde görmeye olanak tanır. (Watanabe ve ark., 2011; Harorlı, 2014). MK kortikalizasyonu ve mandibulanın trabeküler yoğunluğu mandibulaya ait yumuşak dokuların görünürliğini etkiler (Şekil 18) (Deepho ve ark., 2017).



Şekil 18. Bilgisayarlı tomografi ile görüntülenen iki mandibular kanal. Soldaki koronal kesitte sınırları belirgin, sağdaki koronal kesitte ise sınırları belirsiz mandibular kanal (Deepho ve ark., 2017'den yararlanılarak hazırlanmıştır)

4.3.3. Konik ışınli bilgisayarlı tomografi (KIBT)

Konik ışınli bilgisayarlı tomografi (KIBT) ilk olarak 1982'de anjiyografi için geliştirilen ancak sonrasında radyoterapi rehberliğinde ve mamografide kullanılan bir görüntüleme tekniğidir. Diş hekimliği ve maksillofasiyal bölge için geliştirilen cihaz ilk olarak 1998 yılında, NewTom® QR-DVT 9000 (NIM s.r.l, Verona, Italy) adı ile piyasaya sunulmuştur (Robb, 1982; Cho ve ark., 1995; Chen & Ning, 2002).

KIBT, PR'den sonra, diş hekimliğinde kullanılan görüntüleme yöntemlerine teknolojik anlamda büyük oranda katkı sağlamıştır. Diş sert dokularının ve kemik yapıların üç boyutlu olarak izlenebildiği ileri görüntüleme tekniğidir. İmplant planan bölgenin cerrahi öncesi değerlendirilmesinde, implant boyutu, konumu, komşu anatomik dokular ile ilişkisinin değerlendirilmesinde KIBT kullanılabilir (Scarfe ve ark., 2006).

İmplant yerleştirilmesi planlanan maksiller ve mandibular kemiğin boyutunun 3 boyutlu olarak değerlendirilmesine izin verir. Görüntünün değerlendirildiği programlar ile elde edilen KIBT kesitlerinden 3 boyutlu modeller ve cerrahi rehberler elde edilerek oluşabilecek komplikasyonlar engellenebilir (Scarfe ve ark., 2006).

Gömülü üçüncü molar dişin cerrahi çekimi öncesinde dişin konumu, köklerinin şekli, dişin yönü ve MK-İAS ile ilişkisi değerlendirilebilir. Böylece, işlem sırasında ve sonrasında oluşabilecek komplikasyonlar engellenebilir (Kaya, 2012).

Maksilla ve mandibulada oluşabilecek kist, tümör gibi patolojik oluşumların ve bunların anatomik yapılar ile ilişkilerinin değerlendirilmesinde koronal, aksiyel, sagittal kesitler haricinde çapraz kesitlerin oluşturulması ile bölge detaylı olarak incelenebilir (Kaya, 2012).

KIBT görüntüleri, x-ışını kaynağı ve dedektörün bağlı olduğu bir gantri kullanılarak elde edilir. Konik ışın demeti, değerlendirilecek bölgeye yönlendirilir ve sensöre ulaşır. X-ışını kaynağı ve sensör, incelenmesi hedeflenen bölgenin etrafında döner. Bu dönme sırasında bölgenin ardışık projeksiyonları oluşturulur. Bu projeksiyon verisi birleştirilerek görüntü elde edilir. Görüntüleme için kullanılan programda üç düzlemde gösterilir. Koronal, sagittal ve aksiyel düzlemlerde ilgili bölgenin değerlendirilmesine olanak sağlayan yazılımlar aynı zamanda görüntülenen bölgenin üç boyutlu modelini de dördüncü ekranda izlemeye izin verir (Harorlı, 2014; Jaffray & Siewerdsen, 2000).

KIBT ile görüntülemeye efektif doz ortalama 36,9-90 μSv olduğu görülmüştür. Bu efektif doz “bir tüm serigrafi” (13-100 μSv) ile aynı ya da bir PR'nin (2,9-11 μSv) 4-15 katı eş değerine karşılık gelmektedir. BT'de ise 90 kat fazla doz (mandibula için ortalama aralık 1320-3324 μSv , maksilla için ise 1031-1420 μSv) söz konusu olabilmektedir (Ludlow ve ark., 2006; Ludlow & Ivanovic, 2008).

KIBT görüntüleme yönteminin BT'ye göre avantajları hastaya verilen dozun daha düşük olması, ışınlama süresinin daha kısa olması ve düşük maliyetli olmasıdır. Işınlama süresinin azalması ile birlikte harekete bağlı distorsiyon görülme ihtimalinde azalma da görülmektedir. Bu durum, çok sayıda temel veriyi hızlı bir şekilde erişebilen x-ışını dedektörlerinin kullanıma sunulması ve bu görüntüleri işleyebilecek uygun fiyatlı ancak güçlü bilgisayarların

geliştirilmesi ile mümkün olmuştur. Ayrıca, daha fazla projeksiyon verisi elde edilmesi kontrast rezolüsyonunun artmasını sağlarken; yumuşak doku ve metal artefaktlarının azalmasını sağlar (Nakajima ve ark., 2005).

BT görüntülemeye vokseller dikdörtgen iken KIBT görüntülerinde kübik formdadır ve bu birimler izotropik voksel olarak adlandırılmaktadır. KIBT görüntülemeye görüntüler, x-ışını kaynağı ve dedektörün bağlı oldukları bir eksen üzerinde tam veya kısmi rotasyon ile oluşturulmaktadır. Ayrıca KIBT görüntülemeye ışınlama tüm görüntülen alanı kapsar, 180 ile 360 derece arasında tek bir rotasyon merkezi bulunmaktadır. Konik ışın geometrisi sayesinde, hacimsel veri seti kolayca yakalanır ve yazılım programları tarafından işlenir (Dawood ve ark., 2009; European Commission, 2012; Harorlı, 2014).

KIBT görüntüleme yönteminin bu avantajların yanında, HU standardizasyonunun henüz BT kadar güvenilir olmaması en önemli dezavantajlarından (Silva ve ark., 2012). Diğer dezavantajları arasında KIBT görüntüleme yönteminin iki boyutlu radyografilerden daha maliyetli olması, içerdiği iyonize radyasyon miktarının iki boyutlu radyografilerden daha yüksek olması, harekete bağlı gelişen artefaktın BT’de olduğu gibi sadece bir parçayı etkilemesi yerine bütün verileri ve bütün görüntüyü etkilemesi, yumuşak doku görüntülemeye çok yetersiz olması ve düşük kontrast aralıklarına sahip olması sayılabilir. Ayrıca uzun tarama süresi, dolaylı olarak hasta dozunun artmasına ve rekonstrüksiyon süresinin uzamasına neden olur. Volümetrik verilerin rekonstrüksiyonu için kullanılarak projeksiyon sayısının azaltılması ise görüntü kalitesinde azalma ile sonuçlanır. (Seth ve ark., 2012; Altun, 2021).

TME değerlendirilmesinde KIBT kullanımı, eklem kemik komponentlerinin 3 boyutlu olarak görüntülenmesini sağlar. Kondil başındaki patolojik değişikliklerin ve gelişimsel bozukluklarının değerlendirilmesinde kullanılabilir. Eklem yumuşak doku komponentlerinin değerlendirilmesine izin vermez ve bu KIBT’in dezavantajlarından. Periodontal dokuların değerlendirilmesinde hem kemik kaybının ölçümünü hem de periodontal defeklerin belirlenmesinde 3 boyutlu görüntü sağlaması teşhis ve tedavi açısından büyük önem taşır (Walter ve ark., 2010; European Commission, 2012).

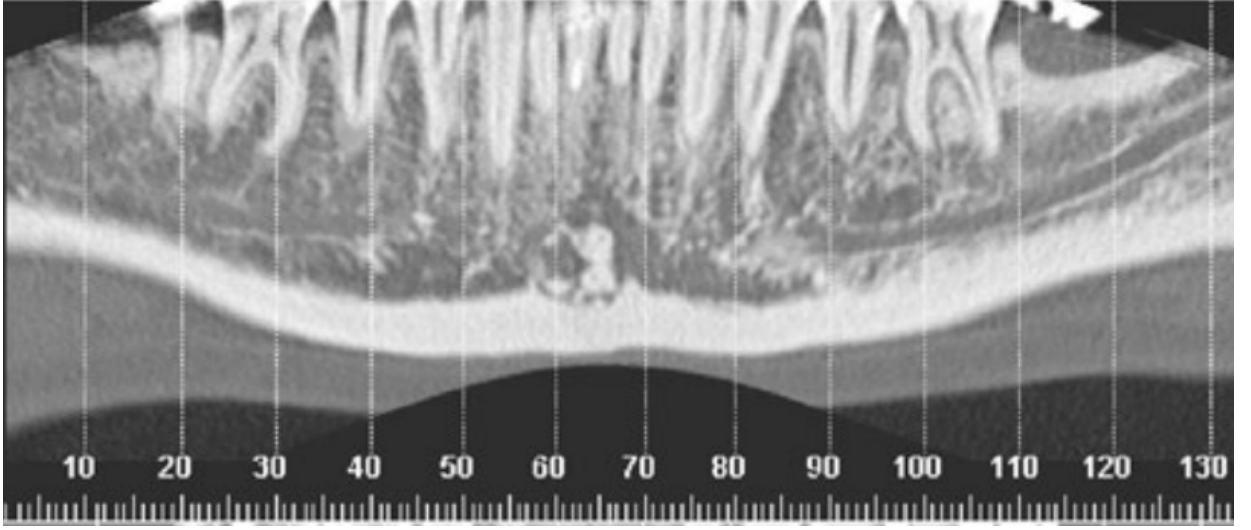
Diş hekimliğinde KIBT görüntüleme alanları arasında:

- Sürmemiş dişlerin konumunun belirlenmesi, sürmemiş dişlerin neden olabileceği patolojilerin görüntülenmesi,
- Ortodontik tedavilerin öncesinde gömülü dişlerin iki boyutlu radyografilerin yetersiz kaldığı durumlarda konumunun belirlenmesi ve rezorbsiyon durumunun değerlendirilmesi, ortodontik tedavi esnasında minivida yerleştirilecek bölgelerde ölçüm yapılabilmesi, hızlı maksiller

genişletme işlemlerinde tedavinin takibi, hava yolu ölçümleri, cerrahi müdahale gerektiren iskeletsel bozuklukların değerlendirilmesi,

- Kök kırığı, lüksasyon, avulsiyon gibi dental travmalarda ve kök rezorbsiyonu gibi postoperatif komplikasyonların takibinde,
- Gömülü/sürmüş üçüncü molarların komşu anatomik yapılarla (MK, maksiller sinüs) ilişkisinin değerlendirilmesinde,
- İmplant planlanan bölgenin işlem öncesi görüntülenmesi sayesinde kemik hacmi ve kalitesinin tespit edilebilir. Komşu vital dokular (sinir, damar) ve komşu anatomik bölgeler ile (burun tabanı ve maksiller sinüsler) ilişkisinin değerlendirilmesinde,
- Postoperatif komplikasyonların (sinus tabanına zarar verilmesi, parestezi, enfeksiyon) takibinde
- Baş ve boyun bölgesinin benign ve malign patolojilerinin değerlendirilmesinde kemik yapıya olan etkilerin incelenmesi için kullanılabilir. Lezyonun yumuşak dokulara ulaştığı durumlarda BT ve MRG önerilir.
- Travma durumlarında fraktür hattının ve kırık segmentlerin konumlarının belirlenmesinde,
- TME hastalıklarında kondil ve glenoid fossanın etkilendiği durumlarda KIBT kullanılabilir.
- Periapikal patoloji ve endodontide de rutin kullanımı olmamakla birlikte bazen çok köklü dişlerde kompleks kanal anatomisini değerlendirmek için, apikal patolojinin boyutlarını ve endodontik işlemler için önemli anatomik yapılar ile komşuluğunu tespit etmek amacıyla, eksternal ve internal rezorbsiyon olgularında, dens invajinatus gibi kompleks pulpal anatomilerde, aksesuar kanal tespitinde, kanalda kırık alet olması durumunda ve endodontik cerrahi planlamalarında KIBT kullanımı gerekebilmektedir.
- Diş çürüklerinin izlenmesi, periodontal kemik desteğinin görüntülenmesi için kullanım endikasyonu bulunmamakla beraber, başka amaçla alınan KIBT görüntülerinde bunlar da değerlendirilebilir (European Commission, 2012).

MK'nin konumunun, dişlerle ilişkisinin, anatomik varyasyonlarının değerlendirilmesinde KIBT kullanımı oldukça yaygındır. KIBT görüntülemenin MK'yi görüntülemeye yetersiz kaldığı bazı durumlara rastlanabilir. Bu durumlar ile karşı karşıya kalındığında yumuşak doku görüntüleme yöntemleri tercih edilebilir (Şekil 19) (Couture ve ark., 2003; Takahashi ve ark., 2013).



Şekil 19. Sol tarafta takip edilebilen, sağ tarafta seyri tam olarak izlenemeyen mandibular kanalın konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntüsü (Takahashi ve ark., 2013'den yararlanılarak hazırlanmıştır)

4.3.4. Manyetik rezonans görüntüleme (MRG)

Manyetik rezonans görüntüleme (MRG), artmış yumuşak doku kontrastı ile diğer görüntüleme yöntemlerine kıyasla daha fazla sayıda anatomik noktayı, daha detaylı olarak izlemeye olanak tanır. İyonize radyasyon içermeyen bir yöntem olması hasta için önemli bir avantajdır ve bu nedenle diş hekimliğinde kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır. Elde ettiği morfolojik, metabolik ve fonksiyonel veri sayesinde hem internal patolojileri hem de anatomik varyasyonları görüntüleyebilir (Larheim, 1995; Runge ve ark., 2005).

4.4. Manyetik Rezonans Görüntüleme Fiziği

MRG fiziğinin temeli, 1946'da Edward Purcell ve Felix Bloch tarafından nükleer manyetik rezonans üzerine kuruludur (Keuji, 2019). Güçlü bir manyetik alan ile radyofrekans (RF) enerjisinin kullanılması ile görüntü elde edilir. Tek sayıda proton veya nötron içeren atom çekirdekleri içsel bir açısal devinime sahip olup, buna 'nükleer spin' denilmektedir. Spin, esasında bir kuantum olgusu olup klasik fizikte bir karşılığı bulunmamaktadır. Her atom çekirdeği pozitif bir yük taşıdığından dolayı spin hareketi yapan çekirdekler, spin aksının yönünde manyetik dipol momenti üretirler (Rummeny ve ark., 2008).

En basit çekirdek bir adet protona sahip olan hidrojen (H) atomudur. Ayrıca hidrojen insan vücudunda en çok bulunan izotoptur; çünkü insan vücudunun %65'ini oluşturan suyun yapısında hidrojen bulunur. H atomunun manyetik dipol momenti diğer stabil izotoplardan daha yüksektir. Bu nedenle, MRG'nin temelini hidrojen çekirdeği (proton) oluşturmaktadır (Runge ve ark., 2005; Rummeny ve ark., 2008).

Vücuttaki atomların manyetik alana verdiği cevap, her bir proton küçük bir mıknatıs olarak kabul edilerek açıklanabilir. Bu prensibe dayanarak elde edilen görüntünün kalitesi, incelenen dokunun su içeriğine bağlıdır. Vücuttaki yumuşak dokuların %75'i su içerirken, kemikte bulunan su miktarı çok daha azdır. Bu nedenle MRG'de yumuşak dokular oldukça iyi izlenebilirken, kemik dokunun gönderdiği sinyal daha düşüktür ve güçsüz olarak kabul edilir (Hefflez ve ark., 1995).

Yağ (trigliserit), büyük ve protonlarında manyetik koruma kalkanı olan moleküllerden oluşmaktadır. Su ise küçük moleküllerden oluşmakta olup protonlarında koruma kalkanı bulunmaz. Ayrıca su, sahip olduğu elektronegatif oksijen atomu dolayısıyla polar karaktere sahiptir. Suyun hidrojeni (proton) yağın hidrojenine göre daha hızlı döner. Buna su-yağ kimyasal kayması denir (Konez, 1995; Ren ve ark., 2008).

Eksternal bir manyetik alan uygulanmadığı takdirde nükleer dipol momentleri boşlukta rastgele sıralanmış halde bulunurken; eksternal bir manyetik alan uygulanırsa nükleer dipol momentleri eksternal alan yönünde sıralanır. Bu durumda manyetik alan ile ilgili iki farklı yön mevcuttur ve protonların manyetik dipol momentleri bu iki yönden yalnızca bir tanesini benimseyebilir. Spin up (paralel) ve spin down (anti-paralel) olarak isimlendirilen bu iki sıralanmayı belirleyen enerji seviyeleridir. Elektrodinamik teoriye göre manyetik alan üzerinde bulunan dipol, aks üzerinde oblik bir açı ile yönlendiğinde manyetik alan dipol üzerinde bir tork üretir. Bunun sebebi, manyetik alanın dipolü kendisi ile aynı yönde olması için zorlamasıdır. Momentum (açısal devinim) korunduğundan dolayı dipolün yönü değişmemesine rağmen salınım hareketine sebep olur. Bu salınım Larmor frekansı denir. Larmor frekansı, yerel manyetik alan gücünün bir fonksiyonudur. Örneğin 1,5 Tesla (1,5 T) gücündeki bir manyetik alanda Larmor frekansı 64 Mhz'dir (Rummeny ve ark., 2008; Spratt ve ark., 2020).

Manyetizasyon, longitudinal ve transvers olarak ikiye ayrılır. Manyetik alanın denge halindeki manyetizasyonu B0 olarak adlandırılır. Şayet bu dengeyi bozacak bir RF uygulanırsa oluşan manyetizasyon B1 olarak adlandırılır. RF sinyali, cihazın statik manyetik alanına ikinci bir manyetik alan oluşturmada görevlidir ve 90 derece ile uygulanır. Uygulanan manyetik alan, manyetizasyonun dönüş frekansı ile uyumlu olmalıdır. Böylece uygulanan RF sinyali manyetizasyonu eğebilir. Spinleri uyatarak alıcı sargı tarafından algılanabilmesi mümkün olan bir sinyali meydana getiren B1 alanıdır. Bu sebeple B1 “çembersel polariza alternatif alan” olarak tanımlanabilir. Bu alan, MRG cihazlarındaki sargı içerisinden geçen elektrik akımı sayesinde oluşur ve protonların statik manyetik alandan (B0) uzağa rotasyonu (dönmesi) başlar. Magnetin içerisine yerleştirilen dokudaki protonlar, manyetik alanın etkisi ile paralel ve anti-paralel olarak dizilim gösterirler ve B0 çevresinde salınım hareketi başlar. Farklı atomların

gösterdiği salınım da farklı olduğundan dolayı B_0 'a paralel bir manyetizasyon oluşur. Bu net vektöre “longitudinal manyetizasyon” denir. Longitudinal manyetizasyon, paralel yerleşim dizilimi gösteren atomların, anti-paralel dizilim gösterenlerden sayıca daha fazla olması prensibi ile ortaya çıkar ve bu fazlalık dokunun net manyetik vektörünü oluşturur. Bir RF sinyal uygulanması halinde longitudinal manyetizasyon ‘transvers manyetizasyona’ dönüşür. İzlenen MR sinyalinden transvers manyetizasyon sorumludur (Konez, 1995; Runge ve ark., 2005; Spratt ve ark., 2020).

Manyetik alan dengesini bozan RF kesildiğinde, spin sistemi tekrar denge durumuna döner. Buna “relaksasyon” adı verilir. Bu esnada spin sisteminden çevreye doğru enerji akışı gerçekleşir. Longitudinal relaksasyon zamanına T_1 , transvers relaksasyon zamanına ise T_2 adı verilir. Yüksek T değerine sahip cihazlarda, protonların salınım frekansları yüksek olduğundan dolayı longitudinal relaksasyon da uzun sürmektedir ve T_1 uzamaktadır. T değeri düşük olan cihazlarda ise T_1 kısalmaktadır. Protonların kazandıkları enerjiyi yaymaları sayesinde görüntü oluşur. Bu enerji cihaza ait anten tarafından algılanıp görüntüye dönüştürülür. Yağ molekülü fazla olan dokularda protonların karmaşık bağlar oluşturmasından dolayı T_1 kısa olur. Dokudaki su oranı arttıkça T_1 ve T_2 uzar. Su oranı düşük olan dokularda T_1 ve T_2 uzun olmaktadır (Konez, 1995; Spratt ve ark., 2020).

MR yöntemi ile görüntü oluşması sırası ile şöyle gerçekleşir:

1. Kesit seçici gradient kurulur (GS).
2. RF sinyali, longitudinal manyetizasyonu transvers manyetizasyon haline getirmek üzere GS kesitini uyarır.
3. Faz kodlama gradienti (GP) kaba bir uzaysal veri elde eder.
4. Okuma gradienti (GR) aktive olur ve veri elde etme süreci boyunca açık kalır. Bu aktivasyon sayesinde ilk veri noktası hazırlanır. GR sayesinde komşu voksellerin transvers manyetizasyonları tam tersi yöne çevrilir.
5. GR, k alanının merkezine yakın bir noktada gradient eko yaratır (GRE) (Runge ve ark., 2005).

4.4.1. Manyetik rezonans görüntü kalitesi ve artefaktlar

Uzaysal çözünürlük, bir yapıyı diğerinden ayırabilme ve farklı bir yapı olduğunu fark edebilme yeteneği anlamına gelir. MRG'nin uzaysal çözünürlüğü voksel hacmi ile ilişkilidir. Voksel hacmini belirleyen üç önemli faktör görüntü alanı (FOV), kazanım matriksi ve kesit kalınlığıdır. FOV; görüntüleme alanı demektir. Görüntüye yansıyan dokunun büyüklüğü “cm” cinsinden

ifade edilir. Örneğin, FOV 12 ise, dokunun 12 cm'lik kısmı görüntülenmektedir. Piksek büyüklüğü ise düzlem çözünürlüğünü belirleyen bir faktördür ve FOV / matriks ile ifade edilir. Uzaysal çözünürlüğün artması için küçük hacimli voksel gerekmektedir. Voksel hacmini azaltmak için şunlar yapılabilir: FOV'u azaltmak, matriks sayısını arttırmak, kesit kalınlığını azaltmak. Şayet küçük voksel hacmi mevcut ise sinyal – gürültü oranı (SGO) artar. Voksel hacminin artması aynı zamanda etkilenen hidrojen proton sayısını ve MR sinyalini de artırır. Sinyal artmasına karşın, voksel hacmi arttığından dolayı uzaysal çözünürlük azalır. SGO düşük olan bir görüntüde, daha fazla gren ve pürüzlülük izlenir (Konez, 1995; Spratt ve ark., 2020). İnsan gözü SGO'yu algılayamazken kontrast – gürültü oranını (KGO) algılayabilir. Normal doku ile lezyon arasındaki farkın algılanabilmesi için yada incelenen iki doku arasındaki kontrast farkının arttığı durumda iki yapı arasındaki farkılığı algılayabilmek için daha düşük SGO gereklidir. Gürültünün kaynağı, görüntüleme alanı dışındaki protonlardan gelen sinyaldir. Magnetin içerisinde bulunan ancak görüntüleme alanı içerisine alınmayan dokulara ait hücre çekirdekleri görüntü kalitesini bozan sinyallere neden olur. SGO düşük ise görüntüdeki anatomik detayların fark edilebilirliği azalır ve görüntünün kalitesi düşer. Görüntünün SGO değeri uzaysal çözünürlük ve inceleme süresi ile doğrudan ilişkilidir (Tablo 3) (Runge ve ark., 2005).

Günümüzde kullanılan düşük T değerine sahip cihazlar dokudan alınan sinyali azaltılmakta ve dolayısıyla SGO da azalmaktadır. SGO değeri yüksek görüntü elde etmek için voksel başına düşen proton sayısı artırılabilir. Bu amaçla görüntüleme alanı artırılabilir, kesit kalınlığı artırılabilir ve matriks değeri azaltılabilir. Böylece SGO artar ve görüntünün anatomik çözünürlüğü yükselirken uzaysal çözünürlüğü azalır. Yüzey alıcı sargılar kullanılması SGO değerini artırıp gürültüyü düşürmeyi sağladığından dolayı anlamlı bulunmaktadır. Görüntülenmesi istenen bölgede kullanılan (spina, TME) yüzey alıcı sargılar sayesinde günümüzde daha düşük gürültüye sahip görüntüler elde edilebilir (Konez, 1995; Runge ve ark., 2005; Spratt ve ark., 2020).

Kesit kalınlığı, ortaya çıkan görüntü kalitesine doğrudan etkisi olan bir parametredir. Daha kalın bir kesit elde edildiğinde daha fazla dokudan gelen sinyallerin ortalaması alınır. Bu durumda anatomik farklılıkların saptanabilmesi zorlaşır ve normal doku ile lezyon arasındaki sınır keskinliği azalır. Kesit kalınlığı azaldıkça SGO da azalır. Kesit kalınlığı boyunca sinyalde ortaya çıkan değişme “kesit profili” olarak adlandırılır (Spratt ve ark., 2020).

Artefaktlar, anatomik yapı ile alakalı olmayan sinyal intensite paternleridir. Artefaktlar dokuya bağlı (doğal artefaktlar), harekete (fizyolojik yada hasta hatası) bağlı ve çekim tekniğine bağlı olabilir (Runge ve ark., 2005; Rummeny ve ark., 2008) (Tablo 3).

Tablo 3. Manyetik rezonans görüntülerde izlenebilecek artefaktlar

Artefakt	Nedeni	Çözümü
Harekete bağlı artefaktlar	Soluk alıp verme, intestinal/peristaltik hareketler, kalp atışı (kardiyak), göz hareketleri, kan akışı, beyin omurilik sıvısının hareketi gibi bazı fizyolojik aktiviteler veya hastanın çekim sırasında hareket etmesi	Uygun immobilizasyon teknikleri ile hastanın hatalı hareketi engellenir. Fizyolojik hareketlere bağlı artefaktların engellenmesi için ise küçük FOV tercih etmek, nefes tutma tekniği kullanmak, respiratuar tetikleme yöntemi kullanmak, akıma bağlı oluşan artefaktları engellemek için satürasyon sinyalleri kullanmak
Radyofrekans alanlarına bağlı artefaktlar	Radyofrekans alanları, veri hatalarından farklı olarak görüntünün tamamını değil bir kısmını etkileyen artefaktlardır.	Tarayıcı odasının koruma kalkanı kontrol edilmelidir. Eğer koruma kalkanında bir defekt var ise onarılmalıdır. Puls oksimetre gibi yoğun bakıma ait cihazlar görüntüleme sırasında odada bulunmamalıdır.
Doğal artefaktlar	Katlanma: Sargı volümü içerisinde bulunan ancak FOV içerisine dahil edilmeyen dokuların görüntünün karşı tarafına katlanması ile oluşur.	FOV’u geniş tutmak ve faz kodlanmasını takiben veri elde edildikten sonra perifer dokulara ait verileri uzaklaştırmak
	Duyarlılık: Görüntüleme alanı içerisinde bulunan yabancı materyal homojen olmayan manyetik alanlara ve rezonans frekans dağılımının doğrusallığının bozulmasına sebep olur. Bu sinyal değişiklikleri görüntüde bozulmalara yol açabilir.	Giyilen yada takılabilen mücevherat, saç tokası, bilezik, fermuar gibi objelerin çekim öncesi çıkartılması gerekir. Çıkartılması mümkün olmayan metal içerikli implantlar mevcut ise duyarlılık artefaktına daha az müsait olan görüntüleme yöntemleri ve / veya sekanslar tercih edilebilir.
	Kimyasal kayma: Su ve yağ dokunun manyetik alana verdiği tepki farklı olduğundan dolayı hidrojen atomunun cevabının da farklı olması sonucunda oluşan hipointens yada hiperintens çizgilerdir.	Yağ satürasyonu tekniğinin kullanılması ile SGO değeri düşmeden kimyasal kayma artefaktı engellenebilir.
	Trunkasyon (Gibbs): Ani kontrast değişiminin mevcut olduğu durumlarda oluşur.	Daha yüksek kazanımlı matriks kullanmak, FOV’u küçültölmek, artefakta yol açan frekansları ortadan kaldıran bir filtre kullanmak
	Manyetik alan inhomojenitesi: Hasta manyetik alan içerisine yerleştirildiğinde, dokular arası manyetizasyon farklılıklarından dolayı, bazı bölgelerde manyetizasyonu güçlendirirken bazı bölgelerde zayıflatır.	Hasta manyetik alana yerleştirildikten sonra manyetizasyon alanında inhomojenite gözlenen bölgeler görüntüleme öncesi saptanarak özel sekansların kullanılabilir.

Tablo 3. Manyetik rezonans görüntülerde izlenebilecek artefaktlar (devam)

Artefakt	Nedeni	Çözümü
Doğal artefaktlar	Görüntüde veri hatası, balıksırtı benzeri bir görüntü oluşması ile bulgu verebilir.	Görüntünün tekrarlanması gerekebilir.
	Metal obje ile görüntü alınması görüntüde geometrik distorsiyona neden olur (manyetik alanın inhomojenitesi). Cihazın içerisine kaçmış metal objeler, yoğun bakım hastalarının hastanın üzerinde bulunan mekanik ventilasyon cihazları buna sebep olabilir.	Özel olarak test edilmiş ve onaylanmış elektrikli aletler MR odasına alınmalıdır. Cihaza ait magnetin yakınında metal obje olup olmadığı kontrol edilmelidir.

MRG yönteminin doğal artefaktları duyarlılık ve katlanma artefaktları olarak açıklanabilir. Cihazın çalışma prensibinin atomlara ait protonların hareketine dayanması dolayısıyla manyetik alan etkileşimleri görüntüyü önemli ölçüde etkiler ve artefaktlara sebep olabilir. Aynı zamanda atomda elektronlar da bulunur ve elektronlar hareket halindedir. Bu harekete bağlı oluşan akım dolayısıyla manyetizasyon oluşur. Manyetik alan içerisinde yer alan bir materyalin manyetize olabilme yeteği ve bu manyetizasyonun dış manyetik alan ile etkileşimi “manyetik duyarlılık” olarak adlandırılır. Farklı dokuların manyetik duyarlılıklarının farklı olması “duyarlılık gradienti” olarak tanımlanır. Homojen olmayan bu manyetik alanlar rezonans frekans dağılımının doğrusallığının bozulmasına sebep olur. Bu sinyal değişiklikleri görüntüde bozulmalara yol açabilir. Görüntüleme alanı içerisinde bulunan bir materyalin diamanyetik, paramanyetik, süperparamanyetik ve ferromanyetik olmasına bağlı olarak dış manyetik alan güçlenebilir yada zayıflayabilir (Runge ve ark., 2005; Rummeny ve ark., 2008).

Diamanyetik materyaller dış manyetik alanı zayıflatırken; paramanyetik, süpermanyetik ve ferromanyetik materyaller dış manyetik alanı güçlendirir. Dokuda yer alan ferromanyetik maddeler, dış manyetik alanı güçlendirirken görüntü oluşumu sırasında ferromanyetik maddenin çevresinde ve uzağında sinyal dağılımı değişeceğinden dolayı anatomik yapının bozulması kaçınılmazdır. Ferromanyetizmin gücüne bağlı olarak artefaktın şiddeti değişecektir (Runge ve ark., 2005; Rummeny ve ark., 2008).

Metallerin MRG’de oluşturacağı artefakt metal nesnenin kenarlarındaki görüntüde bozulma ile, görüntü çevresinde değişen sinyal eksikliği nedeni ile veya nesne komşuluğunda keskin sınırlı hiperintens alan meydana getirmesi ile görüntülenebilir. Bu duyarlılık artefaktlarına sebep olan materyaller genelde giyilen yada takılabilen mücevherat, saç tokası, bilezik, fermuar gibi objelerdir ve duyarlılık artefaktının önüne geçebilmek için çekim öncesi bu objelerin vücuttan

uzaklaştırılması gerekir. Eğer çıkartılması mümkün olmayan metal içerikli implantlar mevcut ise duyarlılık artefaktına daha az müsait olan görüntüleme yöntemleri ve/veya sekanslar tercih edilebilir. Örneğin gradient eko, spin eko yöntemine göre daha fazla duyarlıdır. Turbo spin eko (TSE) yöntemi ise spin eko yöntemine göre daha az duyarlıdır (Runge ve ark., 2005; Rummeny ve ark., 2008).

Katlanma artefaktı, görüntüleme alanı incelenen dokudan daha küçük ise oluşan doğal bir artefaktır. Sargı volümü içerisinde bulunan ancak FOV içerisine dahil edilmeyen dokuların görüntünün karşı tarafına katlanması ile oluşur. Engellenmesi için FOV’u geniş tutmak ve faz kodlanmasını takiben veri elde edildikten sonra perifer dokulara ait verileri uzaklaştırmak önerilir (Runge ve ark., 2005; Rummeny ve ark., 2008).

Dokuya bağlı meydana gelen doğal artefakt “kimyasal kayma” olarak tanımlanabilir. Hidrojen, hem suda hem de yağ dokuda bulunan bir protondur. Su içerisinde bulunduğunda oksijen ile, yağ içerisinde bulunduğunda ise karbon ile etkileşim halindedir. Su ve yağ dokunun manyetik alana verdiği tepki farklı olduğundan dolayı hidrojen atomunun cevabı da farklı olacaktır. Bu kayma, görüntüde yağ / su arayüzünde parlak (hiperintens) yada koyu (hipointens) çizgiler olarak görülür. Kimyasal kaymayı azaltmak için yüksek bant genişliği kullanılabilir; ancak bu durumda SGO düşecektir. Bu nedenle yağ saturasyonu yapılması SGO değerini düşürmeden kimyasal kayma artefaktını engellemede başarılı bir tekniktir (Runge ve ark., 2005; Rummeny ve ark., 2008).

Trunkasyon artefaktı (Gibbs halkası), görüntünün rekonstrüksiyonu sırasında iki doku arasında ani kontrast değişiminin mevcut olduğu durumlarda oluşur ve kontrast değişiminin olduğu noktalarda daha belirgindir. Ani kontrast değişimi, görüntü pikseli için ideal sinyal intensitesinden sapmaya neden olur (Spratt ve ark., 2020).

Fourier transform (FT) analizi sırasında (k alanındaki verinin dalga formlarının toplanıp piksel verisine dönüştürülmesi) sinyal değişiminin yavaş değişimine adaptasyon daha kolay iken kontrast hızlı değiştiğinde FT analizi bu veriyi işleyemez. Daha küçük FOV kullanımı yada daha büyük matriks boyutu kullanılarak trunkasyon artefaktı azaltılabilir. FOV’un küçültülmesi katlanma artefaktına sebebiyet verebilir, matriks büyüklüğünün artırılması ise SGO değerini düşüreceğinden dolayı avantajlı değildir. Bu nedenle trunkasyon artefaktlarının önüne geçebilmek için filtreler kullanılabilir. Filtre kullanımı artefaktları azaltmak ve SGO değerini arttırmak için günümüzde MRG cihazlarında yaygın hale gelmiştir. Filtreler k alanı tabanlı (ham veriyi filtrelemek üzere) yada görüntü tabanlı (oluşan nihai görüntüyü filtrelemek üzere) geliştirilebilir (Konez, 1995; Runge ve ark., 2005; Spratt ve ark., 2020). Hastaya ait istemsiz hareketler artefakt oluşumuna sebep olabilir. Soluk alıp verme, intestinal hareketler, kalp atışı,

göz hareketleri, kan akışı, beyin omurilik sıvısının hareketi gibi bazı fizyolojik aktiviteler sonucu oluşabilir. Fizyolojik hareketlerin artefakt olarak görüntüde izlenebilmesi faz kodlama basamaklarına bağlıdır ve faz kodlama yönünde artefakt oluşur. Kan akışına bağlı artefaktların azaltılması için satürasyon sinyalleri kullanılabilir. İstemsiz hareketlerin sebep olduğu artefaktları azaltmak için daha küçük bir FOV tercih etmek, nefes tutma tekniği kullanmak yada respiratuar tetikleme yöntemi kullanmak tercih edilebilir. Hastanın hatasına bağlı hareket artefaktlarından kaçınmak için ise çekim sırasında hastayı ek gereçler ile immobilize etmek gereklidir. Distorsiyon en fazla difüzyon ağırlıklı görüntülerde oluşur (Konez, 1995; Runge ve ark., 2005; Spratt ve ark., 2020).

4.5. Manyetik Rezonans Görüntüleme Cihazının Bölümleri

MRG cihazı magnet, RF verici sargı, gradientler ve alıcı sargılardan oluşur.

4.5.1 Magnet

Klinik MR görüntülemeye, yaklaşık 0,02 – 3,00 T arasında manyetik alan gücüne sahip olan magnetler kullanılır. En yüksek 9,4 T gücüne sahip magnetler güncel teknolojiye sahip MR görüntüleme cihazlarında kullanılırken, 7 T gücüne sahip magnetlerin insan sağlığı üzerinde olumsuz etki sağlamayacağı literatürde belirtilmiştir. Magnetin kalitesini homojenite belirler. Heterojen bir alan, görüntüde distorsiyon ve bulanıklığa neden olur. Bunların nedeni heterojen manyetik alanlarda sinyal kayıplarının gerçekleşmesidir. Sinyal kayıplarını engellemek için heterojen alan üzerine ek alanlar oluşturmak için dolgu sargılar kullanılarak alanın homojenitesi sağlanabilir (Rummeny ve ark., 2008).

Cihaz, manyetik alanı yaklaşık 400 A gerektiren süper iletken sargılar sayesinde oluşturur; fakat güç kaynağı kesilip elektrik akımı gelmediği durumlarda dahi magnet manyetik alan oluşturur. Güçlü bir manyetik alan, hidrojen atomlarının manyetik momentlerinin yönlendirilmesi için gereklidir. Manyetik alan gücünün birimi B0 T olarak belirtilir. (Runge ve ark., 2005).

Ana manyetik alan üretebilmek için üç tip magnet kullanılabilir: Süperiletken magnetler, resistif magnet ve daimi magnet. Süperiletken magnet yüksek alan gücüne sahip olup fazla miktarda veri yakalamaya çalışır ve maliyetlidir. Resistif magnetlerin sınırlı alan gücü mevcuttur ancak veri yakalama maliyeti düşüktür. Resistif magnet ve daimi magnet tipleri açık alan tasarımına izin verir. Daimi magnetler ısı değişimlerine müsait olduklarından dolayı dezavantajlı olarak kabul edilir. Magnet içerisinde görüntü elde edilmesi sırasında anlamlı miktarda akustik gürültü oluşur. İnsan kulağına zarar vermemesi için üst sınır 99 (desibel) dB seviyesidir. Bu seviyenin üzerindeki gürültüler işitme kaybına neden olabileceğinden dolayı hastanın kulaklık kullanması önerilir (Rummeny ve ark., 2008).

4.5.2 Radyofrekans verici sargı

Spin hareketinin kaynağını oluşturan manyetik momentler, komşu sargılarda bir elektromanyetik sinyale neden olur. Bu sinyale “manyetik rezonans sinyali” denir. Manyetik momentlerin spin hareketine geçmesi için onların paralel konumlarından uzaklaştıracak şekilde açılanmaları gerekmektedir ve böylece Larmor frekansında salınım gerçekleşir. Açılanma için gerekli olan alana B1 denir. Dönen B1 alanını oluşturan güç, RF alanı yayan bir antendir (Runge ve ark., 2005).

4.5.3 Gradientler

Gradient sargısı boyunca yönlendirilen akım sayesinde farklı salınım frekanslarına sahip manyetik momentler oluşur. Böylece gradientler açılıp kapandıklarında çevrelerindeki iletken materyallerde manyetik alan meydana getiren girdap akımlara neden olurlar (Konez, 1995; Runge ve ark., 2005; Spratt ve ark., 2020).

Kesit seçici uyarımın temel prensibi, RF pulsunun yalnızca aynı frekansta olan manyetik momentleri uyarmasıdır. Gradient sargının direnç sargılarına maruz bıraktığı elektrik akımı sayesinde manyetik alan gradienti oluşur. Elektrik akımının hızlı değişimi, hastanın gövdesinde istem dışı kas kasılmalarına neden olabilir. Bu nedenle elektrik akımının uygulandığı milisaniye önemli bir parametredir. MR teknolojisinin kullanımındaki verimi belirleyen yine insan fizyolojisinin sınırlarıdır (Runge ve ark., 2005; Rummeny ve ark., 2008).

4.5.4. Alıcı sargılar

MRG ile elde edilen görüntüdeki gürültünün sebebi canlı dokudur. Alıcı sargının küçülmesi gürültüyü azaltan bir faktördür. Ayrıca, sargının yaklaşması oluşan sinyalin artmasına sebep olur (Runge ve ark., 2005).

4.5. Manyetik Rezonans Görüntüleme Teknikleri

BT ile görüntülemeye, kendiliğinden elde edilen tek kontrast mekanizması görüntülenene dokunun elektron yoğunluğudur. Kilovoltun (kV) değişmesi BT’de ekstrensek kontrast elde edilmesini sağlamazken MRG’de kV ayarlanarak ekstrensek bir kontrast parametresi oluşturulabilir. Bu mekanizma sayesinde görüntüler, kontrast parametrelerinden birine doğru ağır basarken elde edilir ve intrinsek kontrast elde edilmiş olur. Görüntüdeki doku kontrastı intrinsek kontrast mekanizmalarının her birinin katkısıyla oluşurken, biri ağır basar ve görüntünün isminin sonuna “ağırlıklı” kelimesi getirilir. Ekstrensek kontrast mekanizması kV ile çalışırken, intrinsek kontrastlar proton yoğunluğu (proton density, PD), T1 relaksasyon (T1 ağırlıklı, T1) ve T2 relaksasyon (T2 ağırlıklı, T2) ile elde edilir. İntrensek parametreler dokular

arasındaki farklılıklardan kaynaklanır ve görüntü oluşumundaki katkılarına göre görüntüler PD, T1, T2 olarak isimlendirilir (Runge ve ark., 2005; Rummeny ve ark., 2008).

4.6.1. Spin eko ve turbo spin eko görüntüleme

Spin eko sekansında olan görüntülerde intrinsek kontrast parametreleri seçilmesi tekrarlama zamanı (TR) ve eko zamanı (TE) olan puls sekansının zamanlama parametrelerinin düzenlenmesiyle elde edilir. T1 ağırlığı TR'ye bağlı iken; T2 ağırlığı ise TE'ye bağlıdır. T1 ağırlıklı bir görüntü alınması hedefleniyor ise, kısa bir TR seçilmelidir. Bu kavram bir aralığı ifade eder. T1 ağırlıklı görüntü elde etmek için sabit bir TR değeri değil bir değer aralığı bulunmaktadır. Bu aralık hem görüntülenen dokuya hem de cihazın alan gücüne bağlıdır. Alan gücü ile T1 relaksasyon zamanı doğru orantılıdır (Runge ve ark., 2005; Rummeny ve ark., 2008).

Beyin 1,5T'de T1 ağırlıklı görüntülenirken TR 400-550 ms aralığındadır. TR'nin uzatılması görüntüyü T2 ağırlıklı yapmaz; ancak T1 ağırlığı azaltır. TE, T2 ağırlıklı görüntü oluşumuna katkıda bulunan parametre olduğundan dolayı T1 ağırlıklı görüntüde kısa TE seçilmelidir. Spin eko görüntüler için kısa TE 25 ms ve altındaki değerler anlamına gelir. T2 ağırlıklı görüntü elde etmek için ise TR uzatılır (2500 ms ve üzeri) ve uzun bir TE seçilir. PD görüntü elde etmek için ise TR uzatılır, böylece T1 ağırlık azaltılır. TE ise kısa seçilir, böylece T2 ağırlık azaltılır (Tablo 4) (Runge ve ark., 2005; Rummeny ve ark., 2008).

Spin eko sekansında anatomik detaylar mükemmel yakın izlenebilir. Ancak spin eko sekansının dokuların fizyolojik özelliklerini yansıtmada yetersiz kalması ve görüntüleme süresinin uzun olması nedeniyle geliştirilmesi gerekmiştir. Bu nedenle, hızlı spin eko sekansı geliştirilmiştir (Konez, 1995).

Tablo 4. Spin eko görüntü elde etmek için seçilen TR (tekrarlama zamanı) ve TE (eko zamanı) süreleri

	TR	TE
T1 ağırlıklı	Kısa	Kısa
T2 ağırlıklı	Uzun	Uzun
Proton Density	Uzun	Kısa

Spin eko görüntülemesinde 180 derecelik puls serisi tek bir TR periyodu süresince bir eko treni oluşturur. Bir TR periyodunda üretilen ekoların sayısı eko tren uzunluğu olarak bilinir ve TR’de dolan çizgi sayısı ETL’ye karşılık gelir. Hızlı spin eko görüntülemesinde, tekrarlanan TR sayısını azaltmaya yarayan ETL sayesinde tek TR boyunca birden fazla görüntü birimi işlenebilir. Bu nedenle görüntü elde edilmesi Spin eko (SE) sekansından daha hızlıdır. Spin eko (SE) ve hızlı spin eko (turbo spin eko, TSE) sekanslarda T2 ağırlıklı görüntülerde dokular arası farklılıklar belirgin olur. Bunun nedeni T2 ağırlıklı TSE görüntülerin yüksek sinyalli erken ekolar tarafından kodlanmasıdır (Runge ve ark., 2005; Rummeny ve ark., 2008).

4.6.2. Gradient eko görüntüleme

Görüntünün hızlı elde edilmesini sağlamak üzere 1980’lerde geliştirilen Gradient Eko (GRE) sekansında aynı zamanda dokuların fizyolojik özelliklerini incelemek de mümkün olmuştur. Ayrıca görüntüleme süresi kısaldığından dolayı hastanın hareketine bağlı artefaktların oluşması da azalmıştır. Buna karşın, dokular arasındaki kontrast farklılıklarını Spin Eko sekansı kadar iyi gösterememesi GRE sekansının dezavantajı olmuştur (Konez, 1995).

Spin eko sekansında 2 RF pulsusu kullanılırken, GRE sekansında tek RF pulsusu ve onun ters çevrilmiş halini kullanır. Küçük puls açıları ile optimum sinyal intensitesi elde etmek için TR 1000 ms’nin altına düşürülebilir. Bu yüzden inceleme süresi de azalmış olur. İnceleme süresini azaltan bir başka faktör ise tek bir RF pulsusu kullanılmasıdır. SE görüntülerde alanın inhomojenitesi kompanse edilir ancak GRE sekansta manyetizasyon alanının inhomojenitesi kompanse edilmez (Konez, 1995; Runge ve ark., 2005; Rummeny ve ark., 2008).

Küçük puls açılarının bir kısmı düzleme aktarılırken bir kısmı longitudinal manyetizasyon olarak ters çevrilir ve ortamda kalır. Bu manyetizasyon saf gradient ekoları üreterek sonraki uygulamalarda kullanılabilir. Tekrarlayan puls gönderimi sonucu, görüntüde kullanılan manyetizasyon ile ortamda kalan (ters çevrilen) manyetizasyon dengelenir ve kararlı durum oluşur. Spoiler gradient sekansları T1 ve T2 sekanslarda kullanılabilir (Runge ve ark., 2005).

4.6.3. İnversiyon recovery görüntüleme

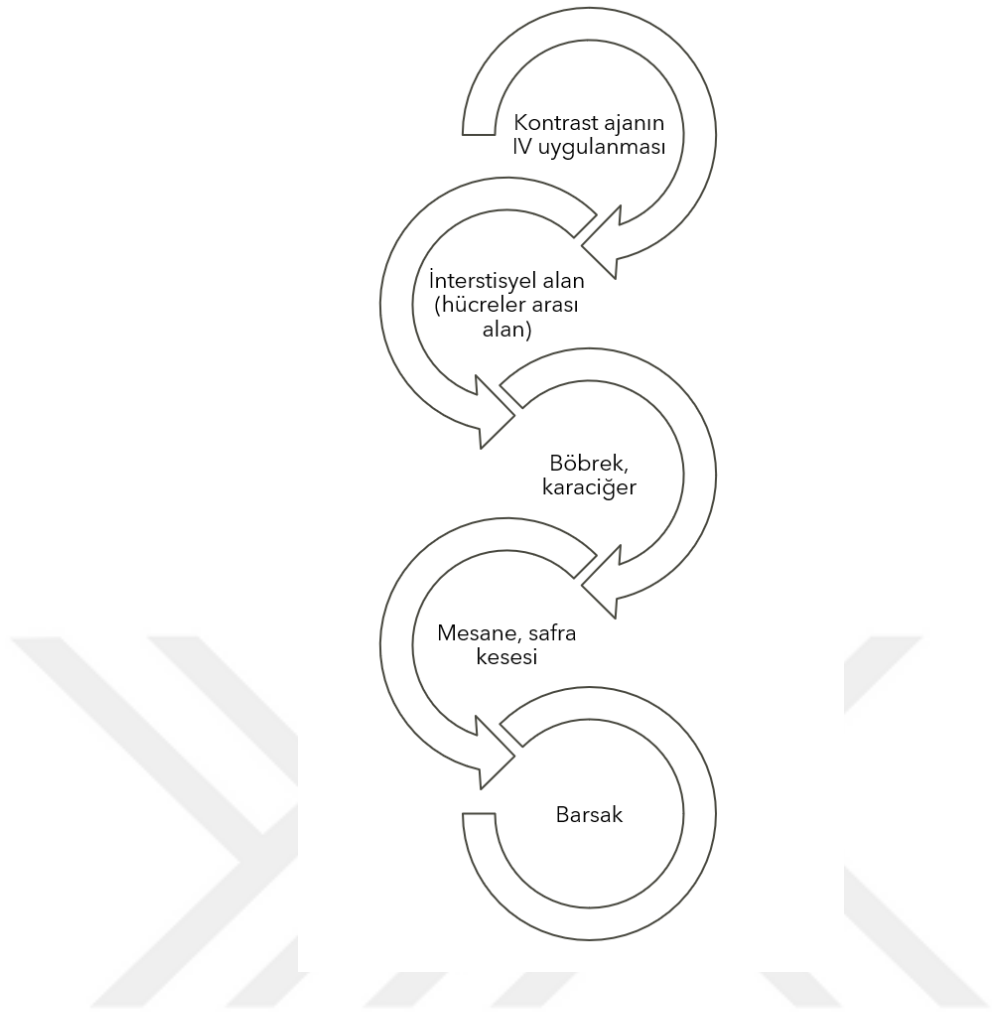
Yağ dokusunun T1 relaksasyon zamanı çok kısadır. Bu özellik, yağ dokusundan gelen sinyali ortadan kaldırmak için kullanılabilir. Yağ doku sinyalini baskılamak için kısa T1 kullanılan STIR (Kısa Süreli İnversiyon Recovery, *Short Time Inversion Recovery*) görüntü bu şekilde elde edilir. Görüntüleme, bir ters çevirme pulsusu ile başlar ve çok kısa bir ters çevirme süresi (kısa tau) seçilir. Böylece 90 derece RF pulsusu gönderildiğinde yağ dokusunun longitudinal manyetizasyonu sıfır olur ve transvers manyetizasyon oluşmaz. Bu görüntüleme yönteminde relaksasyon zamanı görece kısa olan dokular daha koyu gözükür. Uzun T1 seçildiği takdirde

sıvılar baskılanmış olur ve böylece FLAIR sekansı (Sıvıda Zayıflatılmış İnversiyon Recovery, *Fluid Attenuated Inversion Recovery*) kullanılabilir (Konez, 1995; Runge ve ark., 2005; Spratt ve ark., 2020).

4.6.4. Kontrast ajanlar

1988 yılında kontrast ajanların MR görüntülemeye kullanılması ile yöntemin tanınal değeri artmıştır. En sık kullanılan kontrast madde sınıfı gadolinyum şelatlarıdır. Berrak, renksiz ve bakteriostatik eklenmeyen sıvılar olan gadolinyum şelatlar intravenöz uygulama için geliştirilmişlerdir. Ajanlar ekstrasellüler aralıkta bulunur. Standart kontrast madde dozu genel olarak 0,1 mmol/kg'dır. Bu hesaplama göre, 75 kg ağırlığında bir insan için 15 ml'lik şelat kullanılabilir (Şekil 20).

Kontrast maddelerin etki mekanizması komşu protonların relaksasyon zamanlarını (T1 ve T2) değiştirmesine dayanır. Paramanyetik ve süperparamanyetik moleküller, eşlenmemiş elektronlara sahip olduklarından dolayı net elektron spin (paramanyetizasyon) üreten paralel spinlere sahiptirler. Proton relaksasyonunu uyaran manyetik alan, eşlenmemiş elektronların çevresinde oluşur. Eğer paramanyetik ajan yoğunluğu düşük ise, T1 relaksasyon zamanı kısalır, doku sinyal intensitesi T1 ağırlıklı görüntülerde artar. Paramanyetik ajan yoğunluğu yüksek ise T2 relaksasyon zamanı etkilenir. T2 relaksasyon zamanı düşer. Kontrast ajanın dokudaki yoğunluğu, ajanın kimyasal yapısına bağlı olarak değişir. Neoplazi, enfeksiyon, arteriovenöz malformasyon tanısında kontrast madde kullanımı tanıya yönelik önemli bilgiler verir (Konez, 1995; Runge ve ark., 2005; Spratt ve ark., 2020).



Şekil 20. Kontrast ajanın biyodağılımı ve itrahi (Rummeny ve ark., 2008’den uyarlandı)

4.7. Manyetik Rezonans Güvenliği

4.7.1. Statik manyetik alan ile ilişkili riskler

Statik manyetik alan, tarayıcı alan sargıları ile oluşturulur. Alan gücünün en yüksek olduğu yer, tarayıcı tüpünün merkezinden itibaren 25 cm çapındaki bölgedir. Bu sınırların devamında, manyetik alan gücünü kaybeder. Mıknatısın birkaç metre dışındaki bölgeye “saçak alan” denilir. Bu alan mıknatısın etrafında daima bulunur; çünkü günümüzde kullanılan MR cihazlarda mıknatısın kapatılması söz konusu değildir (Konez, 1995; Runge ve ark., 2005; Spratt ve ark., 2020).

Statik manyetik alanın, 4 T gücüne kadar herhangi bir biyolojik etkisinin olmadığı bildirilmiştir. Olası biyolojik etkiler, kanın elektriği iletken olmasından kaynaklanan elektriksel potansiyeldir. Bu durumda elektrokardiyografide (EKG) uzamış T dalgaları izlenebilir (Konez, 1995; Runge ve ark., 2005; Spratt ve ark., 2020).

Demir ve nikelden yapılmış ferromanyetik cisimler, cihazın mıknatısına doğru kuvvetlice çekilir. Bu çekim, ferromanyetik cismin kütlesi ile doğru orantılıdır. Büyük objeler küçük

objelere göre daha büyük bir güç ile çekilir. Uzaklık azaldıkça mıknatısın çekim gücü artar. Bu nedenle, hasta ve teknik personel için cisimlerin mıknatısa doğru hızla hareketi tehlikeli olabilir. Objenin hareketi esnasında hasta veya teknik personel yaralanabilir (Konez, 1995; Runge ve ark., 2005; Spratt ve ark., 2020).

4.7.2. Gradient manyetik alan ile ilişkili riskler

MR sinyalinin uzaysal kodlaması, yani konumlandırılabilmesi için gradient manyetik alan kullanılır. Gradient manyetik alan, hasta veya görevli personel tarafından görülemeyecek şekilde, mıknatıs (magnet) boşluğunda yer alan ek sargılar tarafından üretilir. Bu sargılardaki akım, görüntüleme boyunca hızla açılıp kapatılır. Böylece gradient manyetik alanın yönünün ve şiddetinin değişmesi sağlanır. Gradient sisteminin performansını belirleyen dört temel kriter mevcuttur:

- Bir gradientin belli bir şiddete ulaşma süresi
- Ulaştığı en yüksek şiddet (amplitüd)
- Gradient alanın gücünü düşürmeden ne kadar uzağa gidebildiği (uzaysal doğrusallık)
- Bir eksiklik olmadan gradient alanın hangi sıklıkla yönlendirilebildiği (görev döngüsü)

Bir gradientin belli bir şiddete ulaşma süresi ne kadar düşük ise klinik performansı o kadar yüksektir. Bu kriter, daha kısa TE ve daha kısa eko aralığı elde etmeye yarar. Ayrıca, turbo spin eko (hızlı spin eko) ve kontrastlı MR çekimlerinde görüntü kalitesini artırır (Runge ve ark., 2005; Rummeny ve ark., 2008).

Ulaştığı en yüksek şiddet (amplitüd) yüksek olan gradient alanlar sayesinde difüzyon ağırlıklı görüntülemelerin kalitesi artar. Gradient sargılarının açılıp kapanması sırasında belirgin bir ses oluşur. Bu gürültü, hastayı ve görevli personeli etkileyebilecek bir ses olup, çeşitli işitme koruması yöntemleri kullanılması önerilir (Runge ve ark., 2005; Rummeny ve ark., 2008).

Günümüzde, yeni teknoloji cihazların geliştirilmesinde gradient sargıların oluşturduğu gürültünün azaltılmasına yönelik çalışmalar mevcuttur (Runge ve ark., 2005; Rummeny ve ark., 2008).

Gradient sargıların plastik bir kılıf ile sarılı olarak magnet boşluğunda yer alır. Koruyucu kılıf kullanılmasının sebebi, bunların kapalı bir devre oluşturmalarını engellemektir. Böylece, magnet boşluğunda iletken bir alan ve akım oluşumu engellenir. Aksi durumda, bu bölge ile hastanın teması sonucu hastada yanıklar meydana gelebilir. Ayrıca, hızlı gradient değişimleri periferik sinirlerin uyarılmasına neden olabilir. Eşik değerleri aşılmadığı sürece geri dönüşümsüz etki görülmez (Runge ve ark., 2005).

4.7.3. Radyofrekans manyetik alan ile ilişkili riskler

MRG’de kullanılan RF alanı, spinleri uyarmak ve alıcı sargı tarafından saptanabilecek bir manyetik rezonans sinyali oluşturmaktır. Manyetik rezonansa sebep olan frekans Larmor frekansı olarak adlandırılır. Hidrojen çekirdeği için (protonlar için) bu frekans her T değerinde 42,6 MHz olup, 1,5T’de 63 MHz’dir. RF sargısının tipi, büyüklüğü, hastaya uzaklığı, alanın manyetik gücü, RF pulslarının tipi ve sayısı RF gücünü etkileyen faktörlerdendir. Bu nedenle benzer dalga formları kullanıldığında 180 derece RF pulsu için 90 derece RF pulsunun dört katı RF gücü gerekir (Runge ve ark., 2005).

Görüntüleme esnasında, bu RF pulsu gövdede depolanır. Biriken bu enerjinin değeri vücut ağırlığının kilogramı başına düşen watt ile ölçülür ve özgül emilim oranı olarak ifade edilir. Tüm vücut için 15 dakikaya kadar 4W/kg, kafa için 10 dakikaya kadar 3W/kg, kafa yada vücudun 1 gramının 5 dakika ve daha az süre görüntülenmesi için 8W/kg, kol ve bacakların 1 gramı için 12W/kg olarak sınırlandırılmıştır (Rummeny ve ark., 2008).

RF uygulanması sırasında, hastanın sahip olduğu metal materyaller ısınmaya başlar. Bu nedenle görüntüleme sırasında cilde temas eden metal parça bulunmamalıdır. Çıkarılabilen tüm dental protetik materyaller, metal aksesuarlar görüntüleme esnasında hasta ile temasta olmayacak şekilde uzaklaştırılmalıdır. Hastanın temas ettiği tüm metal parçalar akımın iletilmesine ve hastada yanık oluşmasına sebep olabilir (Tablo 5) (Rummeny ve ark., 2008).

Tablo 5. Manyetik rezonans görüntülemeye alan ile ilişkili riskler

Alan	Aktif olduğu yer	Aktif olduğu zaman	Etki ettiği cisimler	Etkisi
Statik	MR cihazın konumlandığı odada	Her zaman	Ferromanyetik cisimler, kardiyak aletler	Çekme, aletlerde bozulma
Gradient	Mıknatıs tüpünün içerisinde	Görüntü alınırken	Periferik sinirler İşitme	Sinir uyarılması, Gürültü
Radyofrekans	İletici sargı içerisinde	Görüntü alınırken	Tüm iletken maddeler	Metal ısınması

4.8. Manyetik Rezonans Görüntüleme ile Baş Boyun Bölgesinin Değerlendirilmesi

Baş ve boyun anatomik yapıları MRG ile görüntülenebilir. Nazal kavite, paranasal sinüsler, fasiyal dokular, travmatik lezyonlar, baş boyun bölgesine ait neoplaziler, malign lezyonlar, oral ve orofaringeal bölgenin enflamatuar hastalıkları, tümörleri, tükürük bezleri, nörovasküler yapılar ve tiroid dokuların değerlendirilmesinde kullanılabilir (Rummeny ve ark., 2008).

4.8.1. Manyetik rezonans görüntüleme ile burun boşluğu ve paranasal sinüslerin değerlendirilmesi

İnflamatuvar sinus hastalıkları, MRG değerlendirmesi gerekmemesine rağmen tesadüfi bulgu olarak izlenebilir. Salgı bezi kanallarında tıkanma durumunda retansiyon kisti oluşabilir. Polipoid yapılar mukozanın bağ dokusunda sıvı birikimi nedeniyle oluşur. Polip ve retansiyon kistlerinin MRG ile değerlendirilmesinde T1 görüntülerde hipointens ve T2 görüntülerde hiperintens olarak izlenir. Bu durumlar çoğu zaman mukozal kalınlaşma ve sıvı seviyelenmeleri ile beraber görülür. Bunun sebebi kronik inflamasyon veya alerjik reaksiyonlardır. İnflamatuvar değişikliklerde mukozanın değerlendirilmesinde, kontrast tutulumu fazladır. Böylece, mukozaya ile mukozada biriken sıvı kolaylıkla ayırt edilebilir (Konez, 1995; Runge ve ark., 2005; Spratt ve ark., 2020).

Sinüs hastalıklarında destrüktif inflamasyonlar ve komşu dokularda gelişen komplikasyonlar (fungal enfeksiyon, litik lezyonlar, osteomyelit) MRG ile değerlendirilebilir (Konez, 1995; Runge ve ark., 2005; Spratt ve ark., 2020).

Anjiofibroma, lokal destrüktif bir tümördür ve epifarenksin superior duvarından köken alır. Nazal kaviteye, pterigopalatin fossaya, paranasal sinüslere, orbitaya doğru genişleyebilir ve çok büyük boyutlara ulaşabilir. Genç erişkin erkeklerde daha sık görülür (Rummeny ve ark., 2008).

Nazal kavite ve paranasal sinüsleri etkileyen skuamöz hücreli karsinom olgularının değerlendirilmesinde MRG kullanılabilir. Skuamöz hücreli karsinomlar paranasal sinüsler arasında en sık maksiller sinüslerde izlenirken daha nadir olarak etmoid hücrelerde, frontal sinüslerde ve sfenoid sinüslerde görülür (Tablo 6) (Rummeny ve ark., 2008)

Tablo 6. Burun boşluğu ve paranasal sinüs patolojilerinde manyetik rezonans intensiteleri

Yapı	Sekans	İntensite
Mukozada inflamasyon, sinüste sekresyon	T1	Düşük
	T2	Yüksek
Kronik destrüktif inflamasyon	T1	Düşük
	Yağ baskılı T2	Yüksek
Mukosel	T1	Düşük
	T2	Yüksek
İleri evre mukosel	T1	Yüksek
	T2	Düşük

Tablo 6. Burun boşluğu ve paranasal sinüs patolojilerinde manyetik rezonans intensiteleri (devam)

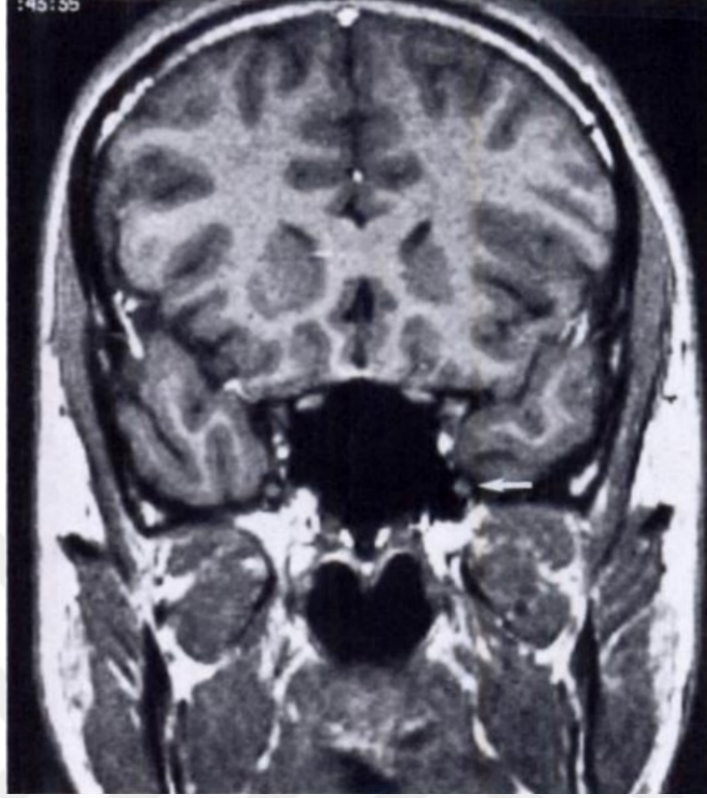
Yapı	Sekans	İntensite
Polip ve retansiyon kisti	T1	Düşük
	T2	Yüksek
Mukozal kalınlaşma	Kontrast tutulumu	Yüksek
Skumöz hücreli karsinom	T1	Orta
	T2	Yüksek
	Kontrast tutulumu	Yüksek ve heterojen
Adenokarsinom	T1	Orta
	T2	Yüksek
	Kontrast tutulumu	Heterojen
Lenfoepitelyal karsinom	T1	Düşük
	T2	Yüksek

4.8.2. Manyetik rezonans görüntüleme ile ağız bölgesinin değerlendirilmesi

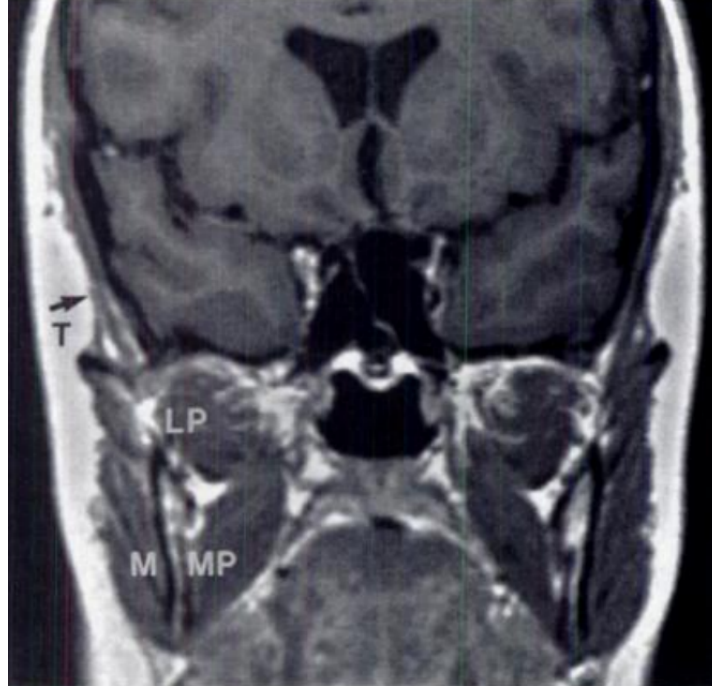
Ağız boşluğuna ait yapıların değerlendirilmesinde genelde sert doku görüntüleme yöntemleri kullanılır. Çiğneme kasları, nöral yapılar, yumuşak dokuya ait patolojik oluşumlar veya sert dokuda başlayıp yumuşak dokuya ilerleyen lezyonlar MRG ile değerlendirilebilir (Şekil 21, Şekil 22) (Majoie ve ark., 1995; Rummeny ve ark., 2008).

Ağız boşluğunun malign tümörlerinin MRG’de özel bir bulgusu bulunmamaktadır. Ağız boşluğunun en sık görülen malignitesi olan skuamöz hücreli karsinomlardır. Orofarenksin skuamöz hücreli karsinomlarının yerleştiği bölgeler tonsillar, palatal arklar, dil kökü ve yumuşak damaktır. T1’de düşük yada orta, T2’de yüksek intensite gösterirler. Kontrast tutulumu yüksek olup heterojen görüntü verir. Skumöz hücreli karsinomların değerlendirilmesinde orta hattan yayılım, kemik yapılara (sıklıkla mandibula) invazyon, lenf bezi tutulumu da MRG’de izlenebilir. Lezyonun cerrahi sınırlarının saptanmasında MRG önemli bulgular sağlayabilir. Dili etkileyen skuamöz hücreli karsinomların görüntülenmesinde dil kökünün, ağız tabanının, lezyonun orta hattan yayılımının değerlendirilmesi mümkündür. Ağız tabanını etkileyen skuamöz hücreli karsinomların tükrük bezi kanalları ile ilişkisi, tükrük

sekresyonunun birikmesi, tükürük bezlerinin enflamasyonu gibi bulguların değerlendirilmesi MRG ile mümkündür (Runge ve ark., 2005; Rummeny ve ark., 2008).



Şekil 21. Koronal T1 ağırlıklı manyetik rezonans görüntüleme kesitinde trigeminal sinirin bir dalı olan maksiller sinirin görüntülenmesi (Majoie ve ark., 1995’den yararlanılarak hazırlanmıştır)



Şekil 22. Koronal T1 ağırlıklı manyetik rezonans görüntüleme kesitinde çiğneme kaslarının görüntülenmesi. Medial pterygoid kas (MP), lateral pterygoid kas (LP), masseter kası (M), ve temporal kas (ok, T) (Majoie ve ark., 1995’den yararlanılarak hazırlanmıştır)

Baş boyun bölgesini etkileyen lenfomalarda ise T1 ağırlıklı görüntüde düşük yada orta intensite, T2 ağırlıklı görüntüleme yüksek intensite saptanmakla beraber, kontrast madde tutulumu homojendir. Bu homojen görüntü ile skuamöz hücreli karsinomlardan ayrılabilir (Runge ve ark., 2005; Rummeny ve ark., 2008).

Lipomlar iyi huylu tümörlerdir ve ağız boşluğu ve orofarenkste nadir görülürler. Belirgin sınırlı, genişleyerek büyüyen, fibröz kapsülü olan tümörlerdir. Dermoidler yağ ve dermal uzantılar içeren iyi huylu tümörlerdir. Epidermoidler, dermoidlerden farklı olarak skuamöz epitel kaynaklıdır. Dermoidler ve lipomlar MRG’de yüksek yağ içerikleri ile belirgin izlenir (Runge ve ark., 2005).

Arteriovenöz formasyonların derinliklerinin belirlenebilmesi için MRG değerlendirmesi önemlidir. Dilde ektopik tiroid genellikle dil kökünde konumlanmış olarak izlenir. Sıklıkla endokrin aktivitesi gösteren ektopik bezin eksizyonu planlanıyorsa, sintigrafi ile fonksiyonunun değerlendirilmedi. Fonksiyonda olan tek tiroid bezi ektopik olarak konumlanan bez olabilir (Tablo 7) (Rummeny ve ark., 2008).

Tablo 7. Ağızda görülebilen patolojilerde manyetik rezonans görüntüleme intensiteleri

Yapı	Sekans	İntensite
Skuamöz hücreli karsinom	T1	Düşük/ orta
	T2	Yüksek
	Kontrast tutulumu	Yüksek/ heterojen
Lenfoma	T1	Düşük
	T2	Yüksek
	Kontrast tutulumu	Yüksek/ homojen
Epidermoid/ Dermoid	T1	Düşük
	T2	Yüksek
Lipom	T1	Yüksek
	T2	Orta
Hemanjiom, arteriyovenöz malformasyon	T1	Orta
	T2	Yüksek
	Kontrast tutulumu	Yüksek
Dilde ektopik tiroid dokusu	T1	Orta/ yüksek
	T2	Yüksek
	Kontrast tutulumu	Yüksek

4.8.3. Manyetik rezonans görüntüleme ile tükürük bezlerinin değerlendirilmesi

Tükürük bezi ve ağız tabanına ait patolojilerin değerlendirilmesinde sert doku görüntüleme yöntemleri genellikle yetersiz kalır. Bu durumlarda MRG ile bölgenin görüntülenmesi gerekebilir. Büyük tükürük bezleri parotis, submandibular ve sublingual tükürük bezleridir. Parotis bezi, dış kulak yolunun önünde, masseter kasının ve mandibula ramusun üzerinde bulunur. Pterigoid fossaya ulaşan uzantısı vardır. İçerisinden fasiyal sinir geçer. Submandibular bez, digastrik kas ile mandibula arasında konumlanmıştır. Sublingual bez ise mylohyoid kasın üzerinde bulunur (Rummeny ve ark., 2008).

Tükürük bezlerinin en sık görülen akut inflamatuvar hastalığı viral parotitis (kabakulak) olup, diğer akut durumların çoğunun sebebi tükürük akışındaki bozukluklardır. Kronik inflamatuvar tükürük bezi hastalıkları, akut inflamasyonun tekrarlamaıyla oluşur. Akut sialadenitte tükürük bezinin boyutu artar ve sınır belirginliği azalır. T2 intensitesi ödeme bağlı artar. Kontrast tutulumu, normal bez parankiminde de yüksek olur ancak inflamasyonda tutulum belirgin düzeyde artar. Kronik inflamatuvar tükürük bezi hastalıklarında ise düşük T1 intensitesi ve orta dereceli/ yüksek T2 sinyal intensitesi saptanır (Runge ve ark., 2005).

Sjögren sendromu, salgı bezlerini tutan otoimmün bir hastalıktır. Tükürük bezi tutulumu var ise MRG’de düşük T1 intensite ve yüksek T2 intensitesi gözlenir (Runge ve ark., 2005).

En sık görülen tükürük bezi tümörü pleomorfik adenomdur ve sıklıkla parotiste gözlenir. Düzgün sınırlı, yuvarlak şekilli olan bu tümörler düşük/ orta dereceli T1 intensitesi ve orta/ yüksek T2 intensitesi gösterir. Eğer lezyon büyükse ve nekroza yol açmış ise bu kısımlar heterojen intensite gösterir. Kontrast tutulumu yüksek değildir ve heterojendir. Uzun dönemde malignleşebilir, bu durumda T2 sinyal intensitesi malign değişiklik için özellikle şüphelidir. Warthin tümörü, ikinci en sık görülen tükürük bezi tümörü olup, bilateral gözlenmesi nadir değildir. MRG değerlendirilmesinde düşük T1 ve yüksek T2 intensitesi gösterir. Bu hali ile pleomorfik adenomdan ayırt edilmesi zordur. Bazen lezyon içeriğinde kistik komponentler bulunabilir ve bu bulgu ayırt edicidir. Adenokarsinom, tükürük bezlerinin en sık görülen malign tümörüdür. Çoğu zaman parotis bezini tutar. MRG ile değerlendirilmesinde özel bir bulgu vermez. Mukoepidermoid karsinomlar, en sık parotiste gözlenen malign tükürük bezi tümörleridir. Tümörler büyük boyutlara ulaşabilir ve destrüksiyona yol açarlar. Erken evre mucoepidermoid karsinomlarda kalsifikasyonlar ve kistik bulgular saptanabilir. İlerlemiş lezyonların T1 ve T2 görüntülerinde orta/ düşük intensite saptanır. Tükürük bezlerinde metaplazik zeminden skuamöz hücreli karsinoma gelişebilir. Bu durum kronik inflamasyonlarda görülebilir. MRG’de spesifik bulgu vermez (Tablo 8) (Rummeny ve ark., 2008).

Tablo 8. Tükrük bezi patolojilerinde manyetik rezonans görüntüleme intensiteleri

Yapı	Sekans	İntensite
Akut sialadenit	T2	Yüksek
	Kontrast tutulumu	Lokelize inflamasyon olan bölgelerde yüksek
Sjögren Sendromu	T1	Düşük
	T2	Yüksek
	Kontrast tutulumu	Yüksek/ homojen
Whartin tümörü	T1	Düşük
	T2	Yüksek
Pleomorfik adenoma	T1	Düşük/ orta
	T2	Orta/ yüksek
	Kontrast tutulumu	Düşük/ heterojen
Malign transformasyon gösteren pleomorfik adenoma	T2	Düşük
Mukoepidermoid karsinom	T1 ve T2	Orta/ düşük
Skvamöz hücreli karsinom	Spesifik intensite göstermez.	

4.8.4. Manyetik rezonans görüntüleme ile benign ve malign kemik ve yumuşak doku patolojilerinin değerlendirilmesi

Osteoid osteoma, genç erişkinlerde daha sık görülen, yeni kemik oluşumu ile karakterize, benign bir kemik lezyonudur. Aspirin ile geçen ağrı tipik bulgusudur. Ağrı genellikle geceleri artar (Runge ve ark., 2005).

Osteoblastom, hem boyutunun daha büyük olması ile hem de histolojik karakteri ile osteoid osteomdan ayrılır. Erkeklerde daha sık görülür. Osteokondrom, daha çok uzun kemikleri tutmakla beraber tüm kemiklerde oluşabilen benign bir kemik tümörüdür. Genelde ağrısızdır. Çocuklarda ve genç erişkinlerde daha sık görülür. Hemanjiomlar daha çok genç ve orta yaş erişkinlerde görülen, kemik içi benign vasküler lezyonlardır. Çoğu asemptomatiktir (Rummeny ve ark., 2008).

Dev hücreli granülomlar, hem kemikte hem de yumuşak dokuda gözlenebilen reaktif tümörlerdir. Genellikle MRG değerlendirmede hipointens halka ile çevrili olarak izlenirler. Hemen hemen tüm sekanslarda düşük intensite gösterirler. Bunun sebebi içeriklerindeki yüksek

kollajen ve hemosiderindir. Anevrizmal kemik kistleri, dev hücreli granülomlar gibi hipointens bir halka ile çevrilidir. İçerisinde septa oluşumu görülmesi nadir değildir. T2 sekanslarda sıvı seviyelenmeleri gösterebilir. Bunun sebebi, içerisinde pıhtılaşmamış kan elemanları barındırmasıdır (Rummeny ve ark., 2008).

Histiositozis X grubundan Langerhans hücreli histiositozun en sık bulgusu soliter kemik lezyonudur. Mandibulada, krater tarzı kemik yıkımı ile sert doku görüntüleme yöntemlerinde bulgu verir. Periodontal hastalığa bağlı kemik yıkımı ile karıştırılabilir. Osteosarkom, osteoid üreten proliferative tümör hücrelerinden oluşur. Çocuklarda ve genç erişkinlerde sık görülen malign bir kemik tümörüdür. Kondrosarkom, primer olarak yada önceden var olan osteosarkom ile sekonder olarak ortaya çıkabilen malign kıkırdak oluşumudur (Runge ve ark., 2005).

Primer kondrosarkom yaşamın 6. dekatında, sekonder kondrosarkom ise gençlerde daha sık görülür. Kemikte inflamasyona bağlı bulgular ile malign lezyonların bulguları MRG’de benzer görüntü verir. Osteoartite genellikle eklem efüzyonu eşlik eder ve bu ayırıcı tanıda kullanılabilecek bir bulgudur (Runge ve ark., 2005).

Travmaya bağlı gelişen kemik ödemi ve kırık hattının izlenebilmesi için önerilen MRG sekansı kontrastsız SE T1, yağ baskılı T2 TSE, STIR sekanslarıdır. Yumuşak dokuda abse ve selülit T1 görüntülerde düşük intensite verir. Kontrast tutulumu absenin çevresindeki dokularda yüksektir. T2 ve STIR sekanslarda yüksek intensite gösterir (Tablo 9) (Rummeny ve ark., 2008).

Tablo 9. Kemik ve yumuşak doku patolojilerinde manyetik rezonans intensiteleri

Yapı	Sekans	İntensite
Osteoid Osteoma	T1	Orta
	T2	Yüksek
Osteblastoma	T1	Düşük/ orta
	T2	Orta/ yüksek
Osteokondrom	T2	Yüksek
Hemanjiom	T1	Düşük/ orta
	T2	Orta/yüksek
Dev Hücreli Granülom	Tüm sekanslar	Düşük
Anevrizmal Kemik Kisti	T2	Sıvı seviyelenmesi

Tablo 9. Kemik ve yumuşak doku patolojilerinde manyetik rezonans görüntüleme intensiteleri (devam)

Yapı	Sekans	İntensite
Langerhans Hücreli Histiositoz	T1	Orta
	T2	Yüksek
Osteosarkom	T1	Orta
	T2	Yüksek
Kondrosarkom	T1	Yüksek
Enfeksiyöz osteoartrit	T2	Yüksek
Enfeksiyon (osteomyelit)	T1	Düşük
	T2	Yüksek
Abse, selülit	T1	Düşük
	T2, STIR	Yüksek

5. GEREÇ ve YÖNTEM

5.1. Etik Kurul Onayı

Bu retrospektif çalışma için Marmara Üniversitesi Tıp Fakültesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanlığı'ndan 07.02.2022 tarihinde onay alındı. (Proje No: 09202272).

5.2. Çalışma Grubu

Bu araştırmada Marmara Üniversitesi Tıp Fakültesi Pendik Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Dahili Bilimler Anabilim Dalı, Radyoloji Bölümü'ne ait MRG arşivinde bulunan, 2014-2021 yılları arasında alınmış 3267 MR görüntüsü tarandı. Çalışmaya dahil edilme kriterlerine uyan 172 kadın ve 48 erkek olmak üzere toplam 220 hastaya ait 440 MK-İAS değerlendirildi.

5.2.1. Dahil edilme ve hariç tutulma kriterleri

Çalışmaya dahil edilme kriterleri aşağıdaki gibi değerlendirildi:

- Görüntülerinin bilimsel araştırmalar amacıyla kullanılabileceğini beyan eden bilgilendirilmiş onam formunun kendisi veya yasal vasisi tarafından imzalanmış hastalara ait görüntüler,
- Metal artefaktı, hareket artefaktı, MRG cihazının baş sabitleyicisine bağlı artefaktların olmadığı görüntüler,
- Bilateral mandibulanın görüntüleme alanı (FOV) dahilinde olduğu görüntüler,
- Değerlendirilen bölgede (bilateral mandibulada) kist, tümör gibi patolojilerin bulunmadığı, MK'nin seyrini ve dallanmasını değiştirebilecek malformasyonların (fibröz displazi, florid osseöz displazi, von Recklinghausen hastalığı) bulunmadığı hastalara ait görüntüler,
- Bimaksiller ortodontik tel ve braket bulunmayan hastalara ait görüntüler,
- Değerlendirilen bölgede gömülü yada yarı gömülü diş ve ona ait patolojilerin bulunmadığı görüntüler çalışmaya dahil edilmiştir.

5.2.2. Görüntülerin elde edilmesi

MR görüntüler 3,0-Tesla (Magnetom Verio, Siemens Healthcare, Erlangen, Almanya) cihazı ile ve Siemens çoklu-sargı ile puls sekans TSE için geçerli standart çekim protokolleri kullanılarak alındı (Tablo 10).

Görüntüleme protokolü aksiyel T1, aksiyel T2, sagittal T1, sagittal T1, sagittal T2, sagittal PD, koronoal T1, koronal T2 sekanslarında gerçekleştirildi. Multiplanar rekonstrüksiyon ile görüntülerden sagittal kesit elde edildi ve parametreler koronal ve sagittal kesitlerde incelendi. T1 ve T2 ağırlıklı MRG'lerde mandibulaya ait nörovasküler dokular düşük sinyal intensitesinde mandibular foramenden mental foramene dek görüntülendi. İAA, boş sinyal intensitesi ile görüntülendi.

DICOM formatındaki görüntü dosyaları sagittal, koronal ve aksiyel olarak rekonstrükte edilmiş olup, görüntü değerlendirmesi INFINITT programı (Versiyon 3.0.11.4 BN11, INFINITT Healthcare Co., Ltd, Güney Kore) kullanılarak gerçekleştirildi.

Tablo 10. Turbo spin eko manyetik rezonans görüntülemeye ait çekim parametreleri

Görüntüleme Parametreleri	T1-ağırlıklı	T2-ağırlıklı	Proton Density
Matriks boyutu (mm)	295 x 229	240x220	240 x 205
FOV (mm)	178 x 178	150 x 150	150 x 150
FA (Dönüş açısı)	90	90	90
TR (Tekrarlanma zamanı)	450	2500	2000
TE (Eko zamanı)	7	80	21

5.3. Değerlendirilen Parametreler

Görüntülerden elde edilen veriler hastaya ait yaş ve cinsiyet bilgileri gibi bilgileri ile birlikte değerlendirildi. Yaş ile ilişkisini değerlendirmek için çalışma grubu; 25 yaş ve altı, 26-35 yaş arası, 36-45 yaş arası ve 45 yaş ve üzeri olmak üzere gruplara ayrıldı. Görüntülenen bölgenin modalitesi servikal, temporal, fasiyal ve temporomandibular olarak kaydedildi.

5.3.1. Bifid mandibular kanal varlığının değerlendirilmesi

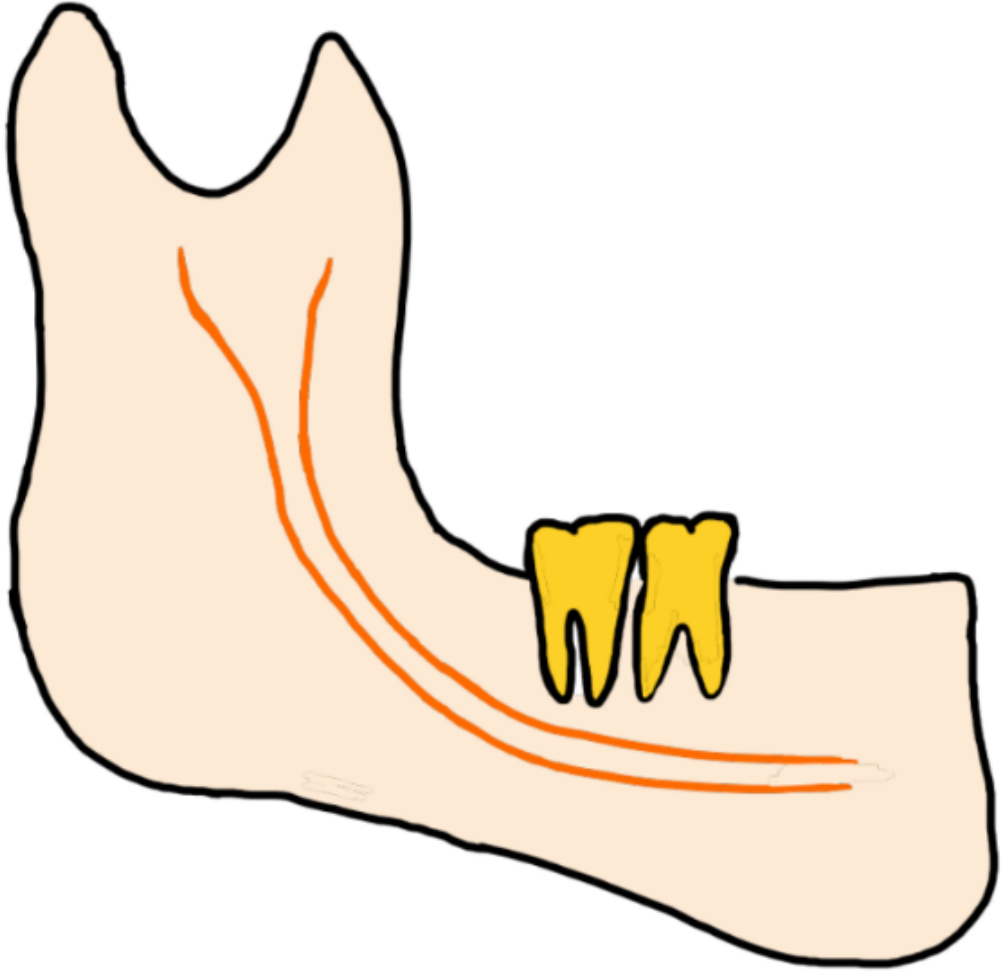
Bu çalışmada, MK-İAS'nin anatomik varyasyonları, BMK görülme sıklığı ve değerlendirilen parametrelere göre dağılımı Naitoh ve ark. (2009)'nın yapmış olduğu sınıflandırmaya göre; ancak dental kanal alt sınıfı hariç tutularak yapıldı (Naitoh ve ark., 2009)

Naitoh ve ark. (2009)'nın yaptıkları çalışmaya göre MK tek bir ana kanal olarak (Şekil 23) veya anatomik varyasyonu olan bir MK olarak gözlenebileceği bildirilmiştir. Bu çalışmada Naitoh ve ark. (2009)'nın yaptığı BMK sınıflaması modifiye edilerek ön kanal, retromolar kanal, bukkolingual kanal olarak üç gruba ayrıldı:

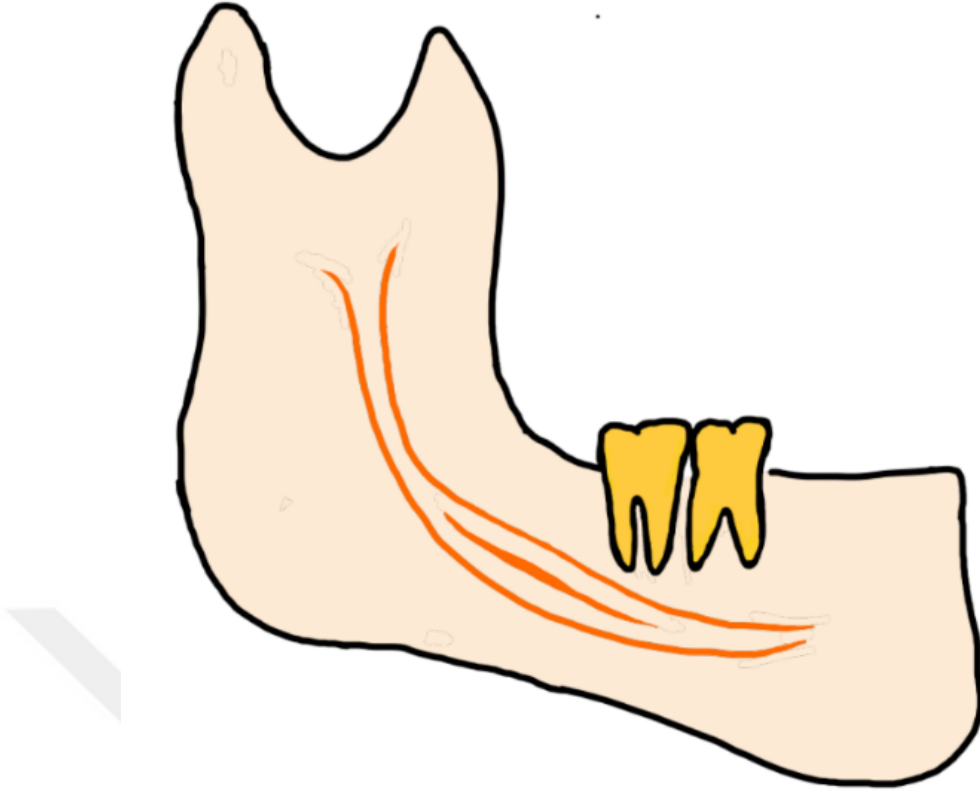
1. Ön Kanal: Ana MK'nin üst sınırından ayrılıp anteriora doğru ilerleyen kanal tipidir. Ön birleşen (Şekil 24) ve ön birleşmeyen (Şekli 25) kanal olarak iki farklı tipi vardır. Ön

birleşen kanal (Şekil 26, Şekil 27, Şekil 28) mandibular ramus bölgesinde ana MK'den ayrılıp anteriora uzanır ve ana MK ile birleşirken; ön birleşmeyen kanal (Şekil 29) ana MK ile buluşmaz.

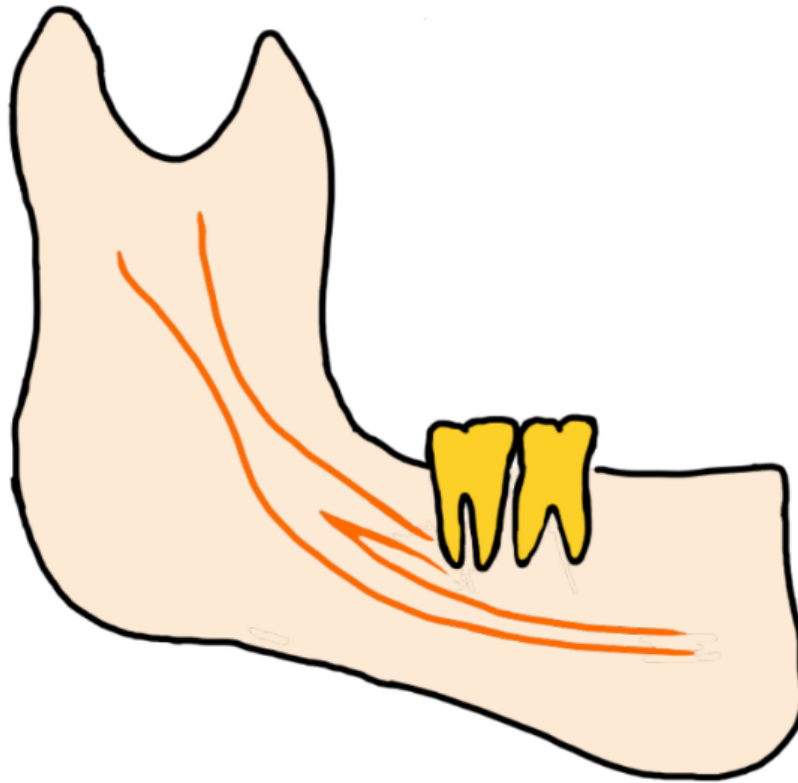
2. Retromolar kanal: Ana MK'den ayrılıp retromolar bölgeye ulaşan varyasyon tipidir (Şekil 30, Şekil 31).
3. Bukkolingual kanal: Ana MK'nin bukkalinde veya lingualinde seyreden dallanma tipidir (Şekil 32, Şekil 33).



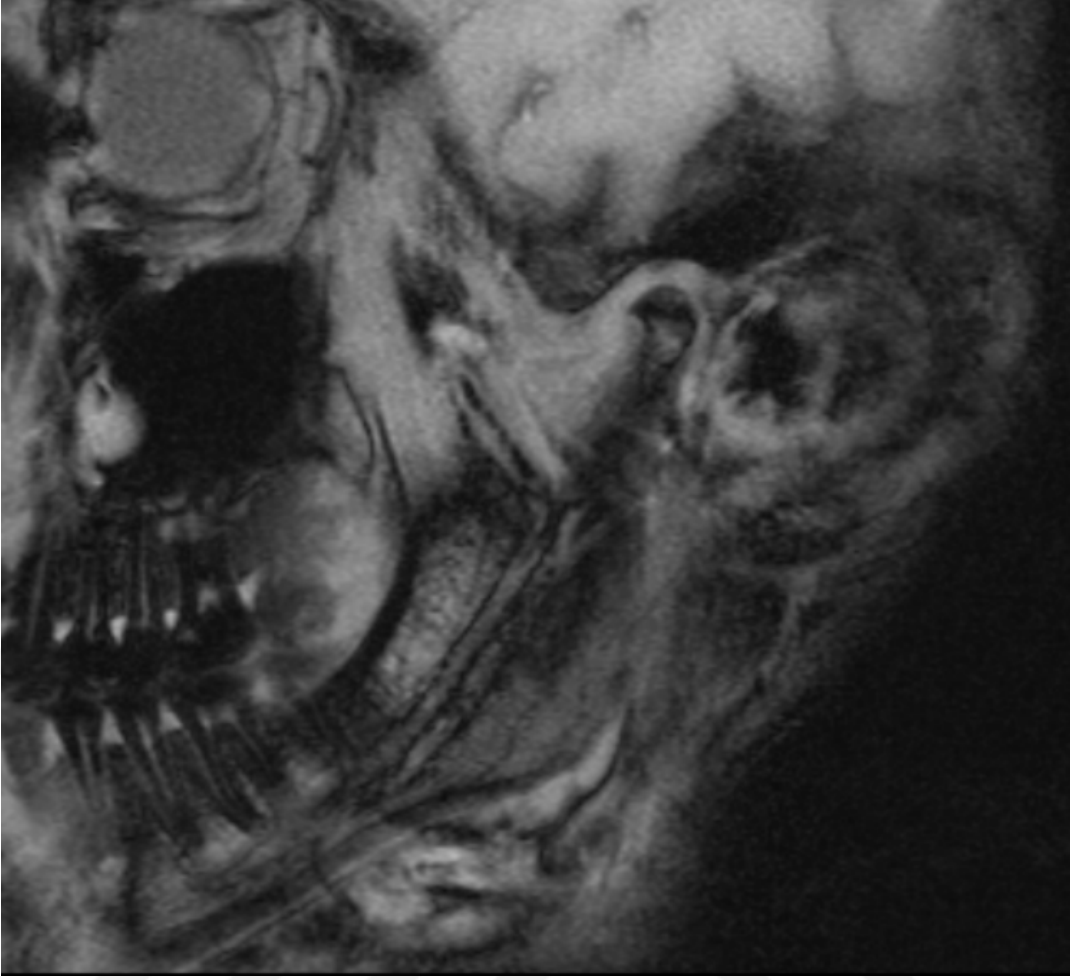
Şekil 23. Anatomik varyasyonu olmayan mandibular kanal



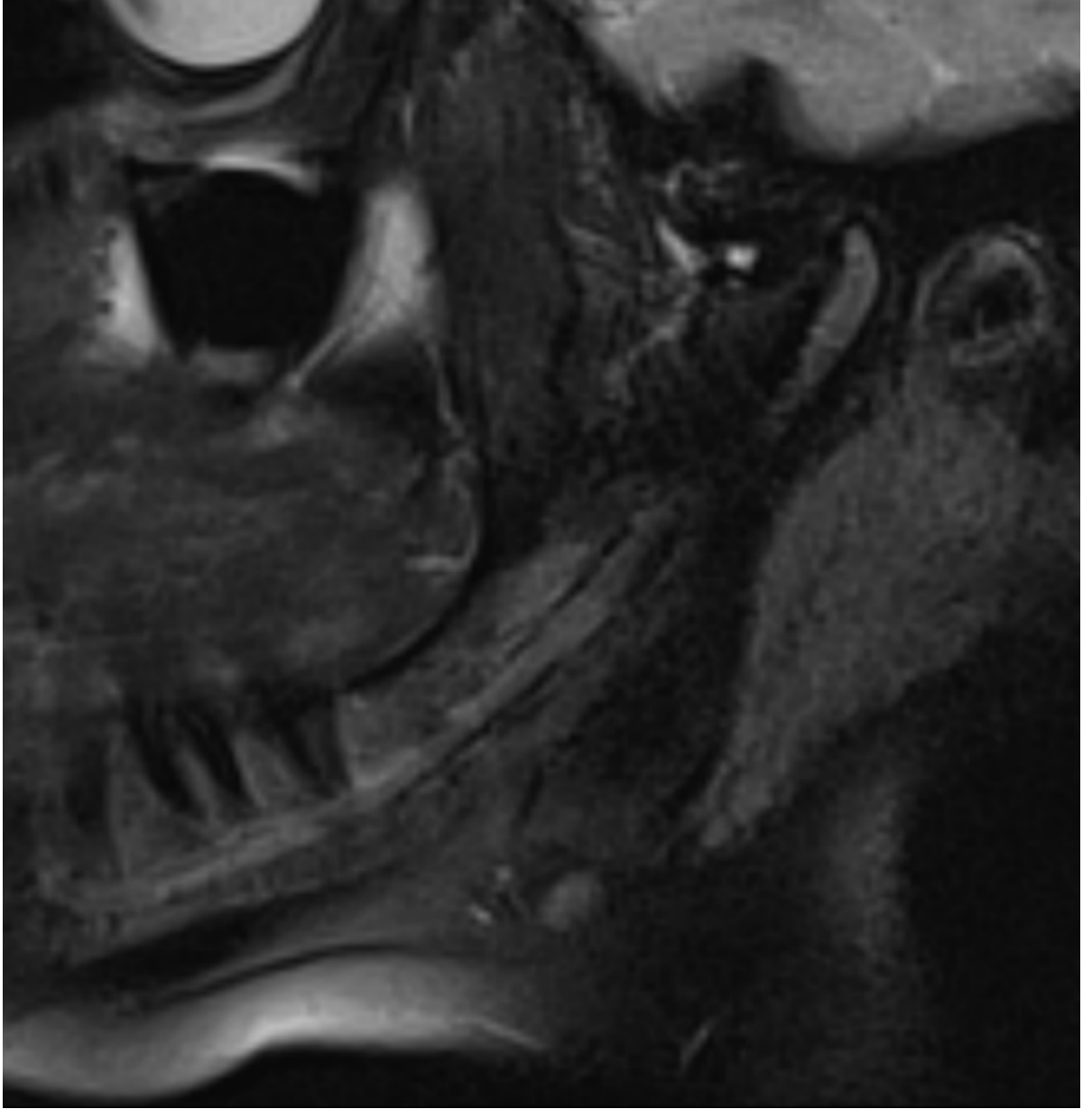
Şekil 24. Birleşen ön kanal tipi bifid mandibular kanal varyasyonu



Şekil 25. Birleşmeyen ön kanal tipi bifid mandibular kanal varyasyonu



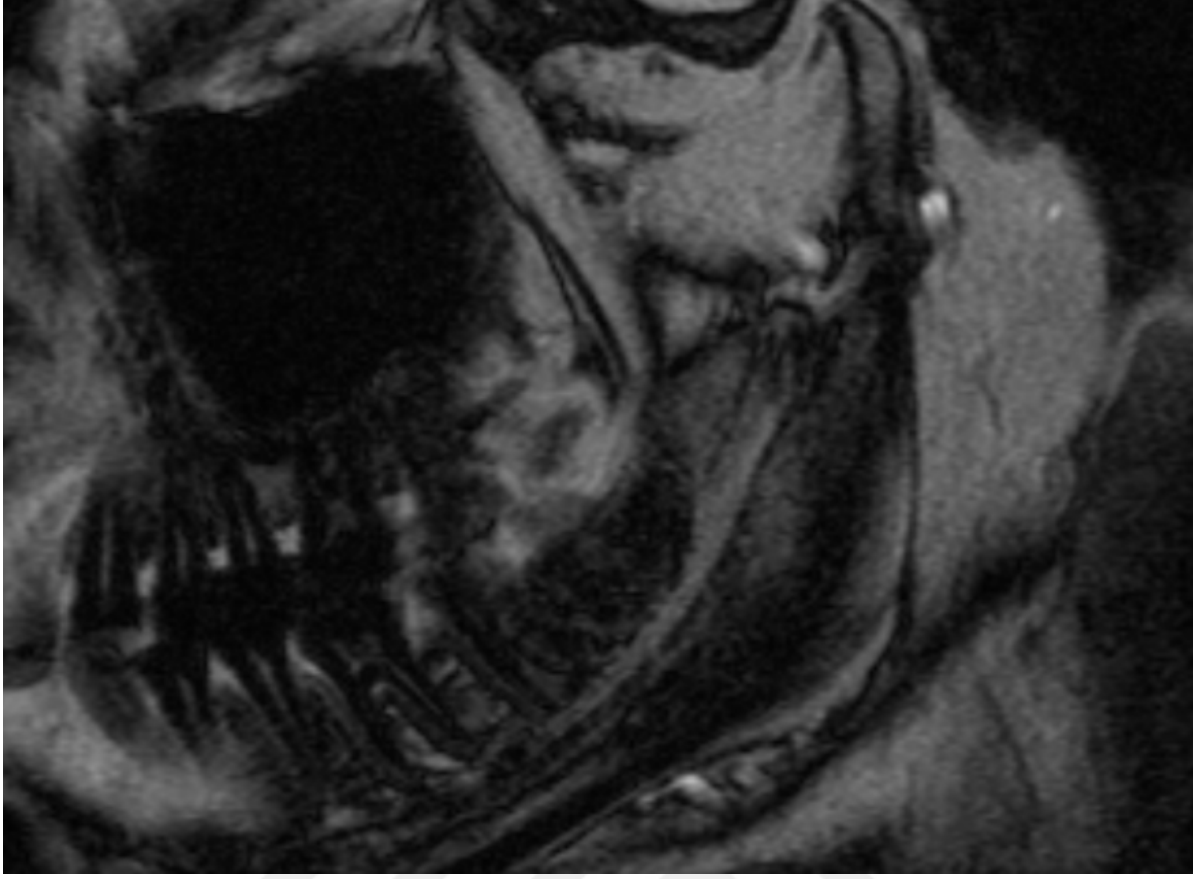
Şekil 26. Turbo spin eko manyetik rezonans görüntüleme T1 ağırlıklı sagittal kesitte ön birleşen kanal varyasyonu



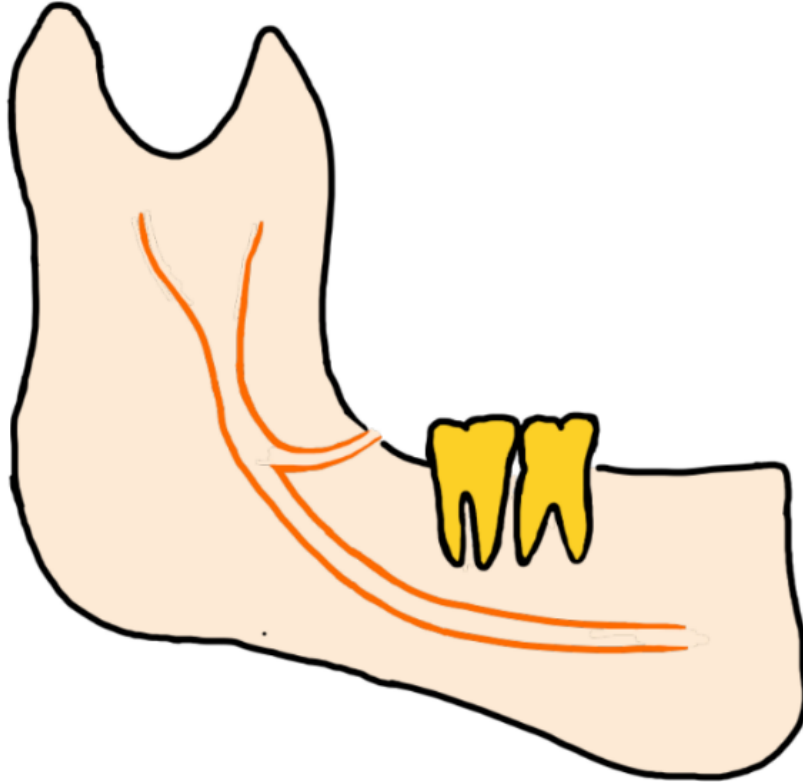
Şekil 27. Turbo spin eko manyetik rezonans görüntüleme T2 ağırlıklı sagital kesitte ön birleşen kanal varyasyonu



Şekil 28. Turbo spin eko manyetik rezonans görüntülemeye ön birleşen kanal varyasyonu a. PD ağırlıklı sagittal kesitte ön birleşen kanal varyasyonu b. T1 ağırlıklı koronal kesitte sol ön birleşen kanal varyasyonu



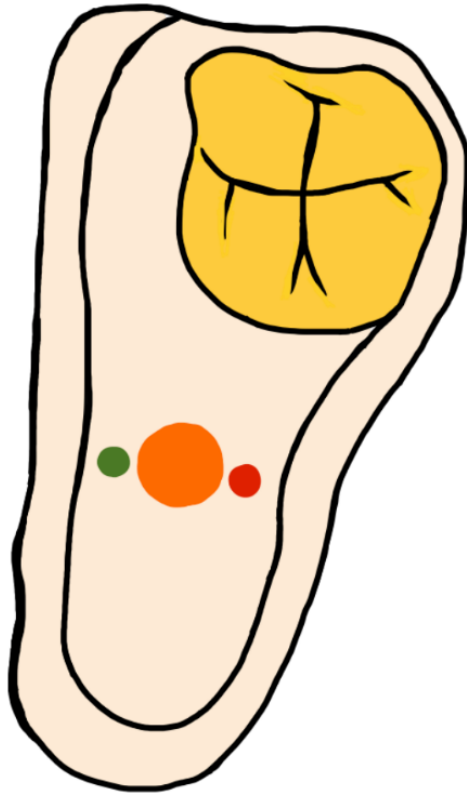
Şekil 29. Turbo spin eko manyetik rezonans görüntüleme T1 ağırlıklı sagittal kesitte ön birleşmeyen kanal varyasyonu



Şekil 30. Retromolar kanal tipi bifid mandibular kanal varyasyonu



Şekil 31. Turbo spin eko manyetik rezonans görüntüleme T2 ağırlıklı sagittal kesitte retromolar kanal varyasyonu



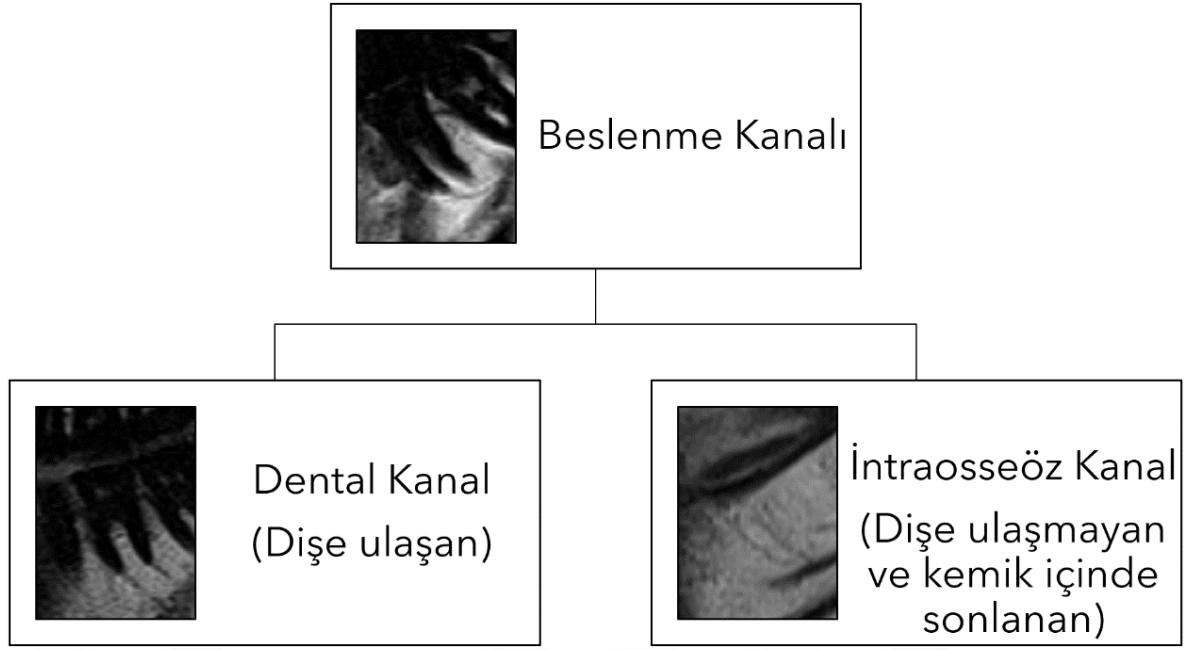
Şekil 32. Bukkolingual kanal tipi bifid mandibular kanal varyasyonu



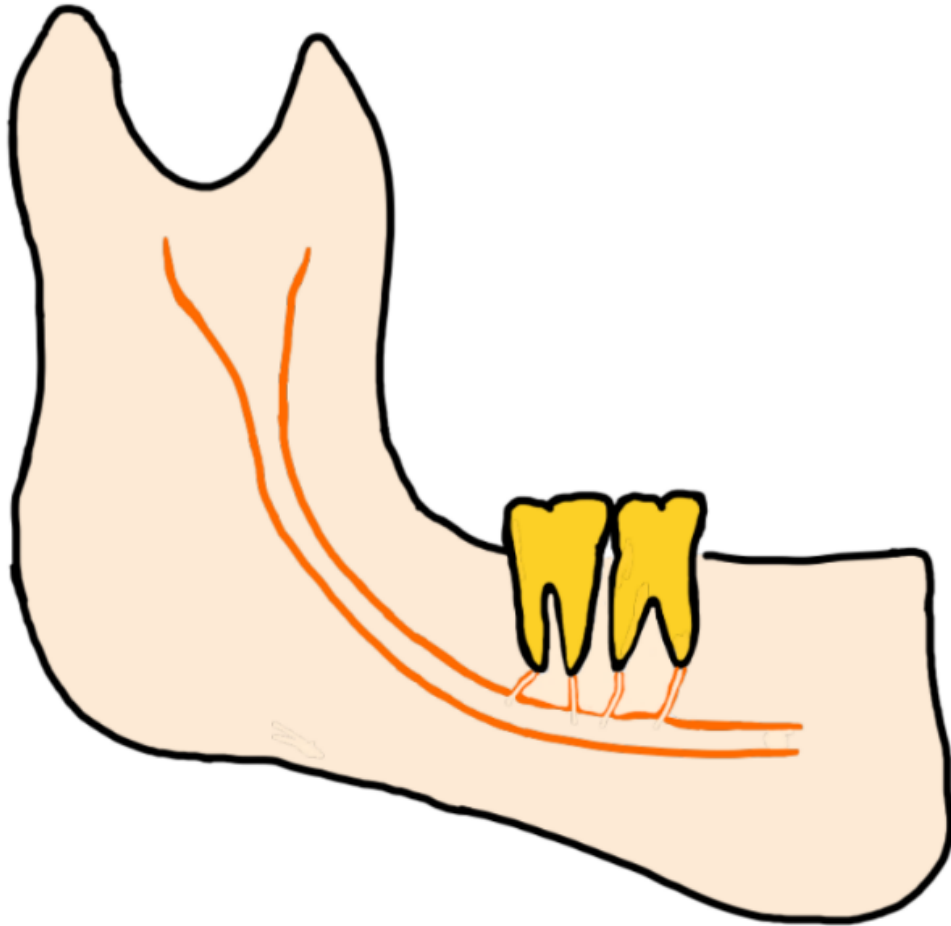
Şekil 33. Turbo spin eko manyetik rezonans görüntüleme T1 ağırlıklı koronal kesitte bukkolingual kanal varyasyonu

5.3.2. Beslenme kanallarının değerlendirilmesi

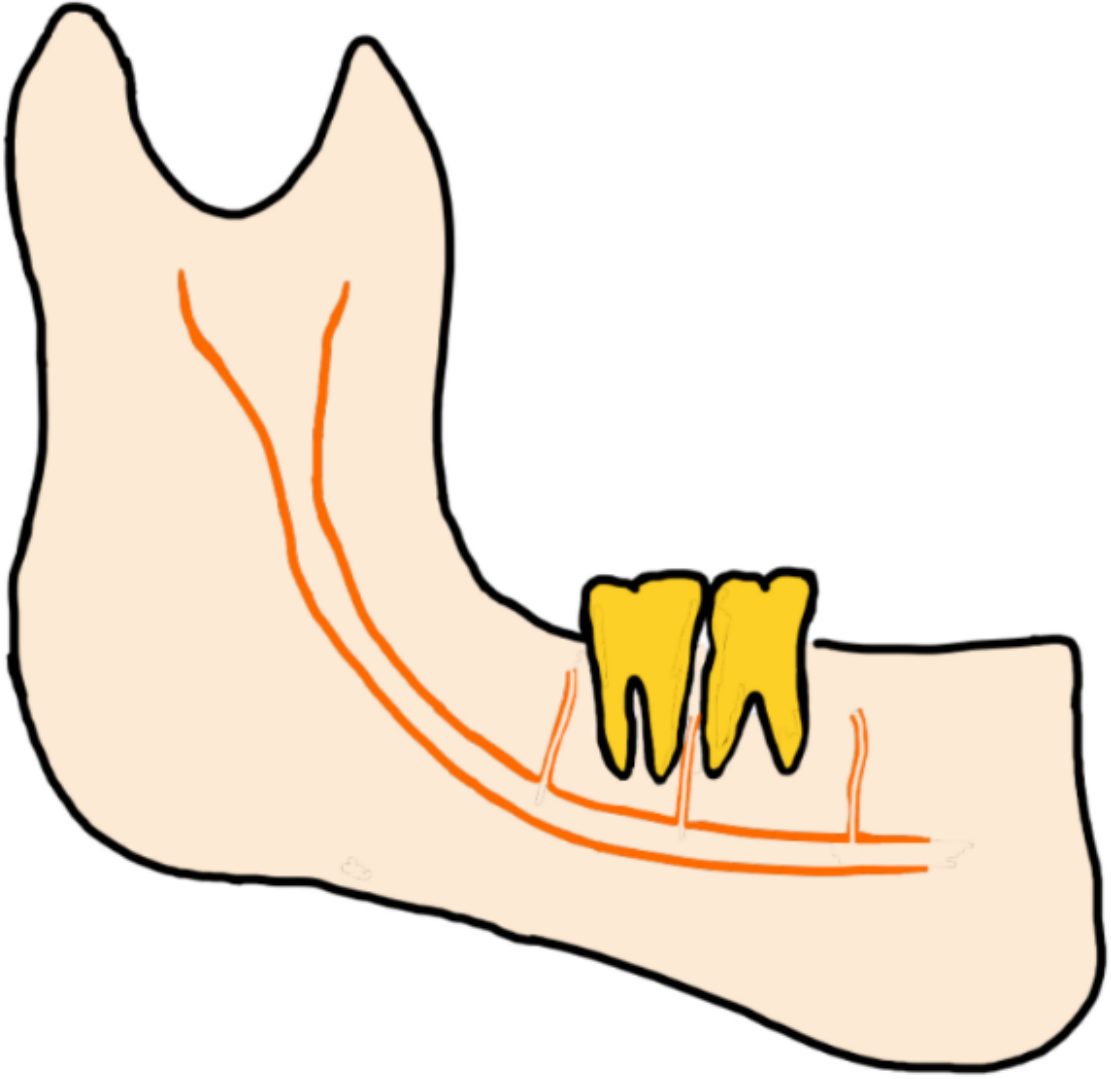
Bu çalışmada, dental kanal alt sınıfı MK'nin anatomik varyasyonları arasında değerlendirilmemiş olup, beslenme kanalları başlığı altında ayrıca incelendi (Şekil 34). MR görüntülerinin incelenmesinde, dişe ulaştığı izlenen İAS dalı dental beslenme kanalı olarak (Şekil 35); dişe ulaşmayan ve İAS'den çıkıp kemik içinde sonlanan sinir dalları ise intraosseöz beslenme kanalı (Şekil 36) olarak değerlendirildi.



Şekil 34. Beslenme kanallarının sınıflandırılması



Şekil 35. Dental beslenme kanalı



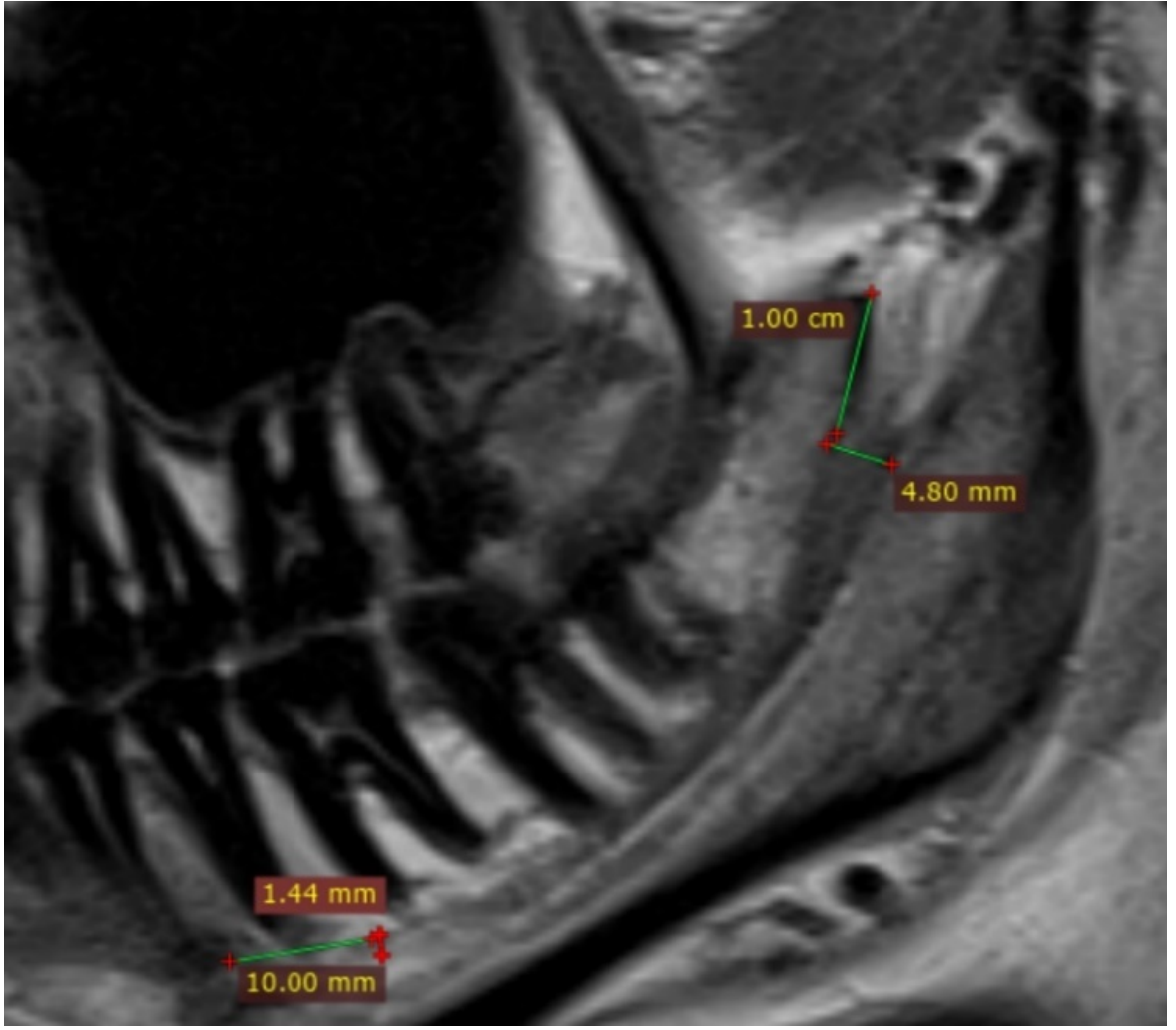
Şekil 36. İntraosseöz beslenme kanalı

5.3.3. Mandibular kanal ve inferior alveolar sinirin çapının değerlendirilmesi

MR görüntülerinden sagittal kesitler multiplanar rekonstrüksiyon ile elde edildi. Mandibular foramenin konumu değerlendirilen üç sekansta (T1, T2, PD) tespit edildi.

Mandibular foramenin 10 mm mezialine (MaF) doğru oblik yönde lineer ölçüm yapıldı. Belirlenen noktadan vertikal yönde lineer ölçüm ile İAS çapı ölçüldü ve kaydedildi. Mental foramenin konumu değerlendirilen üç sekansta sagittal kesitlerde tespit edildi.

Mental foramenin 10 mm distaline (MeF) oblik yönde lineer ölçüm yapıldı. Belirlenen noktadan vertikal yönde lineer ölçüm ile İAS çapı ölçüldü ve kaydedildi (Şekil 37). Çapın lineer ölçümü MK varyasyonlarına göre, İAS seyrine göre ve beslenme kanalı tiplerine göre değerlendirildi.



Şekil 37. Turbo spin eko manyetik rezonans görüntüsü sagittal kesitte mental foramenin 10 mm distalinden (MeF) ve mandibular foramenin 10 mm mezialinden ölçülen (MaF) inferior alveolar sinir çapının gösterilmesi

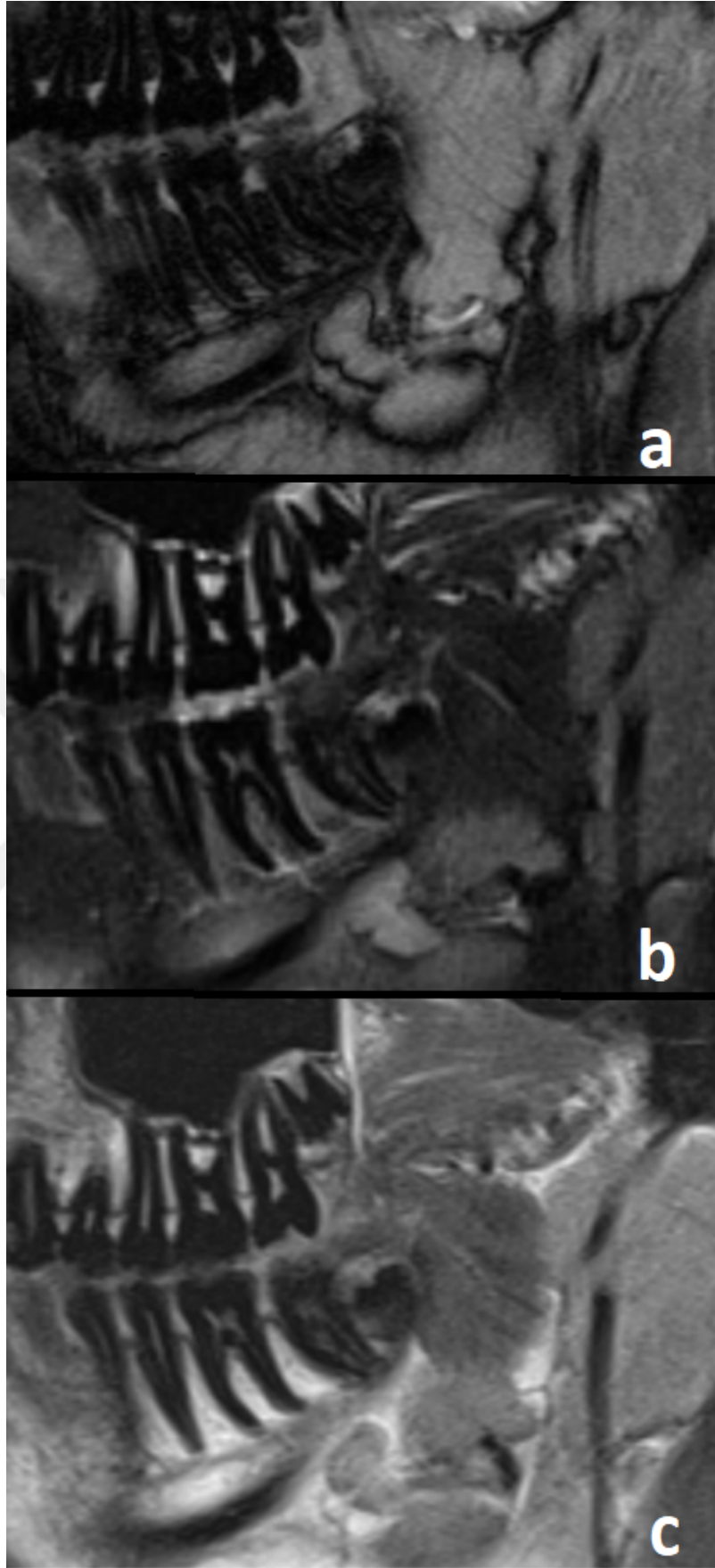
5.3.4. Mandibular kanal ve inferior alveolar sinirin mandibula içerisindeki seyrinin değerlendirilmesi

İAS seyrinin değerlendirilmesi Carter ve Keen (1971)'in çalışmasına göre yapıldı (Carter & Keen, 1971). Bu çalışmaya göre İAS'nin mandibula içerisindeki yerleşimi üç tipte değerlendirildi:

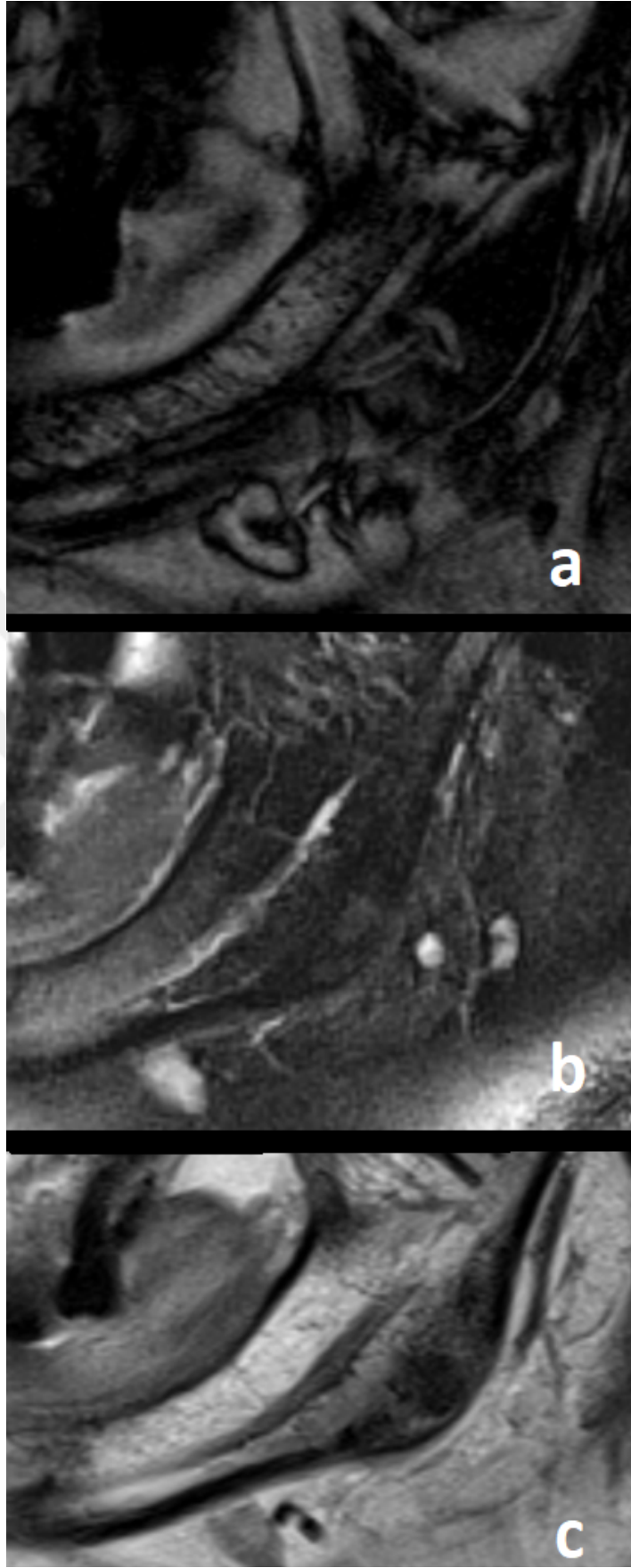
Tip 1: Kemik kanalı içinde uzanan tek büyük İAS tipidir (Şekil 38, Şekil 39).

Tip 2: Mandibulanın inferior sınıfına yakın olarak seyreden, Tip 1 ile kıyaslandığında ana MK'den posterior bölgede dental kanalların ayrıldığı tipdir. Dental kanallar daha uzun ve oblik olarak seyredilir. (Şekil 40).

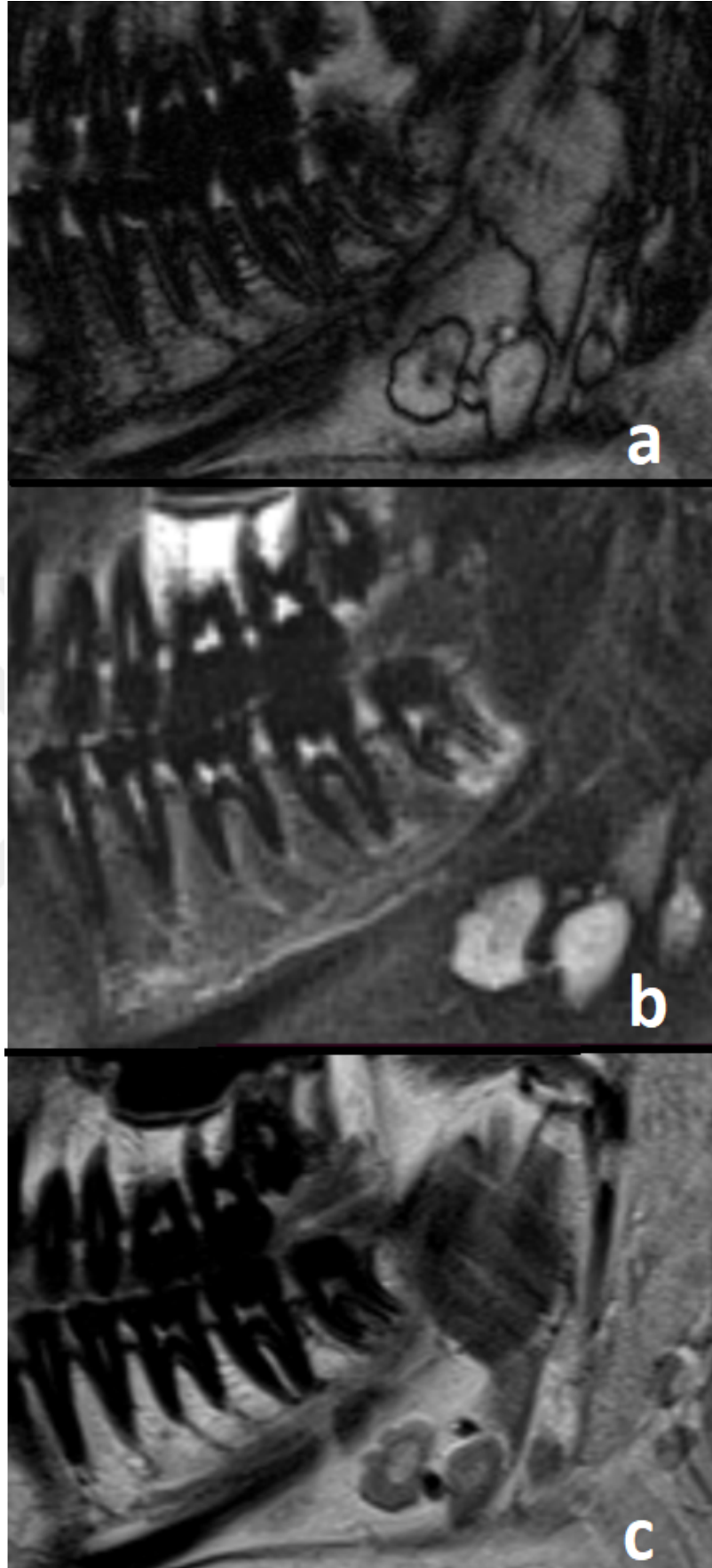
Tip 3: Mandibulanın posterior bölgesinde iki büyük dala ayrılan İAS tipidir (Şekil 41).



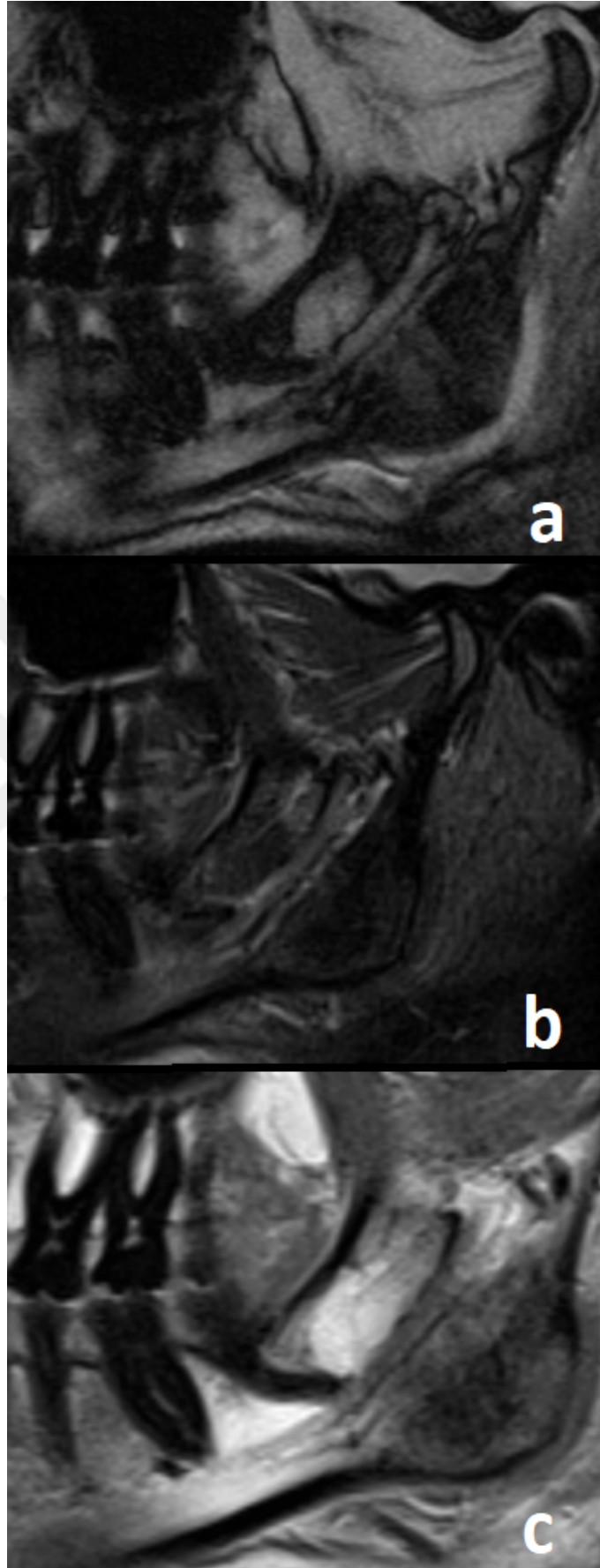
Şekil 38. Turbo spin eko manyetik rezonans görüntüsü sagital kesitlerde dişli hastaya ait Tip 1 inferior alveolar sinir a. T1 ağırlıklı b. T2 ağırlıklı c. Proton Density ağırlıklı görüntülerde diş köklerine yakın tek bir ana dal şeklinde seyreden mandibular kanal



Şekil 39. Turbo spin eko manyetik rezonans görüntüsü sagittal kesitlerde dişsiz hastaya ait Tip 1 inferior alveolar sinir a. T1 ağırlıklı b. T2 ağırlıklı c. Proton Density ağırlıklı görüntülerde tek bir ana dal şeklinde seyreden mandibular kanal



Şekil 40. Turbo spin eko manyetik rezonans görüntüsü sagittal kesitlerde Tip 2 inferior alveolar sinir a. T1 ağırlıklı b. T2 ağırlıklı c. Proton Density ağırlıklı görüntülerde mandibulanın inferiorunda seyreden, uzun ve oblik dental dallar veren mandibular kanal



Şekil 41. Turbo spin eko manyetik rezonans görüntüsü sagittal kesitlerde Tip 3 inferior alveolar sinir a. T1 ağırlıklı b. T2 ağırlıklı c. Proton Density ağırlıklı görüntülerde posteriorda iki daha ayrılarak ilerlediği gözlenen mandibular kanal

5.4. İstatistiksel İncelemeler

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22 programı kullanıldı. Niceliksel parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov ve Shapiro Wilks testleri ile değerlendirildi ve parametrelerin normal dağılım göstermediği saptandı. Çalışma verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metodların (ortalama, standart sapma, frekans) yanısıra niceliksel verilerin karşılaştırılmasında Kruskal Wallis testi ve farklılığa neden çıkan grubun tespitinde Dunn's testi kullanıldı. Niteliksel verilerin karşılaştırılmasında ise Ki-Kare testi kullanıldı. Anlamlılık $p < 0,05$ düzeyinde değerlendirildi.



6. BULGULAR

6.1. Çalışmada Değerlendirilen Parametrelerin Dağılımı

Çalışmada yaşları 7 ile 81 arasında değişmekte olan 172'si (%78,2) kadın ve 48'i (%21,8) erkek olmak üzere toplam 220 hastaya ait, 440 MK-İAS incelendi. Yaş ortalaması $37,23 \pm 16,38$ yılıdır. Hastaların 66'sı (%30) 25 yaş altında iken, 40'ı (%18,2) 26-35 yaş arasında, 44'ü (%20) 36-45 yaş arasında ve 70'i (%31,8) 45 yaş üzerindedir.

Tablo 11. Değerlendirilen bireylerin yaş ve cinsiyet dağılımı

		n (%)
Yaş	<25	66 (%30)
	26-35 yaş	40 (%18,2)
	36-45 yaş	44 (%20)
	>45 yaş	70 (%31,8)
Cinsiyet	Kadın	172 (%78,2)
	Erkek	48 (%21,8)

Değerlendirilen TSE sekanslarının %47,7'si PD iken, %41,6'sı T1 ağırlıklı, %10,7'si T2 ağırlıklı MR görüntüleri idi (Tablo 12).

Görüntülenen sekanslar servikal, temporal, temporomandibular ve fasiyal MRG görüntüleri idi. Toplam 440 adet yarım mandibula MRG görüntüsünün 38 (%8,6) tanesi servikal, 10 tanesi temporal (%2,3), 8 tanesi fasiyal (%1,8) ve 384 tanesi temporomandibular (%87,3) MRG modalitesindeydi.

6.2. Bifid Mandibular Kanal Görülme Sıklığının Değerlendirilmesi

BMK sınıflamasına göre; MK-İAS'lerin %75,9'unda dallanma izlenmedi ve 334 adet MK-İAS'nin anatomik varyasyona sahip olmadığı saptandı. En sık gözlenen BMK tipi, ön kanal olarak saptandı (%14,4). Değerlendirilen görüntülerin %13'ünde ön birleşen kanal, %7,5'inde retromolar kanal görüldü. Değerlendirilen görüntülerin %1,4'ünde ön birleşmeyen kanal (%1,4) izlendi. Birden fazla ek kanalın aynı anda görülme sıklığı %1,4 olarak bulundu. Sıklığı en düşük bulunan BMK tipi bukkolingual kanal varyasyonu (%0,9) olarak tespit edildi. (Tablo 12).

Besleme kanalı sınıflamasına göre, %7,7'sinde hiç besleme kanalı izlenemezken, %29,5'inde yalnızca intraosseöz kanal, %2,7'sinde yalnızca dental kanal ve %60'ında ise hem intraosseöz hem de dental kanal birlikte izlenmişti (Tablo 12).

İAS'nin mandibula içerisindeki seyrinin değerlendirilmesinde en sık görülen Tip 1 (%75,2) olarak bulundu. İkinci en sık izlenen İAS tipi Tip 2 (%21,8) ve en az sıklıkta görülen İAS tipi ise Tip 3 İAS (%3) olarak bulundu (Tablo 12).

Tablo 12. Değerlendirilen parametrelerin dağılımı

		n	%
Sekans	T1	183	41,6
	T2	47	10,7
	Proton Density	210	47,7
Görüntülenen bölge	Servikal MRG	38	8,6
	Temporal MRG	10	2,3
	Fasiyal MRG	8	1,8
	Temporomandibular MRG	384	87,3
Bifid Mandibular Kanal (BMK)	BMK görülmeyen	334	75,9
	Retromolar kanal	33	7,5
	Ön birleşen kanal	57	13
	Ön birleşmeyen kanal	6	1,4
	Bukkolingual kanal	4	0,9
	Birden fazla ek kanal	6	1,4
Beslenme Kanalları	Görülmeyen	34	7,7
	Dental kanal	12	2,7
	Intraosseöz kanal	130	29,5
	İkisi de görülen	264	60
İAS Seyri	Tip 1	331	75,2
	Tip 2	96	21,8
	Tip 3	13	3

Yaş grupları arasında BMK sınıflaması açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$) (Tablo 13).

Cinsiyetler arasında BMK sınıflaması açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p:0,009$; $p<0,05$). Kadınlarda bifid kanal görülmeme oranı (%78,2), erkeklerden (%67,7) daha yüksek iken; erkeklerde ön birleşen kanal görülmeme oranı (%18,8) kadınlardan (%11,3) anlamlı şekilde yüksekti (Tablo 13).

Sağ ve sol taraf arasında BMK sınıflaması açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$) (Tablo 13).

Sekanslar arasında BMK sınıflaması açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$) (Tablo 13).

Bölgeler arasında BMK sınıflaması açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p:0,002$; $p<0,05$). Temporomandibular MR görüntülerinde ön birleşen kanal görülmeme sıklığı (%14,6) diğer bölgelerden anlamlı şekilde yüksekti. Fasiyal MR görüntülerinde ön birleşmeyen kanal görülmeme sıklığı (%12,3) diğer modalitelerden anlamlı olarak yüksekti. Servikal MRG (%5,3)

ve temporal MRG’de (%10) bukkolingual kanal görülme sıklığı, fasiyal MRG ve temporomandibular MRG’de görülme sıklığından anlamlı şekilde yüksek olarak bulundu (Tablo 13).

Tablo 13. Yaş, cinsiyet, mandibulanın sağ/sol tarafı, sekans ve görüntü modalitesine göre bifid mandibular kanal görülme sıklığı

		BMK görülme	Retromolar kanal	Ön birleşen kanal	Ön birleşmeyen kanal	Bukkolingual kanal	Birden fazla ek kanal	p
		n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	
Yaş	<25	101 (%76,5)	6 (%4,5)	20 (%15,2)	3 (%2,3)	0 (%0)	2 (%1,5)	0,308
	26-35 yaş	56 (%70)	6 (%7,5)	14 (%17,5)	2 (%2,5)	0 (%0)	2 (%2,5)	
	36-45 yaş	71 (%80,7)	6 (%6,8)	9 (%10,2)	1 (%1,1)	1 (%1,1)	0 (%0)	
	>45 yaş	106 (%75,7)	15 (%10,7)	14 (%10)	0 (%0)	3 (%2,1)	2 (%1,4)	
Cinsiyet	Kadın	269 (%78,2)	26 (%7,6)	39 (%11,3)	3 (%0,9)	1 (%0,3)	6 (%1,7)	0,009*
	Erkek	65 (%67,7)	7 (%7,3)	18 (%18,8)	3 (%3,1)	3 (%3,1)	0 (%0)	
Mandibula tarafı	Sağ	168 (%76,4)	19 (%8,6)	29 (%13,2)	3 (%1,4)	0 (%0)	1 (%0,5)	0,189
	Sol	166 (%75,5)	14 (%6,4)	28 (%12,7)	3 (%1,4)	4 (%1,8)	5 (%2,3)	
Sekans	T1	146 (%79,8)	15 (%8,2)	17 (%9,3)	0 (%0)	2 (%1,1)	3 (%1,6)	0,386
	T2	34 (%72,3)	5 (%10,6)	7 (%14,9)	1 (%2,1)	0 (%0)	0 (%0)	
	Proton	154 (%73,3)	13 (%6,2)	33 (%15,7)	5 (%2,4)	2 (%1)	3 (%1,4)	
	Density							
Modalite	Servikal	31 (%81,6)	4 (%10,5)	1 (%2,6)	0 (%0)	2 (%5,3)	0 (%0)	0,002*
	Temporal	9 (%90)	0 (%0)	0 (%0)	0 (%0)	1 (%10)	0 (%0)	
	Fasiyal	7 (%87,5)	0 (%0)	0 (%0)	1 (%12,5)	0 (%0)	0 (%0)	
	Temporo mandibula r	287 (%74,7)	29 (%7,6)	56 (%14,6)	5 (%1,3)	1 (%0,3)	6 (%1,6)	
İAS Seyri	Tip 1	259 (%78,2)	25 (%7,6)	37 (%11,2)	3 (%0,9)	3 (%0,9)	4 (%1,2)	0,231
	Tip 2	68 (%70,8)	7 (%7,3)	15 (%15,6)	3 (%3,1)	1 (%1)	2 (%2,1)	
	Tip 3	7 (%53,8)	1 (%7,7)	5 (%38,5)	0 (%0)	0 (%0)	0 (%0)	

Ki-kare testi

*p<0,05

6.3. Beslenme Kanallarının Görülme Sıklığının Değerlendirilmesi

Yaş grupları arasında besleme kanalı sınıflamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu (p:0,007; p<0,05). 45 yaş üzerinde hiç besleme kanalı olmaması sıklığı (%12,9), 25 yaş altından (%3) anlamlı şekilde yüksekti. 25 yaş altında ikisinin de izlenme sıklığı (%70,5), 36-45 yaş (%55,7) ve 45 yaş üzerinden (%51,4) anlamlı şekilde yüksekti. Diğer yaş grupları arasında anlamlı bir fark bulunamadı (p>0,05) (Tablo 14).

Cinsiyetler arasında besleme kanalı sınıflamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı (p>0,05) (Tablo 14).

Sağ ve sol taraf arasında besleme kanalı sınıflaması açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı (p>0,05) (Tablo 14).

Sekanslar arasında besleme kanallarının değerlendirilmesi açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p:0,000$; $p<0,05$). T2 ağırlıklı MRG’de dental beslenme kanalı görülme sıklığı (%10,6), T1 ağırlıklı MRG (%1,1) ve PD MRG’den (%2,4) anlamlı şekilde yüksekti. T1 ağırlıklı (%34,4) ve PD MRG’de (%30) intraosseöz beslenme kanalı görülme sıklıkları, T2 ağırlıklı MRG’den (%8,5) anlamlı şekilde yüksekti (Tablo 14).

Görüntü modaliteleri arasında besleme kanalı sınıflaması açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p:0,000$; $p<0,05$). Temporal MRG’de intraosseöz beslenme kanalı görülme sıklığı (%60), servikal MRG (%15,8), fasiyal MRG (%12,5) ve temporomandibular MRG’den (%30,5) anlamlı şekilde yüksekti. Servikal MRG (%21,1) ve temporal MRG’de (%30) hiç besleme kanalı görülme sıklığı, fasiyal MRG (%0) ve temporomandibular MRG’den (%6) anlamlı şekilde yüksekti (Tablo 14).

İAS seyrinin değerlendirilmesi ile besleme kanallarına göre sınıflaması açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p:0,002$; $p<0,05$). Tip 1 İAS bulunanlarda, intraosseöz beslenme kanalı (%32,6) görülme sıklığı, Tip 2 (%20,8) ve Tip 3 İAS bulunanlara göre (%15,4) anlamlı şekilde yüksekti. Tip 2 İAS bulunan görüntülerde, her iki tip beslenme kanalının beraber izlenme sıklığının (%77,1), Tip 1 İAS bulunanlardan (%54,7) anlamlı şekilde daha yüksek olduğu bulundu (Tablo 14).

Tablo 14. Yaş, cinsiyet, mandibulanın sağ/sol tarafı, sekans ve görüntü modalitesine göre beslenme kanallarının değerlendirilmesi

		Beslenme kanalı görülmeyen	Dental beslenme kanalı	Intraosseöz beslenme kanalı	İkisi beraber görülen	p
		n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	
Yaş	<25	4 (%3)	0 (%0)	35 (%26,5)	93 (%70,5)	0,007*
	26-35 yaş	5 (%6,3)	5 (%6,3)	20 (%25)	50 (%62,5)	
	36-45 yaş	7 (%8)	2 (%2,3)	30 (%34,1)	49 (%55,7)	
	>45	18 (%12,9)	5 (%3,6)	45 (%32,1)	72 (%51,4)	
Cinsiyet	Kadın	26 (%7,6)	8 (%2,3)	101 (%29,4)	209 (%60,8)	0,763
	Erkek	8 (%8,3)	4 (%4,2)	29 (%30,2)	55 (%57,3)	
Mandibula tarafı	Sağ	15 (%6,8)	7 (%3,2)	64 (%29,1)	134 (%60,9)	0,827
	Sol	19 (%8,6)	5 (%2,3)	66 (%30)	130 (%59,1)	
Sekans	T1	11 (%6)	2 (%1,1)	63 (%34,4)	107 (%58,5)	0,000*
	T2	7 (%14,9)	5 (%10,6)	4 (%8,5)	31 (%66)	
	Proton Density	16 (%7,6)	5 (%2,4)	63 (%30)	126 (%60)	
Modalite	Servikal	8 (%21,1)	1 (%2,6)	6 (%15,8)	23 (%60,5)	0,000*
	Temporal	3 (%30)	1 (%10)	6 (%60)	0 (%0)	
	Fasiyal	0 (%0)	0 (%0)	1 (%12,5)	7 (%87,5)	
	Temporomandibular	23 (%6)	10 (%2,6)	117 (%30,5)	234 (%60,9)	

Ki-kare testi

* $p<0,05$

6.4. Mandibular Kanal ve İnförör Alveolar Sinirin Çapının Değerlendirilmesi

BMK tipleri arasında, MeF ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p:0,000$; $p<0,05$). Yapılan Post Hoc Dunn's testi sonucunda; BMK olmayanların MeF çapları, bukkolingual kanal, ön birleşen kanal ve birden fazla dallanmaya sahip kanallardan anlamlı şekilde düşüktü ($p_{\text{BMK olmayan-Bukkolingual}}:0,004$; $p_{\text{BMK olmayan-Ön Birleşen}}:0,000$; $p_{\text{BMK olmayan-birden fazla dallanma olan}}:0,020$; $p<0,05$). Ön birleşmeyen kanal varyasyonuna sahip MK'lerin MeF çapları, bukkolingual kanal varyasyonuna sahip MK'lere göre anlamlı şekilde düşüktü ($p_{\text{Ön birleşmeyen kanal-Bukkolingual}}:0,020$; $p<0,05$). Diğer BMK tipleri arasında anlamlı bir fark bulunamadı ($p>0,05$) (Tablo 15).

BMK tipleri arasında, MaF ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p:0,000$; $p<0,05$). Yapılan Post Hoc Dunn's testi sonucunda; BMK olmayan MaF çapları; retromolar kanal, ön birleşen kanal, ön birleşmeyen kanal, bukkolingual kanal ve birden fazla dallanmaya sahip kanallardan anlamlı şekilde düşüktü ($p_{\text{BMK olmayan-Retromolar}}:0,000$; $p_{\text{BMK olmayan -Ön Birleşen}}:0,000$; $p_{\text{BMK olmayan-Ön Birleşmeyen}}:0,023$; $p_{\text{BMK olmayan-Bukkolingual}}:0,026$; $p_{\text{BMK olmayan -birden fazla dallanmaya sahip olan}}:0,017$; $p<0,05$). Diğer BMK tipleri arasında anlamlı bir farklılık bulunamadı ($p>0,05$) (Tablo 15).

Tablo 15. Mental foramenin 10 mm distalinden (MeF) ve mandibular foramenin 10 mm mezialinden (MaF) ölçülen çapların BMK tiplerine göre değerlendirilmesi

	MeF	MaF
BMK Tipi	Ort±SS (medyan)	Ort±SS (medyan)
BMK olmayan	2,61±0,77 (2,4)	3,16±0,79 (3,1)
Retromolar kanal	2,94±1,02 (2,6)	4,00±0,98 (4)
Ön birleşen kanal	3,38±1,11 (3,5)	4,35±1,26 (4,2)
Ön birleşmeyen kanal	2,56±0,90 (2,5)	4,10±1,01 (3,8)
Bukkolingual kanal	4,02±0,57 (4,1)	4,13±0,65 (4,2)
Birden fazla ek kanal	3,55±1,08 (3,4)	4,02±0,77 (3,9)
Total	2,76±0,9 (2,5)	3,41±0,99 (3,2)
p	0,000*	0,000*

Kruskal Wallis testi

* $p<0,05$

Besleme kanalı sınıflamasına göre MeF ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p:0,000$; $p<0,05$). Yapılan Post Hoc Dunn's testi sonucunda; intraosseöz kanala sahip MK'lerin MeF çapları, hiç besleme kanalı bulunmayan kanallara göre ve her iki tip beslenme kanalının beraber izlendiği MK'lere göre anlamlı şekilde düşüktü ($p_{\text{BMK olmayan-Intraosseöz}}:0,007$; $p_{\text{Her iki BK bulunan-Intraosseöz}}:0,002$; $p<0,05$). Diğer beslenme kanalı tipleri arasında MeF ve MaF ölçümleri açısından anlamlı bir fark bulunamadı ($p>0,05$) (Tablo 16).

Besleme kanalı sınıflamasına göre MaF ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p:0,037$; $p<0,05$). Yapılan Post Hoc Dunn's testi sonucunda; intraosseöz kanalın MaF çapları, hiç besleme kanalı olmayan MK çapına ve her iki beslenme kanalının beraber izlendiği MK çaplarına göre anlamlı şekilde düşüktü ($p_{BK \text{ yok-intraosseöz}}:0,046$; $p_{\text{Her iki BK bulunan-Intraosseöz}}:0,041$; $p<0,05$) (Tablo 16).

Diğer beslenme kanalı tipleri arasında MeF ve MaF ölçümleri açısından anlamlı bir fark bulunamadı ($p>0,05$) (Tablo 16).

Tablo 16. Mental foramenin 10 mm distalinden (MeF) ve mandibular foramenin 10 mm mezialinden (MaF) ölçülen çapların beslenme kanalı (BK) tiplerine göre değerlendirilmesi

Besleme Kanalı Sınıflaması	MeF	MaF
	Ort±SS (medyan)	Ort±SS (medyan)
BK olmayan	3,14±1,13 (3)	3,61±1,19 (3,4)
Dental kanal	2,53±1,04 (2,5)	3,60±1,28 (3)
Intraosseöz kanal	2,49±0,67 (2,4)	3,20±0,88 (3)
İkisi de görülen	2,85±0,92 (2,6)	3,48±0,98 (3,3)
Total	2,76±0,9 (2,5)	3,41±0,99 (3,2)
p	0,000*	0,037*
Kruskal Wallis testi * $p<0,05$		

6.5. Mandibular Kanal ve İnferior Alveolar Sinirin Mandibula İçerisindeki Seyrinin Değerlendirilmesi

Yaş grupları arasında İAS seyrinin sınıflaması açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p:0,002$; $p<0,05$). 36-45 yaş grubunda Tip 1 İAS görülme oranı (%84,1), 25 yaş altı (%65,2) ve 26-35 yaş arası (%71,3) arasında görülme oranından anlamlı şekilde yüksekti. 45 yaş üzerinde Tip 1 İAS görülme oranı (%81,4), 25 yaş altı (%65,2) grubundan anlamlı şekilde yüksekti. 25 yaş altında Tip 2 İAS görülme oranı (%33,3), 36-45 yaş arası (%13,6) ve 45 yaş üzerinde görülme oranından (%14,3) anlamlı şekilde yüksekti. Diğer yaş grupları arasında anlamlı bir fark bulunamadı ($p>0,05$) (Tablo 17).

Cinsiyetler açısından değerlendirildiğinde İAS seyrinin sınıflaması açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ($p>0,05$) (Tablo 17).

Sağ ve sol taraf arasında İAS seyrinin sınıflaması açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ($p>0,05$) (Tablo 17).

Sekanslar arasında İAS seyrinin sınıflaması açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı ($p>0,05$) (Tablo 17).

Bölgeler arasında İAS seyrinin sınıflandırılması açısından anlamlılığa yakın olmakla birlikte istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ($p>0,05$). Farklılık anlamlı olmamakla birlikte

fasiyal MRG’de Tip 2 İAS görülme oranının (%50), servikal MRG’den (%10.5) ve temporal MRG’den (%0) daha yüksek oluşu dikkat çekiciydi (Tablo 17).

Tablo 17. İnförior alveolar sinir seyrinin yaş, cinsiyet, mandibulanın sağ/sol tarafı, sekans ve görüntü modalitesine göre değerlendirilmesi

		Tip 1	Tip 2	Tip 3	p
		n (%)	n (%)	n (%)	
Yaş	< 25	86 (%65,2)	44 (%33,3)	2 (%1,5)	0,002*
	26-35 yaş	57 (%71,3)	20 (%25)	3 (%3,8)	
	36-45 yaş	74 (%84,1)	12 (%13,6)	2 (%2,3)	
	> 45	114 (%81,4)	20 (%14,3)	6 (%4,3)	
Cinsiyet	Kadın	255 (%74,1)	76 (%22,1)	13 (%3,8)	0,140
	Erkek	76 (%79,2)	20 (%20,8)	0 (%0)	
Sağ/Sol	Sağ	167 (%75,9)	46 (%20,9)	7 (%3,2)	0,873
	Sol	164 (%74,5)	50 (%22,7)	6 (%2,7)	
Sekans	T1 ağırlıklı	133 (%72,7)	43 (%23,5)	7 (%3,8)	0,527
	T2 ağırlıklı	33 (%70,2)	12 (%25,5)	2 (%4,3)	
	Proton Density	165 (%78,6)	41 (%19,5)	4 (%1,9)	
Modalite	Servikal	34 (%89,5)	4 (%10,5)	0 (%0)	0,061
	Temporal	10 (%100)	0 (%0)	0 (%0)	
	Fasiyal	4 (%50)	4 (%50)	0 (%0)	
	Temporomandibular	283 (%73,7)	88 (%22,9)	13 (%3,4)	

Ki-kare testi

* $p < 0,05$

İAS seyrine göre yapılan sınıflama ile MeF ve MaF ölçümleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ($p > 0,05$) (Tablo 18).

Tablo 18. Çap ölçümünün inferior alveolar sinir (İAS) seyrine göre değerlendirilmesi

İAS Morfolojisi	MeF	MaF
	Ort±SS (medyan)	Ort±SS (medyan)
Tip 1	2,73±0,87 (2,5)	3,37±0,06 (3,2)
Tip 2	2,86±0,95 (2,6)	3,47±0,99 (3,3)
Tip 3	2,70±1,20 (2,4)	4,04±1,42 (4,2)
Total	2,76±0,9 (2,5)	3,41±0,99 (3,2)
p	0,446	0,166

Kruskal Wallis testi

7. TARTIŞMA ve SONUÇ

7.1. Mandibular Kanal ve İhtiva Ettiği Nörovasküler Dokuların Klinik Önemi

Diş hekimliğinde teşhis ve tedavi planlaması aşamalarında anatomik yapıların konumunu ve yapısını bilmek büyük önem arz eder. Bu aşamalarda klinik muayene eşliğinde radyolojik değerlendirme yöntemlerini kullanmak diş hekimliği pratiğinde vazgeçilmez bir unsurdur. MK-İAS, herhangi bir işlem öncesinde değerlendirilmesi gereken anatomik yapılardan biridir. MK, mandibula içerisinde yer alan ve inferior alveolar nörovasküler dokuları ihtiva eden kemikiçi bir kanaldır. İAS, İAA ve İAV mandibular foramenden başlayarak mental foramene dek mandibula içerisinde horizontal olarak uzanır. İAS'nin konumu, seyri, dişlerle ilişkisi ve çapı uygulanması planlanan tedavi ile ilişkilidir. Bu nedenle, sinire ait elde edilebilecek tüm bilgilerin değerlendirilmesi ve kaydedilmesi gereklidir. Çoğu zaman bilateral olarak tek bir dal halinde seyreden İAS; embriyolojik dönemdeki bazı değişiklikler sonucu anatomik varyasyon içerebilir (Langlais ve ark.,1985; Anil ve ark., 2003).

MK-İAS anatomisi ve anatomik varyasyonlarının değerlendirilmesi, bölgeyi ilgilendiren cerrahi işlemlerden sonra oluşabilecek komplikasyonları önlemede büyük önem taşımaktadır. Bu dokuların cerrahi işlem sırasında hasar görmesi kanamaya ve paresteziye neden olabilir. Ayrıca, anatomik varyasyonlu bir MK-İAS varlığının lokal anestezi uygulamasında başarısızlığa neden olabileceği bildirilmiştir. Lokal anestezi miktarı ve/ veya sinirin dallanmasına bağlı lokal anestezinin zerk edildiği nokta, anatomik varyasyon varlığında dikkate alınmalıdır (Kang ve ark., 2014; Wolf ve ark., 2016).

Munielo-Lorenzo ve ark. (2014) 225 hastaya ait görüntüyü değerlendirmiş ve özellikle çift mandibular foramene sahip BMK'lerde lokal anestezide başarısızlık gözlemlendiği vurgulanmıştır (Munielo-Lorenzo ve ark., 2014).

Grover ve Lorton (1983) MK-İAS'ye uygulanan lokal anestezinin anatomik varyasyon varlığında başarısızlığa uğramayacağını bildirmiştir. Bunun gerekçesi olarak BMK'nin nöral komponent içermediğini savunmuşlardır (Grover & Lorton, 1983). Sanchis ve ark. (2003) ise BMK'nin sinir ihtiva eden bir yapı olduğunu ve aksesuar MK-İAS varlığında lokal anestezide başarısızlık ile karşılaşılabilceğini bildirmişlerdir (Sanchis ve ark., 2003). Gamielien ve Schoor (2016) ise retromolar kanal varlığında, mandibular üçüncü molar dişin innervasyonunda etkili olabileceğini ve İAS blok anestezisinin yeterli olmayacağını savunmuşlardır. 885 kadavra mandibulasını değerlendirdikleri bu çalışmada retromolar kanal sıklığını %8 olarak bildirmişlerdir. Ayrıca retromolar kanalın hem nöral hem de vasküler komponentler içerdiğini

göstermişlerdir. Mandibular üçüncü molar dişin cerrahi işlemlerinde lokal anestezide başarısızlık haricinde işlem sırasında kanama ve işlem sonrasında uyuşukluk gibi komplikasyonların oluşabileceğini sunmuşlardır (Gamielien & Schoor, 2016).

Lew ve Townsen (2006)'ın olgu sunumunda, iki farklı mandibular foramene sahip İAS varlığında lokal anestezi yöntemi olarak İAS bloğunun yeterli olmadığı belirtilmiştir. Ayrıca, BMK içeriğinde yalnızca vasküler komponentin bulunabileceği, yada BMK'nin nörovasküler bir yapı olabileceği belirtilmiş ve bu durumun lokal anestezi uygulamadaki başarıyı etkileyebileceği vurgulanmıştır. BMK'nin ihtiva ettiği dokuların içeriğini saptamak için en güvenilir yöntemin histolojik değerlendirme olduğu da belirtilmiştir. BMK varlığında lokal anestezi uygulamasının başarısızlık ile sonuçlandığı durumlarda Gow-Gates ve Vazirani Akinosi gibi alternatif tekniklerin kullanılabileceği ve böylece solüsyonun İAS bloğundan daha geniş bir alana etki edebileceğini önermişlerdir (Lew & Townsen, 2006).

7.2. Mandibular Kanal ve İnferior Alveolar Sinir Varyasyonlarının Sıklığının Kullanılan Görüntüleme Yöntemine Göre Değerlendirilmesi

Günümüze kadar MK'nin anatomik varyasyonlarının değerlendirilmesi ile ilgili birçok çalışma yapılmıştır. Kadavra diseksiyonu ve görüntüleme yöntemleri MK'nin anatomik varyasyonlarını ve İAS'nin anatomisini ve varyasyonlarını göstermek için kullanılmıştır (Olivier, 1928).

Teknolojik gelişmeler ile görüntüleme yöntemlerinin ilerlemesi ile MK konumunun, seyrinin, anatomik varyasyonlarının değerlendirilmesinde daha detaylı veriler sunmuştur. İki boyutlu radyografi, BMK'nin gösterildiği ilk görüntüleme yöntemi olmuştur (Patterson & Funke, 1973).

İki boyutlu bir görüntüleme yöntemi olduğundan dolayı PR ile MK-İAS değerlendirilmesi yanıltıcı olabilir. Örneğin, mylohyoid oluk ile MK'nin PR'deki superpozisyonu sonucu, anatomik varyasyon olmamasına rağmen BMK görüntüsü oluşabilir (Muinel-Lorenzo ve ark., 2014). Ayrıca Wadu ve ark. (1997) 29 mandibula ile yaptıkları diseksiyon ve PR çalışmasında, iki adet mandibulaya ait MK'nin diseksiyonda gözlenmesine rağmen trabekülasyon yoğunluğunun yetersiz olmasına bağlı olarak PR'de izlenemediğini göstermişlerdir (Wadu ve ark., 1997).

BMK çapının ana MK-İAS'den daha küçük çapta olması nedeniyle PR'de görüntü vermeyebilir. Çevre yumuşak dokuların BMK üzerine süperpoze olması, BMK'nin bukkal veya lingualindeki kemik korteksinin birinin veya ikisinin de kalın olması PR'de BMK tespitini zorlaştırabilir (Angelopoulos ve ark., 2008; von Arx ve ark., 2011).

Nortjé ve ark. (1977) yaptıkları retrospektif PR çalışmasında 3612 hastaya ait görüntüyü değerlendirmiştir. Bu çalışmada, daha öncesinde değerlendirip mandibula içerisinde konumuna göre sınıflandırdıkları PR görüntülerini MK ve anatomik varyasyonları açısından tekrar değerlendirmişlerdir. Üç grupta sınıflandırdıkları MK varyasyonları Tip 1 tek bir mandibular foramenden ayrılan iki kanal; Tip 2 ikinci veya üçüncü molar dişe uzanan ikinci bir kanal; Tip 3 ise iki farklı mandibular foramenden ayrılıp molar dişler bölgesinde birleşen kanal tipi olarak değerlendirmişlerdir. MK tiplerinin dağılımı hakkında bilgi vermeyen bu çalışma, varyasyona sahip MK görüntülerini göstermeyi amaçlamıştır (Nortjé ve ark., 1977).

Durst ve Snow (1980), 1024 PR görüntüsünü değerlendirdikleri retrospektif çalışmada MK ve anatomik varyasyonlarını değerlendirmiştir. Bu çalışmanın giriş kısmında, bir hastaya ait PR görüntüsünde tesadüfen fark ettikleri BMK olgusunun oldukça nadir olduğunu düşündüklerinden ancak bundan bir hafta sonra bir başka PR görüntüsünde BMK saptadıklarından bahsetmişlerdir. BMK olgularının değerlendirilmesi gerektiğini, bunun cerrahi işlemlerde ve adli diş hekimliği uygulamalarında önem arz eden bir varyasyon olduğunu vurgulamışlardır. İnceledikleri 1024 PR görüntüsü içinden 85 tanesinde (%8,3) BMK saptadıklarını bildirmişlerdir (Durst & Snow, 1980).

Grover ve Lorton (1983) 5000 adet PR görüntüsünü değerlendirerek BMK sıklığını %0,08 olarak bildirmişlerdir. Bu çalışmada, yaşları 17-26 arasındaki ordu mensubu genç erkeklere ait görüntüler değerlendirildiğinden dolayı cinsiyet ve yaşla ilgili bir bulgu sunulmamıştır (Grover & Lorton, 1983).

Zografos ve ark. (1990) 700 PR görüntüsü ile retrospektif olarak yaptıkları çalışmada BMK sıklığını %0,4 olarak bildirmişlerdir. Sanchis ve ark. (2003)'ün 2012 PR görüntüsünü değerlendirdikleri retrospektif çalışmada ise BMK sıklığı %0,35 olarak bildirilmiştir. Bu çalışmaların bulgularından elde edilen BMK sıklığı, Langlais ve ark. (1985) ile Durst ve Snow (1980)'un çalışmasında elde ettikleri değere göre daha düşüktür (Durst & Snow, 1980; Langlais ve ark., 1985; Zografos ve ark., 1990; Sanchis ve ark., 2003).

Langlais ve ark. (1985) 6000 PR görüntüsünü retrospektif olarak değerlendirerek saptadıkları BMK sıklığını %0,95 olarak bildirmişlerdir. Bu çalışmada cinsiyetler arasında BMK sıklığı açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır. BMK tiplerini dört alt başlıkta sınıflandırmışlardır. Bu çalışmada bildirilen Tip 3 BMK ile Naitoh ve ark. (2009)'nın çalışmasında bildirilen retromolar kanal tipi benzer olarak tanımlanmış olup sıklığı KIBT ile yapılan çalışmalara kıyasla belirgin olarak düşük olduğu bildirilmiştir. Ayrıca MRG yöntemi kullanılan bu tez çalışmasında da BMK sıklığı ve alt tipi olan retromolar kanal sıklığı daha yüksek olarak

saptanmıştır (Langlais ve ark., 1985; Naitoh ve ark., 2009; Kang ve ark., 2013; Okumus & Dumlu, 2019) (Tablo 19).

Tablo 19. Mandibular kanalın anatomik varyasyonlarını panoramik radyografi ile değerlendiren araştırmacılar

Araştırmacı	Yıl
Nortjé ve ark.	1977
Durst ve Snow	1980
Grover ve Lorton	1983
Langlais ve ark.	1985
Zografos ve ark.	2003
Sanchis ve ark.	2003

BMK'nin küçük bir anatomik yapı olması ve mandibulanın bukkal ve lingual kortekslerinden birinin yada ikisinin birlikte kalın olduğu durumlarda BMK'nin iki boyutlu radyografilerde gözükme olasılığının düşük olduğu düşünülmektedir (Ogawa ve ark., 2016).

Üç boyutlu görüntüleme yöntemlerinin kullanımının yaygınlaşması ile baş ve boyun bölgesinin sert doku komponentlerinin daha detaylı değerlendirilmesi mümkün olmuştur. BT ve KIBT görüntüleme yöntemi diş hekimliğinde en sık kullanılan üç boyutlu görüntüleme yöntemlerindendir (Kang ve ark., 2014).

Birçok araştırmacı KIBT ve BT görüntüleme yöntemlerini mandibulaya ait anatomik oluşumların ve anatomik varyasyonların değerlendirilmesinde kullanmıştır (Naitoh ve ark., 2009; Naitoh ve ark., 2010; Orhan ve ark., 2011; de Oliveira-Santos ve ark., 2012; Kang ve ark., 2014; de Freitas ve ark., 2015; Okumus ve Dumlu, 2019) (Tablo 20).

Shen ve ark. (2014) 308 hastanın KIBT görüntüsünü değerlendirmiş ve BMK sıklığını %42,2 olarak bildirmiştir. Ayrıca Shen ve ark. (2014) yaptıkları bu çalışmada BMK'lerin yaklaşık yarısının (%45) tamamen kortike duvarlara sahip olduğunu bildirmişlerdir (Shen ve ark., 2014). Bu çalışmayı takiben, BMK kortikalizasyonunu BT ve KIBT görüntüleme yöntemleriyle kıyaslayarak değerlendirdikleri çalışmalarında Shen ve ark. (2016) 195 MK görüntüsünü incelemişlerdir. BMK görülme oranı KIBT görüntülerinde (%58,4) BT görüntülerine kıyasla (%30,6) daha yüksek bulunmuştur. Bunun sebebi ise KIBT görüntüleme yönteminin çözünürlüğünün daha yüksek olması ve daha detaylı üç boyutlu görüntü elde edebilmesi olarak gösterilmiştir. Bunlara ek olarak BMK korteksinin kalınlığı ortalama 0,53 mm olarak bulunmuş olup, kortikalizasyon azaldıkça kalınlığın da azaldığı gösterilmiştir. Ayrıca, KIBT ile elde edilen görüntüler üzerindeki ölçümlerde korteks kalınlığının daha düşük olduğu da bildirilmiştir. Bu faktörler elde edilen görüntüdeki MK'nin seyrinin ve anatomik

varyasyonlarının incelenmesinde olumsuz etkiye yol açarak hatalı değerlendirmelere sebep olabilir (Shen ve ark., 2016).

Tablo 20. Mandibular kanalın anatomik varyasyonlarını bilgisayarlı tomografi (BT) ve konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT) kullanarak değerlendiren araştırmacılar

Araştırmacı	Yıl	Kullanılan görüntüleme yöntemi
Rouas ve ark.	2007	BT ve KIBT
Naitoh ve ark.	2009	KIBT
Naitoh ve ark.	2010	BT ve KIBT
Kuribayashi ve ark.	2010	KIBT
Orhan ve ark.	2011	KIBT
de Oliveira-Santos ve ark.	2012	KIBT
Kang ve ark.	2013	KIBT
Rashsuren ve ark.	2014	KIBT
Muinelo-Lorenzo ve ark.	2014	KIBT
Haas ve ark.	2016	BT
Shen ve ark.	2014	BT
Shen ve ark.	2016	BT ve KIBT
Afsa ve Rahmati	2017	KIBT
Yang ve ark.	2017	KIBT
de Castro ve ark.	2018	KIBT
Okumus ve Dumlu	2019	KIBT
Luangchana ve ark.	2019	KIBT
Zhou ve ark.	2020	KIBT
Elnadoury ve ark.	2021	KIBT

de Oliverio-Santos ve ark. (2012) BMK varlığı haricinde BMK çapı, yönü ve MK duvarının kortikalizasyonunu KIBT görüntüleri üzerinde değerlendirmiştir. BMK sıklığını de Oliveira-Santos ve ark. (2012) 100 hastaya ait KIBT görüntüleri üzerinde 200 yarım mandibulada %19 olarak saptamışlardır. Bu çalışmada kullanılan BMK sınıflaması belirtilmemiştir (de Oliveira-Santos ve ark., 2012).

Rouas ve ark. (2007) BT ve KIBT görüntüleme yöntemlerini kullanarak üç olgu sunumunda BMK varlığını göstermişlerdir. Bu çalışmada, BMK varlığının ve sıklığının PR ile yapılan

Çalışmalarda güvenilir sonuç vermediği ve üç boyutlu görüntüleme yöntemlerinin kullanılması gerektiği vurgulanmıştır (Rouas ve ark., 2007).

Naitoh ve ark. (2009) 122 hastaya ait KIBT görüntüsünü retrospektif olarak değerlendirerek hem BMK sıklığını hem de BMK tipleri ile ilgili çalışmalarını sunmuşlardır. Naitoh ve ark., 2010 yılında ise BMK saptamada BT ve KIBT etkinliğini kıyaslayan çalışmalarında, hem KIBT hem de BT görüntüleri bulunan 28 hastanın görüntülerini değerlendirmişlerdir. Bu alışmada 19 MK'nin dört tanesinin KIBT ile grntlenebilirken BT ile grntlenemediğini bildirmişlerdir. Ayrıca görüntülenebilen BMK'lerin uzunluklarının KIBT ile takibinin BT ile değerlendirilmesinden daha doğru olduğu gösterilmiştir. Bunun sebebi BT'de piksel boyutunun ve kesit kalınlığının daha büyük olması olarak gösterilmiştir. Mandibulaya ait anatomik oluşumların değerlendirilmesinde KIBT ve BT görüntüleme yöntemlerinin etkinliğinin eşit olduğunu bildiren bu çalışmada, BMK değerlendirilmesinde KIBT görüntüleme yönteminin daha detaylı görüntü elde etmede başarılı olduğu gösterilmiştir (Naitoh ve ark., 2009; Naitoh ve ark., 2010).

Naitoh ve ark. (2009)'ın retrospektif çalışmasında 122 hastaya ait KIBT görüntülerini değerlendirmiş ve MK'nin anatomik varyasyonlarını retromolar, dental, n (birleşen ve birleşmeyen) ve bukkolingual (bukkal ve lingual) olarak dört kategoride sınıflamışlardır. Naitoh ve ark. (2009)'nın çalışmasına göre hastaların %65'inde, sağ ve sol olarak değerlendirildiğinde ise tüm MK'lerin %43'nde BMK görülmüştür (Naitoh ve ark., 2009).

Naitoh ve ark. (2009)'nın çalışmasından elde edilen bulgulara göre en sık görülen BMK tipi n kanal olarak izlenmiştir. Naitoh ve ark. (2009)'nın çalışmasında görülme sıklığı %27,9 olarak bildirilen n kanal görülme sıklığı bu tez çalışmasında %14,4 (%13 birleşen n kanal, %1,4 birleşmeyen n kanal) olarak saptanmıştır. Orhan ve ark. (2011) yaptıkları retrospektif KIBT çalışmasında n kanal görülme sıklığını %17,8 olarak bildirmiştir. Orhan ve ark. (2011) alışmasında en nadir görülen BMK tipi dental kanal olarak saptanırken, bu çalışmada dental kanal izlenen görüntüler BMK sınıflamasına dahil edilmemiş olup beslenme kanalı sınıflamasının bir alt grubu olarak değerlendirilmiştir. Bu tez çalışmasında en nadir görülen BMK tipi bukkolingual kanal (%0,9) olarak izlendi. Naitoh ve ark. (2009)'nın yaptıkları çalışmada en nadir görülen BMK tipi bukkolingual kanal olarak izlenmiştir (%0,8) (Naitoh ve ark., 2009; Orhan ve ark, 2011). Birden fazla BMK tipinin aynı anda izlendiği MK tipleri bu tez çalışmasında birden fazla ek dal olarak varyasyon olarak sınıflandırıldı ve sıklığı ise %1,4 olarak saptandı.

Kang ve ark. (2014) yaptıkları retrospektif KIBT çalışmasında 1933 hastaya ait görüntüyü değerlendirilmiştir. Bu alışmada Naitoh ve ark. (2009)'nın sınıflaması kullanılmış olup, 198

(%10,2) hastada BMK görüldüğü bildirilmiştir. Yaş ve cinsiyet ile BMK sıklığı arasında anlamlı bir ilişki saptanamamıştır. En sık görülen BMK tipi retromolar kanal (%52,5) olarak bildirilmiş olup ön kanal sıklığı %40,9 ve dental kanal sıklığı %4,5 olarak bildirilmiştir. En nadir görülen BMK tipi bukkolingual kanal olup sıklığı %3 olarak gösterilmiştir (Naitoh ve ark., 2009; Kang ve ark. 2014) (Tablo 21).

Tablo 21. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT) görüntüleme yöntemi ile yapılan çalışmalardan elde edilen bifid mandibular kanal (BMK) sıklığı

Araştırmacı	Yıl	Kullanılan Sınıflama	BMK Sıklığı (%)
Naitoh ve ark.	2009	Naitoh ve ark.	43
Naitoh ve ark.	2010	Naitoh ve ark.	32,1
Kuribayashi ve ark.	2010	Nortjé ve ark.	15,6
Orhan ve ark.	2011	Naitoh ve ark.	46,5
Rashsuren ve ark.	2014	Naitoh ve ark.	16,2
Kang ve ark.	2014	Naitoh ve ark.	10,2
Shen ve ark.	2014	Naitoh ve ark.	27,6
Shen ve ark.	2016	Naitoh ve ark.	42,2
Zhang ve ark.	2018	Naitoh ve ark.	8,4
Okumuş ve Dumlu	2019	Naitoh ve ark.	24,8
Zhou ve ark.	2020	Naitoh ve ark.	26,17

Kuribayashi ve ark. (2010) yılında 301 yarım mandibuladaki BMK sıklığını Nortjé ve ark. (1977) çalışmasındaki sınıflamayı kullanarak KIBT görüntülerinde değerlendirmiştir. Bu çalışmada BMK sıklığı %15,6 olarak saptanmıştır. Bu çalışmada KIBT görüntüleme yöntemi kullanarak yapılan çalışmalarda BMK sıklığının PR ile yapılan çalışmalara kıyasla daha yüksek olduğu vurgulanmıştır (Nortjé ve ark., 1977; Langlais ve ark., 1985; Kuribayashi ve ark., 2010).

Kieser ve ark. (2004) yaptıkları mikrodiseksiyon çalışmasında İAS tiplerini dört gruba ayırmışlardır. İAS dallanmalarının varlığına ve konumuna göre oluşturulan sınıflamada, en sık görülen İAS tipi ana sinirden ayrılan belirgin bir dallanmanın olmadığı Tip 1 olarak bulunmuştur (erkeklerde %59,6; kadınlarda % 52). İkinci en sık görülen İAS tipi molar bölgede plexus bulunduran İAS tipi olmuştur (erkeklerde %21,1; kadınlarda %26). Ayrıca, İAS tiplerinin yaşa ve cinsiyete bağlı olarak değişmediği Kieser ve ark. (2005) yaptıkları çalışmada gösterilmiştir (Kieser ve ark, 2004; Kieser ve ark., 2005).

Luangchana ve ark. (2019) yaptıkları retrospektif KIBT çalışmasında 243 hastaya ait görüntüler değerlendirilmiştir. MK'nin anatomik varyasyonlarının değerlendirilmesinde plexus tipi

dallanmalar da sınıflandırmaya dahil edilmiştir. Pleksus tipi dallanmaların klinik öneminin yüksek olduğu ve zarar görmesi durumunda postoperatif ağrıya gelişebileceği bildirilmiştir. Bu retrospektif çalışmada değerlendirilen görüntülerin %43,62'sinde dallanma gözlenmiştir. Bunların %43,75'i premolar bölgede, %43,59'u ise molar bölgede olduğu belirtilmiştir. Kadın ve erkeklerde gözlenen dallanmalar arasında, premolar bölgede istatistiksel anlamda bir fark gözlenmezken; molar bölgede görülen dallanmaların erkeklerde daha yüksek olduğu istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Dişsiz hastalarda dallanma görülen bölgelerde sağ veya solda görülmesinin istatistiksel olarak anlamlı olmadığı belirtilmiştir (Luangchana ve ark., 2019).

Afsa ve Rahmati (2017) 58 hastanın KIBT görüntülerini değerlendirdikleri çalışmada dallanma olmayan MK sıklığını %59,5 olarak bildirmiştir. En az bir dal veren MK görülme sıklığı %40,5 olarak bildirilmiştir. BMK tiplerini tanımlarken Naitoh ve ark. (2009)'nın yaptığı sınıflamayı kullanmayan bu çalışmada MK'nin verdiği dallanmalar sırayla, bir ek dal sıklığı %31, iki ek dal %6,9, üç ek dal %1,7 ve beş ek dal görülme sıklığı ise %0,9 olarak belirtilmiştir (Naitoh ve ark., 2009; Afsa ve Rahmati, 2017).

de Castro ve ark. (2018) 700 hastanın KIBT görüntülerini değerlendirdikleri retrospektif çalışmaya göre BMK görülme sıklığı %41,1 olarak ve BMK sıklığı diğer retrospektif KIBT çalışmalarına göre daha yüksek olarak bildirilmiştir (de Castro ve ark., 2018). Valenzuela-Fuenzalida ve ark. (2020)'nin MK varyasyonlarını araştıran 32 adet makaleyi inceledikleri derlemede, toplam 4056 adet mandibula, BMK sıklığını bulmak amacıyla değerlendirilmiş olup bunlardan 800 tanesinde BMK saptanmıştır. (Valenzuela-Fuenzalida ve ark., 2020). Fukami ve ark. (2012) yaptıkları kadavra diseksiyon çalışmasında MK varyasyonları KIBT ve spiral tomografi ile değerlendirilmiştir. Bu çalışmada retromolar kanal varlığının klinik önemi vurgulanmıştır (Fukami ve ark., 2012). Rashsuren ve ark. (2014) 500 hastanın KIBT görüntüleri ile yaptıkları çalışmada BMK ve trifid kanal sıklığı değerlendirilmiştir. Bu çalışmada BMK sıklığı %16,2 olarak bulunmuştur (Rashsuren ve ark., 2014). Thakur ve ark. (2021) yaptıkları çalışmada BMK sıklığı %19,31 olarak bulunmuştur (Thakur ve ark., 2021).

Zhou ve ark. (2020) BMK sıklığını değerlendirdikleri retrospektif KIBT çalışmasında 321 hastaya ait görüntüyü incelemiş ve %26,17 olarak bildirmişlerdir. Bu retrospektif çalışmada Naitoh ve ark. (2009)'nın yaptıkları sınıflamayı kullanılarak BMK görüntülerini değerlendirmişlerdir. Bildirilen BMK tiplerinin %46,67'si retromolar kanal, %40'ı ön kanal, %10,48'i dental kanal ve %2,86'sı bukkolingual kanal olarak saptanmıştır. En sık görülen BMK tipi retromolar kanal olarak gösterilirken, en nadir görülen BMK tipi bukkolingual kanal olarak bildirilmiştir (Naitoh ve ark., 2009; Zhou ve ark., 2020). Bu tez çalışmasında ise en nadir

görülen BMK tipi bukkolingual kanal olarak bulunmuştur. Zhang ve ark. (2018) 1000 adet hastanın KIBT görüntülerini değerlendirdikleri çalışmada BMK sıklığını %8,4 olarak bildirmişlerdir. Ayrıca yaşamın ikinci dekatındaki bireylerde BMK sıklığının daha düşük olduğu bildirilmiştir (Zhang ve ark., 2018). Bu tez çalışmasında ise yaş grupları ile BMK sıklığı arasında anlamlı bir farklılık bulunamadı. Retromolar kanal görülme sıklığı %68,4 olarak saptandı ve en sık görülen BMK tipi olarak bildirildi. Bu tez çalışmasında en sık gözlenen BMK tipi ise ön kanal varyasyonu oldu (Tablo 22).

Iwanaga ve ark. (2017) yaptıkları endoskopik MK çalışmasına göre retromolar kanal görülme sıklığını %18,8 olarak bildirmişlerdir. Bu tez çalışmasında ise retromolar kanal görülme sıklığı %7,5 olarak bulundu (Iwanaga ve ark., 2017). Motamedi ve ark. (2016) retromolar kanal içerisinde retromolar sinirin bulunduğunu ve bu dallanmanın bukkal dişetine, mandibular ikinci ve üçüncü molar dişlere, retromolar bölgenin mukozasına ulaştığını ifade etmiştir. Ayrıca bu çalışmaya göre retromolar kanal, mandibulanın normal bir anatomik yapısı olarak değerlendirilmiştir (Motamedi ve ark., 2016)

Tablo 22. Çalışmalarda değerlendirilen bifid mandibular kanallar arasında ön kanal, retromolar kanal ve bukkolingual kanal tiplerinin sıklığı (%)

	Naitoh ve ark. (2009)	Orhan ve ark. (2010)	Kang ve ark. (2014)	Zhang ve ark. (2018)	Okumus ve Dumlu (2019)	Bu tez çalışması (2023)
Ön kanal	60	38	40,9	13,7	48,7	59,4
Retromolar kanal	29,8	34,7	52,5	68,4	26,2	31,1
Bukkolingual kanal	1,8	17,8	2,0	0	9,6	3,7

Kullanılan görüntüleme yöntemi ve sınıflandırma kriterleri aynı olan çalışmalarda bildirilen BMK sıklığı birbirlerinden farklı olmuştur. Naitoh ve ark. (2009)'nın yaptıkları sınıflamayı kullanıp, KIBT üzerinde sağ/sol olarak değerlendiren çalışmalarda BMK sıklığı % 8,4 – 46,5 arasında değişmektedir (Orhan ve ark., 2011; Haas ve ark., 2016; Zhang ve ark., 2018; Okumus ve Dumlu, 2019; Zhou ve ark., 2020; Thakur ve ark., 2021). Haas ve ark. (2016)'nın meta analiz çalışması sonucunda, BMK sıklığının kadavra diseksiyon çalışmalarında ortalama %6,46; PR çalışmalarında %4,2 ve BT/ KIBT ile yapılan çalışmalarda ise %16,25 olarak bulunduğu bildirilmiştir (Haas ve ark., 2016)

de Oliveria-Santos ve ark. (2012)'ın KIBT çalışmasında 200 adet MK'nin kortikalizasyonunu değerlendirmiş ve %59'unun kanal korteksinin belirgin olduğunu saptamışlardır. Bu çalışmada, %23'ünün MK kortikalizasyonu olmamasına rağmen kanalın seyrinin KIBT ile belirlenebildiği gösterilmiştir. Değerlendirilen MK'lerin %18'inin periferindeki kemikte kortikalizasyon olmadığından dolayı konumunun ve seyrinin değerlendirilmediği belirtilmiştir (de Oliveira-Santos ve ark., 2012).

Sert doku görüntüleme yöntemlerinden olan BT ve KIBT, MK'nin korteksinin değerlendirilmesini sağlar ve İAS'nin görüntülenmesine olanak tanımaz. Ayrıca trabekülasyonun azaldığı sistemik durumlarda ve yaşla beraber azalan kemik yoğunluğu tablosunda MK'nin değerlendirilmesi oldukça zorlaşır (Cavalcanti ve ark., 1999).

Thakur ve ark. (2021)'nin retrospektif çalışmasında MK'nin kortikalizasyonu değerlendirilmiş olup görüntülerin %55,68'inde azalmış kortikalizasyon saptanmış olup, %23,86'sında MK korteksi izlenememiştir (Thakur ve ark., 2021). MK'nin duvarının yapısı Iwanaga ve ark. (2020) yaptıkları çalışmada dört farklı tipte incelenmiştir. Bunlar Sınıf I (trabeküler), Sınıf II (osteoporotik), Sınıf III (yoğun/ düzensiz) ve Sınıf IV (yumuşak) olarak sınıflandırılmıştır. Farklı yapıdaki MK duvarı tipleri sert doku görüntüleme yöntemlerinde kanalın görünürlüğünü etkileyebileceği bildirilmiştir (Iwanaga ve ark., 2020).

Gelişen görüntüleme teknolojisi ile çözünürlüğü ve detayları izleyebilme özelliği artan MRG yönteminin diş hekimliği uygulamalarında kullanımı son yıllarda yaygınlaşmıştır. MRG ile baş boyun bölgesinin değerlendirilmesi ile yumuşak doku komponentlerine dair önemli bilgiler elde edilebilir (Beck ve ark., 2021). MK kortikalizasyonunun KIBT gibi sert doku görüntüleme yöntemlerinde MK değerlendirilmesi için yetersiz kaldığı durumlarda, MK-İAS görüntülemesi için MRG kullanılabilir. Ayrıca KIBT ile yalnızca MK duvarının yapısına göre değerlendirme mümkün iken, MRG ile içerisinde bulundurduğu nörovasküler yapıların konumu, seyri ve varyasyonları da değerlendirilebilir (Eggers ve ark., 2005; Weckx ve ark., 2016).

MRG'nin KIBT görüntüleme yöntemine göre radyasyon içermemesi, daha az artefakt oluşturan bir görüntüleme yöntemi olması gibi avantajları mevcuttur. Bunlara rağmen yüksek maliyet, diş hekimleri ve hastaları için zor ulaşılabilir olması, görüntüleme süresinin uzun olması, harekete bağlı oluşabilecek artefaktların MRG için de söz konusu olması, metal ve elektronik cihaz kullanımında endike olmaması, klostrofobik hastalar için zorlayıcı olması gibi dezavantajları da göz önünde bulundurulmalıdır (Imamura ve ark., 2004). Bu tez çalışmasında puls sekans MRG yöntemi kullanılmış olup, baş boyun bölgesine ait nörovasküler dokular düşük sinyal intensitesinde değerlendirildi. İAS ve İAA'nin sinyal intensiteleri yakın değerlerde olduğundan dolayı iki yapının ayrımı puls sekans turbo spin eko

görüntüleme ile yapılamadı. BMK varlığında dahi İAA, MK-İAS ve BMK'nin inferiorunda takip edilebildi. MRG yöntemi kullanılarak sinyal intensitesinin değerlendirilmesi ile ayırt edilemeyen İAS ve İAA'nın kesin ayrımı için histolojik inceleme gerekliydi.

Literatürde, MRG ile MK-İAS değerlendiren çalışmalarda MK'nin konumunun ve seyrinin tespiti değerlendirilmiştir (Imamura ve ark., 2004; Chau, 2012; Krasny ve ark., 2012; Assaf ve ark., 2014; Kreutner ve ark., 2017; Beck ve ark., 2020) (Tablo 23).

Tablo 23. Mandibular kanal ve anatomik varyasyonlarını konik ışınli bilgisayarlı tomografi ve manyetik rezonans görüntüleme yöntemlerini beraber kullanarak değerlendiren araştırmacılar

Araştırmacı	Yıl
Imamura ve ark.	2004
Chau	2012
Deepho ve ark.	2017
Beck ve ark.	2021

Günümüzde kullanılan MRG sekanslarının çözünürlüğü, MK ve anatomik varyasyonları gibi küçük anatomik yapıların değerlendirilmesine olanak tanır. Böylece MRG, diş hekimliğinde kullanım alanı genişlemiş olan, baş ve boyun bölgesindeki yumuşak dokuların detaylı değerlendirilebildiği bir görüntüleme yöntemi olmuştur. Burian ve ark. İAS anatomisinin ve anatomik varyasyonlarının MRG ile değerlendirilebileceğini göstermiştir (Burian ve ark., 2019).

Doğru sekansın görüntü elde edilmesinden önce karar verilip ve görüntü parametrelerinin doğru ayarlanması MRG yöntemi için önemli bir husus olup, değerlendirilecek dokunun veya patolojinin özelliklerine göre seçilir. Hem puls sekansları ile hem de Volümetrik İnterpolasyonlu Nefes Tutma Değerlendirmesi (VIBE) sekansları ile baş boyun bölgesine ait anatomik yapılar değerlendirilebilir (Kreutner ve ark., 2017). Bu tez çalışmasında puls sekanları arasında bulunan TSE sekansı kullanıldı. TSE sekansı hızlı olması ve maliyetinin düşük olması ile baş boyun bölgesini görüntülemeye avantajları bulunan bir görüntüleme sekansı olarak bildirildi.

Günümüzde farklı sekanslarda MRG yöntemi kullanılarak İAS görüntülenen çalışmalar bildirilmiştir. MRG yönteminde kullanılan sekansların özelliklerine göre, görüntülenmesi istenen dokunun intensitesi değişir. Sinyal intensitesindeki artış ve azalmalar sayesinde değerlendirilmek istenen yapının özellikleri hakkında bilgi edinilebilir (Deepho ve ark., 2018; Beck ve ark., 2021).

Mandibulaya ait nörovasküler dokuların değerlendirilmesinde puls sekanslar, yağ baskılı sekanslar, gradient eko sekansları kullanılabilir (Nasel ve ark., 1998; Eggers ve ark., 2005; Krasny ve ark., 2012) (Tablo 24).

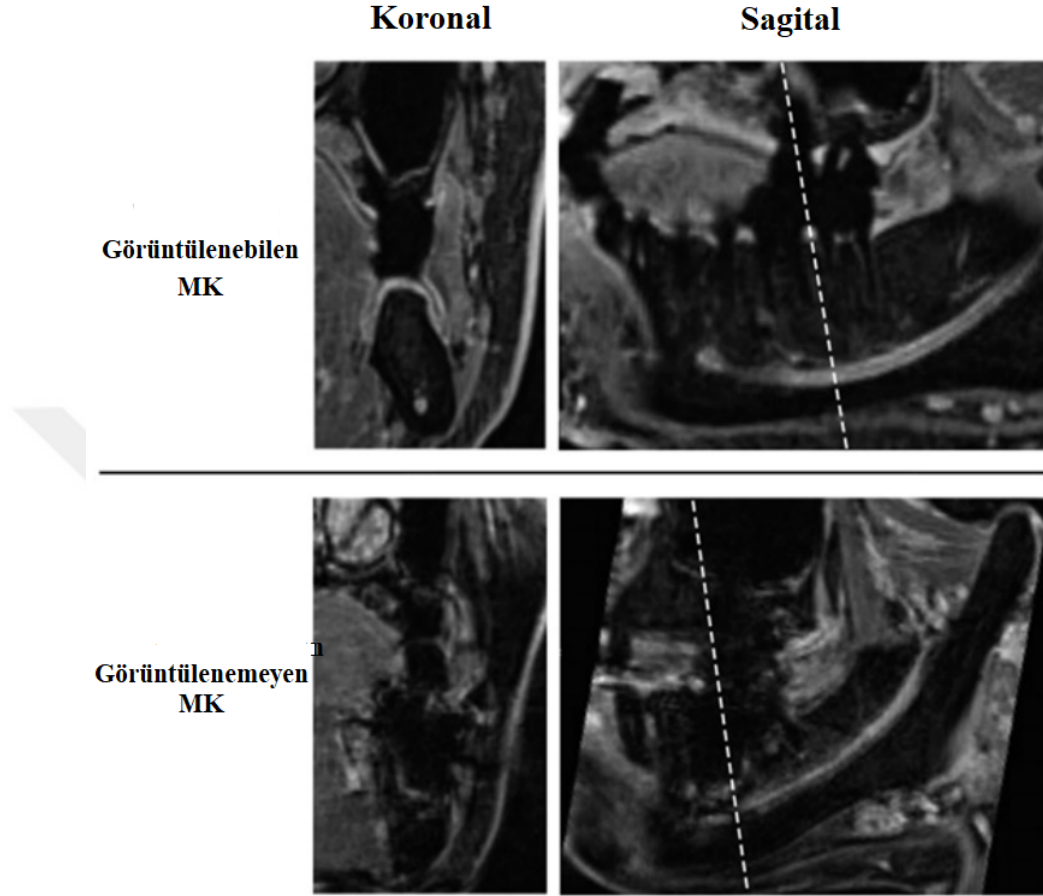
Tablo 24. İnför alveolar sinir ve anatomik varyasyonlarını manyetik rezonans görüntüleme yöntemi ile değerlendiren araştırmacılar

Araştırmacı	Yıl	Konu
Nasel ve ark.	1998	Mandibular nörovasküler demetin konumunun saptanması
Eggers ve ark.	2005	Mandibular sinir konumunun MRG ile değerlendirilmesinin etkinliğinin BT ile kıyaslanması
Krasny ve ark.	2012	İnför alveolar sinirin MRG ile değerlendirilmesi
Kreutner ve ark.	2017	Mandibular kanalın görüntülenmesinde Gradient eko ve Spin eko MRG sekanslarının karşılaştırılması
Deeptho ve ark.	2018	BT ve MRG füzyon görüntüleri ile mandibular kanal konumunun değerlendirilmesi
Burian ve ark.	2019	İnför alveolar sinir ve lingual sinirin MRG ile morfometrik değerlendirilmesi
Wamasing ve ark.	2019	Mandibular kanalın anatomik varyasyonlarının MRG ile değerlendirilmesi
Beck ve ark.	2021	MRG'nin mandibular kanal ile üçüncü molar ilişkisinin değerlendirilmesinde BT ve KIBT ile karşılaştırılması
Bu tez çalışması	2023	Mandibular kanalın anatomik varyasyonlarının ve beslenme kanallarının MRG ile değerlendirilmesi

Deeptho ve ark. (2017) yaptıkları çalışmada iki farklı VIBE MRG sekansı değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada 28 hastaya ait kontrast madde verilmeden alınan VIBE MR görüntüleri ve kontrast madde verildikten sonra alınan VIBE MR görüntüleri değerlendirilmiştir.

Mandibulaya ait nörovasküler yapıların değerlendirilmesinde kontrast madde varlığının VIBE MR görüntülerde anlamlı bir etkisinin olmadığı gösterilmiştir. Ayrıca, yine Deeptho ve ark.

(2018) yaptıkları çalışmada 49 yarım mandibulaya ait BT ve VIBE MR görüntüleri çoklu modalite okuma yöntemi ile birleştirilmiştir. MR görüntü ile birleştirilen BT görüntüsünün ve tek başına MR görüntülemenin, yalnızca BT kullanılarak değerlendirilmesinden daha etkili olduğu gösterilmiştir (Deepho ve ark., 2017; Deepho ve ark., 2018) (Şekil 42).



Şekil 42. Volümetrik İnterpolasyonlu Nefes Tutma Değerlendirmesi (VIBE) sekansı ile mandibular kanal (MK) değerlendirilmesi (Deepho ve ark., 2017’den yararlanılarak hazırlanmıştır)

Chau (2012) MK, mental foramen ve mandibular foramenin görüntülenmesinde MRG ile KIBT yöntemlerini karşılaştırmak amacıyla yaptıkları çalışmada MRG yönteminin gerçeğe daha yakın sonuç verdiğini göstermişlerdir (Chau, 2012). Krasny ve ark. (2012) 64 hastaya ait MR görüntülerini değerlendirerek yaptıkları retrospektif çalışmada T2 3T MR görüntülemenin MK ve beslenme kanallarının seyrinin ve konumunun değerlendirilmesinde etkili olduğunu bildirmiştir (Krasny ve ark., 2012). Ancak, TSE T2 görüntülerin SGO’nun düşük olması, İAS ile kemiğin ayrımının zor olması nedeniyle bu tez çalışmasında T2 görüntülerin sayısı (47 adet, %10,7) T1 (183 adet, %41,6) ve PD (210 adet, %47,7) görüntülere kıyasla daha az sayıydı. Puls sekanslarda yumuşak dokuların düşük sinyal intensitesinde izlendiğinden dolayı nörovasküler dokuların değerlendirilmesinde puls sekans TSE görüntülerde T1, T2 ve PD

görüntü modalitelerinin tamamında İAS ve İAA kemiğe göre hipointens olarak görüntülenmiştir (Murakami ve ark., 1996; Imamura ve ark., 2004; Assaf ve ark., 2014).

Wamasing ve ark. (2019) MRG ile bifid MK'den ayrılan beslenme kanallarını incelemiştir. Naitoh ve ark. (2009)'nın sınıflamasını kullanılmayan bu çalışmada 249 yarım mandibulaya ait MR görüntüleri değerlendirilmiştir. VIBE sekansı kullanılarak yapılan çalışmada BT ve MRG görüntüleri çoklu modalite okuma yöntemi ile birleştirilmiştir. Wamasing ve ark. (2019) çalışması, MRG ile BMK değerlendirilen ilk çalışma olmuştur (Naitoh ve ark., 2009; Wamasing ve ark., 2019). Bu tez çalışması ise literatürde BMK sıklığını değerlendiren, en fazla sayıda görüntüyü inceleyen ve modifiye Naitoh ve ark. (2009)'nın sınıflaması kullanan ilk çalışma oldu. Wamasing ve ark. (2019) yaptıkları çalışma sonucunda Tip 0, tek dal olarak seyreden MK-İAS sıklığını %93,6 olarak bulmuşlardır. Tip 1 (tek kanal olarak başlayıp ikiye ayrılan) İAS sıklığı %4,4 olarak gösterilmiştir. Tip 2 (iki kanal olarak başlayıp birleşen) İAS sıklığı ise %2 olarak bildirilmiştir. Naitoh ve ark. (2009)'na göre anatomik varyasyon olarak kabul edilen retromolar kanal ve dental kanal; Wamasing ve ark. (2019)'na göre beslenme kanalı olarak kabul edilmiş ve BMK dahil edilmemiştir. Ayrıca Iwanaga ve ark. (2022)'nin yaptıkları derlemeye göre, gerçek BMK ana MK'den ayrılıp ana kanala paralel olarak seyreden tiptir. Bu çalışmaya göre BMK tanımı yeniden düzenlenmesi gerektiğini önermişlerdir. Naitoh ve ark. (2009)'nın yaptıkları sınıflamada belirtilen birleşen/ birleşmeyen ön kanal tipi ve bukkolingual kanal tipi; Iwanaga ve ark. (2022)'a göre gerçek BMK tanımına uyarken, dental kanal ve retromolar kanal BMK olarak değerlendirilmemiştir. Wamasing ve ark. (2019) yaptıkları çalışmada da retromolar kanal ve dental kanal BMK olarak değerlendirilmemiştir. Bu nedenle, güncel literatür ve veriler doğrultusunda bu tez çalışmasında Naitoh ve ark. (2009)'nın sınıflamasının güncellenmesi önerildi. (Naitoh ve ark., 2009; Wamasing ve ark., 2019; Iwanaga ve ark., 2022).

MRG yönteminde görüntülenmek istenen bölgeye uygun görüntüleme alanı seçilebilir. Diş ve dişe ait yapıların MRG ile değerlendirilmesinde dental MRG teknolojisi yeni ve ümit vaat eden bir gelişme olarak sayılabilir. Geleneksel MRG'de dişin kalsifiye yapıları oldukça kısıtlı moleküler yapı hareketleri nedeniyle sinyal bozunması gerçekleşir ve boş sinyal olarak görünür. Mineralize dokular içindeki hareket, FT ile süpürme görüntüleme, ultra kısa eko zamanı ve sıfır eko zamanı nispeten yeni geliştirilmiş yöntemlere örnektir ve T2 puls sekansı ile değerlendirilebilir. Bu sayede diş sert dokularının ve restorasyonların sinyal intensitesinin elde edilmesi mümkün olmuştur (Johnson ve ark., 2022).

FT ile süpürme görüntüleme sekansında intraoral sargı kullanır ve on dakika gibi kısa bir tarama süresi sonrasında hem yumuşak hem de sert diş dokularının yüksek çözünürlükte

görüntülenmesi sağlanır. Bu sekans ayrıca çürük lezyonlarının boyutunu görüntülemeye ve pulpa enflamasyonunda geri dönüşümlü yada geri dönüşümsüz pulpitisin birbirinden ayrılmasında başarılı bulgular sunmuştur. Ultra kısa eko zamanı sekansının ise çürük lezyonunu belirlemede yeteneğinin umut verici olduğu bildirilmiştir (Flügge ve ark., 2016; Flügge ve ark., 2020; Johnson ve ark., 2022). Bu tez çalışmasında ise temporomandibular, temporal, servikal ve fasiyal MRG görüntüleri retrospektif olarak değerlendirildi. Temporal MRG’de intraosseöz beslenme kanal görülme oranı diğerlerine göre daha yüksek olarak bulundu. Temporomandibular MR görüntülerinde ön birleşen kanal görülme oranı (%14,6) diğer bölgelerden anlamlı şekilde yüksekti. Fasiyal MR görüntülerinde ön birleşmeyen kanal görülme oranı (%12,5) diğer modalitelerden anlamlı şekilde yüksekti. Servikal MRG (%5,3) ve temporal MRG’de (%10) bukkolingual kanal görülme oranları, fasiyal MRG ve temporomandibular MRG’den anlamlı şekilde yüksekti. BMK değerlendirilmesinde görüntü modalitesinin temporomandibular MRG olarak seçilmesinin önemi vurgulandı. Temporomandibular MRG’de saptanan bukkolingual kanal oranı diğer modalitelere göre daha düşük olarak bulundu.

7.3. Beslenme Kanallarının Değerlendirilmesi

Wamasing ve ark. (2019) yaptıkları çalışmada dişlere ulaşan ve dişlerin aproksimaline ulaşan beslenme kanalları sıklığı %97,6 iken; BMK sıklığını %6,4 olarak bildirilmiştir. Bu tez çalışmasında ise değerlendirilen görüntülerin %92,3’ünde beslenme kanalları saptandı. Değerlendirilen görüntülerin %60’ında dental beslenme kanalı ve intraosseöz beslenme kanalı beraber görüldü. Yalnızca dental beslenme kanalının görülme sıklığı %2,7; yalnızca intraosseöz beslenme kanalının görülme sıklığı %29,5 olarak bulundu. Bu tez çalışmasında retromolar kanal görülme sıklığı %7,5 olarak ve BMK sıklığı %24,1 olarak saptanmıştır. Bu tez çalışmasındaki BMK sıklığı ile Wamasing ve ark. (2019) yaptıkları çalışmadan elde edilen BMK sıklığı arasındaki farkın, Wamasing ve ark. (2019)’nın retromolar kanalı BMK sınıflamasına dahil edilmemesinden kaynaklandığı söylenebilir. (Wamasing ve ark., 2019).

Ogawa ve ark. (2016) implant yerleştirilmesi, diş çekimi, kanal tedavisi, gömülü dişin cerrahi çekimi gibi dental işlemler sırasında intraosseöz beslenme kanalları ile etkileşimin kanama ile sonuçlanabileceğini bildirilmiştir. Ayrıca beslenme kanallarının damar ve sinir dokularını ihtiva etmesi sebebiyle bu yapıların işlem öncesi değerlendirilmesinin de gerekli olduğunu göstermişlerdir. Ogawa ve ark. (2016) yaptıkları çalışmada üçüncü molar diş bölgesindeki İAS dallanmalarını 172 hastaya ait 272 KIBT görüntüsü ile değerlendirmişlerdir. Ana kanaldan ayrılıp retromolar bölgeye ulaşan ek dallanma retromolar kanal, üçüncü molar diş köküne ulaşan ek dallanma dental kanal, üçüncü molar diş köküne ulaşmayıp kemik içinde sonlanan ek dallanma ise aksesuar kanal olarak sınıflandırılmıştır. Görülme sıklıkları sırasıyla 75 adet

retromolar kanal (%28), 223 adet dental kanal (%82) ve 21 adet aksesuar kanal (%8) olarak bildirildi. Bu tez çalışmasında ise retromolar kanal görülme sıklığı %7,5 olarak bulundu. Ayrıca, dental beslenme kanalı görülme sıklığı %62,7 olarak ve intraosseöz beslenme kanalı görülme sıklığı ise %89,5 olarak bulundu. Dental kanalların klinik önemi Naitoh ve ark. (2009)'nın ve Ogawa ve ark. (2016)'nın yaptıkları çalışmada cerrahi işlem sonrası komplikasyon gelişme riskini arttırdığından dolayı vurgulanmıştır. Bu tez çalışmasında Naitoh ve ark. (2009) yaptıkları sınıflamadan farklı olarak dental kanallar anatomik varyasyon olarak değil anatomik bir yapı olarak değerlendirildi. Bu tez çalışmasında intraosseöz beslenme kanalı sınıflaması altında değerlendirilen yapı ise Ogawa ve ark. (2016) yaptıkları çalışmada aksesuar kanal olarak bildirilmiştir. İntraosseöz beslenme kanalı görülme sıklığı bu tez çalışmasında Ogawa ve ark. (2016) çalışmasına göre daha yüksek bulundu. Ogawa ve ark. (2016) yaptıkları çalışmada yalnızca üçüncü molar diş bölgesinde ulaşan kanalları değerlendirirken, bu tez çalışmasında molar ve premolar dişler bölgesinde bulunan intraosseöz beslenme kanalları da değerlendirmeye dahil edildi (Naitoh ve ark., 2009; Ogawa ve ark., 2016).

7.4. Mandibular Kanal ve İnferior Alveolar Sinirin Çapının Değerlendirilmesi

PR üzerinde birinci molar diş hizasında ölçülen MK çapı Thakur ve ark. (2021) yaptıkları retrospektif çalışmada değerlendirilen MK'ların %21,59'unun çapının 0-2 mm aralığında, %58'inin çapının 2,1-4 mm arasında olduğunu bildirmiş olup; 4,1 mm'den daha yüksek çap değerine sahip bir MK bulunamamıştır (Thakur ve ark., 2021).

MRG ile MK çapı ölçümünde KIBT ile iki kanal korteksi arasındaki mesafeyi ölçmekten farklı olarak direkt İAS kalınlığı ölçülür. Eğer MK korteksi belirgin değil ise KIBT görüntülerinde çap ölçmek bazı vakalarda mümkün olmayabilir. İAS kalınlığını kadavra kesitlerinde ölçüp KIBT ve MR görüntülerindeki ölçüm ile kıyaslayan Agbaje ve ark. (2017) MR görüntüleri üzerinde yapılan ölçümlerin gerçeğe en yakın sonucu yansıttığını bildirmişlerdir (Agbaje ve ark., 2017). MR görüntülerinde çap ölçerken İAA ile ayırımının yapılması zor olduğundan çoğu zaman çap ölçümüne arter de dahil olabilir. Yapılan kadavra çalışmalarında İAA kalınlığının; İAS kalınlığının yaklaşık yedide biri veya altıda biri kadar olduğu bildirilmiştir (Agbaje ve ark., 2017; Burian ve ark., 2020; Beck ve ark., 2021).

MK-İAS çapı bu çalışmada mental foramenin 10 mm distalinden ve mandibular foramenin 10 mm mezialinden ölçülmüştür. Bu yöntem Burian ve ark. (2019) yaptıkları MRG çalışmasındaki ile benzer bir çap ölçüm yöntemidir. Burian ve ark. (2019) yaptıkları çalışmada MeF ortalamasını 2,0-2,3 mm arasında ve MaF ortalama 2,3-2,5 mm olarak bulmuştur (Burian ve ark., 2019). Bu tez çalışmasında MeF 2,5 mm, MaF ortalama 3,2 mm olarak bulundu. BMK varlığında MK çapının daha yüksek olduğu hem MeF hem de MaF değerlendirmesi sonucu

saptandı. BMK tiplerine göre MK çapı değerlendirildiğinde ön birleşmeyen kanal varlığında MeF, bukkolingual kanal varlığında ölçülen MeF değerinden daha düşüktü. Beslenme kanallarına göre MK çapının değerlendirilmesinde yalnızca intraosseöz beslenme kanalı bulunanlarda MeF'nin diğer gruplara göre daha düşük olduğu saptandı. Ayrıca MaF'nin da intraosseöz beslenme kanalı varlığında diğer gruplardan daha düşük olduğu gösterildi.

MK çapının İAS seyrine göre değerlendirilmesinde Tip 3 İAS seyrine sahip grupta MeF ortalaması (2,4 mm); Tip 1 (2,5 mm) ve Tip 2 (2,6 mm) ile yakın olarak bulundu. Buna rağmen, MaF'nin Tip 3 İAS seyrinde (4,2 mm); Tip 1 (3,2 mm) ve Tip 2 (3,3 mm) İAS seyrine sahip olanlardan belirgin olarak daha yüksek olduğu saptandı.

Kılıç ve ark. (2010) 26 insan kadavrasını değerlendirdikleri çalışmada İAS çapını 2,52 mm, İAA çapını 1,84 mm, İAV çapını ise 0,42 mm olarak bildirmişlerdir. Ayrıca bu çalışmada İAS'nin birçok küçük dal verdiğini ve bölgeyi ilgilendiren cerrahi işlemlerden önce bu dallanmaların konumunun görüntülenmesi gerektiğini vurgulamışlardır (Kılıç ve ark., 2010). Yu ve ark. (2015) yaptıkları kadavra çalışmasında ise MK çapı ortalama $2,8 \pm 0,49$ mm olarak bildirilmiştir (Yu ve ark., 2015). Rashsuren ve ark. (2014) retrospektif KIBT çalışmalarında MK ortalama çapını 4,3 mm olarak saptamışlardır (Rashsuren ve ark., 2014). Bu tez çalışmasında MK çapının ölçümünde yumuşak doku görüntüleme yöntemi kullanılmış olup; kadavra çalışmaları ile yakın sonuçlar elde edildi.

7.5. Mandibular Kanal ve İnferior Alveolar Sinirin Mandibula İçerisindeki Seyrinin Değerlendirilmesi

Olivier (1928)'in 50 mandibulada yaptığı diseksiyon çalışmasında incelenen İAS'lerin %66'sı tek bir dal olarak seyrederken, %34'ünde İAS'nin mandibular foramenden sonra iki büyük dala ayrıldığı ve diş köklerine de dallar verdiği gözlenmiştir. Bu tez çalışmasında İAS seyri Carter ve Keen (1971) sınıflamasına göre değerlendirilmiş ve en sık görülen İAS seyri kemik kanalı içerisinde uzanan tek büyük İAS tipi olan Tip 1 (%75,2) olarak bulundu. Mandibulanın inferiorunda yerleşmiş olan ve dental beslenme kanallarının daha oblik ve uzun yerleşim gösterdiği Tip 2 İAS görülme sıklığı %21,8 olarak bulundu. Posterior da iki büyük dala ayrılan İAS tipi olan Tip 3'ün görülme sıklığı ise %3 olarak saptanmış olup aralarında en nadir rastlanan tip oldu. Olivier (1928)'in çalışması ile bu tez çalışmasının bulguları kıyaslandığında mandibular foramenden sonra iki dala ayrılarak devam eden İAS tipi arasında farklılık bulundu; ancak diş köklerine dallar veren İAS tipi ile beraber değerlendirildiğinde Olivier (1928)'in çalışması ile benzer sonuç gösterdi (Olivier, 1928; Carter & Keen, 1971). Nortjé ve ark., (1977) yaptıkları retrospektif PR çalışmada 3612 hastaya ait görüntüyü değerlendirmiş ve MK'nin mandibula içerisindeki konumunu düşük, orta, yüksek olarak sınıflandırmışlardır. Carter ve

Keen (1971)'in çalışması ile beraber değerlendirildiğinde, her iki çalışmada da Tip 1 İAS daha sık gözlenmiştir. Nortjé ve ark. (1977) çalışmaları sırasında bir görüntüyü, MK bilateral olarak izlenemediğinden dolayı herhangi bir sınıflama içerisine dahil edemediklerini vurgulamışlardır (Carter & Keen, 1971; Nortjé ve ark., 1977). Balasundaram ve ark. (2015) yaptıkları çalışmada, KIBT ile görüntüledikleri 21 mandibulaya ait 42 MK'yi diseke ederek bulguları kıyaslamışlardır. Bu çalışmada, Carter ve Keen'in (1971) çalışmasındaki anatomik sınıflama kullanılmış olup, KIBT ile görüntülemeye İAS konumu Tip I, Tip II, Tip III olarak sınıflamışlardır. Bu sınıflandırmanın KIBT görüntülemeye ve diseke mandibulaların değerlendirilmesinde birebir uyumlu olduğu bildirilmiştir (Carter & Keen, 1971; Balasundaram ve ark., 2015).

Bu tez çalışmasında İAS tipleri yaş gruplarına göre değerlendirildiğinde 25 yaş altında Tip 2 İAS görülme sıklığının diğer yaş gruplarına göre anlamlı olarak daha fazla olduğu saptandı. Dental beslenme kanallarının belirgin olarak izlendiği Tip 2 İAS tipi gençlerde daha sık görüldü. Ayrıca, 36-45 yaş grubunda Tip 1 İAS görülme oranı (%84,1), 25 yaş altı (%65,2) ve 26-35 yaş arası (%71,3) arasında görülme oranından anlamlı şekilde daha yüksek bulundu. 45 yaş üzerinde tek büyük bir sinir tipi olan Tip 1 İAS görülme oranı (%81,4), 25 yaş altı (%65,2) grubundan anlamlı şekilde yüksekti. Beslenme kanallarının yaş gruplarına göre değerlendirilmesinde ise 25 yaş altında hiç beslenme kanalı görülmemesi oranı (%3); 45 yaş üzerinde hiç beslenme kanalı görülmemesi oranından (%12,9) anlamlı olarak daha düşük bulundu. Bu bulgulara dayanarak yaşla beraber dental beslenme kanallarının görülme sıklığında azalma olduğu gösterildi.

7.6. Sonuçlar

Bu retrospektif MRG çalışmasında MK-İAS'nin anatomik varyasyonlarının sıklığı, İAS seyri ve bunların dağılımı değerlendirildi. Yaşları 7 ile 81 arasında, 172 kadın ve 48 erkek hastaya ait MR görüntülerde bilateral MK incelendi (n=440).

1. Değerlendirilen 440 yarım mandibulada anatomik varyasyon oranı %24,1 olarak bulundu. En sık görülen BMK tipi ön kanal (%14,4) olarak saptandı. Bunu sırasıyla retromolar kanal (%7,5), birden fazla ek kanal (%1,4) ve bukkolingual kanal (%0,9) takip etti.
2. Toplam 106 yarım mandibulada görülen anatomik varyasyonların 33 tanesinde retromolar kanal (%31,1), 63 tanesinde ön kanal (%59,4), 4 tanesinde bukkolingual kanal (%3,7) ve 6 tanesinde birden fazla ek kanal (%5,8) saptandı.
3. Erkeklerde BMK görülme sıklığı kadınlara göre daha fazla olarak bulundu. Ayrıca erkeklerde ön birleşen kanal görülme sıklığının kadınlara göre daha fazla olduğu saptandı

4. Naitoh ve ark. (2009) yaptıkları sınıflamada ve sonrasında yapılan birçok çalışmada anatomik varyasyon olarak değerlendirilen dental kanal; bu tez çalışmasında anatominin bir parçası olarak değerlendirilerek BMK sınıflamasından çıkartılması önerildi. Bu çalışmada beslenme kanalları dental beslenme kanalı ve intraosseöz beslenme kanalı olarak iki grupta değerlendirildi. Her iki beslenme kanalı görüntülerin %60'ında izlenirken, görüntülerin %92,2'sinde en az bir tip beslenme kanalı görüldü. Bu nedenle dental kanalların anatomik varyasyon değil anatomik yapının bir parçası olarak kabul edilmesi gerektiği vurgulandı.
5. En sık görülen İAS morfolojisi Tip 1 (tek büyük İAS) olurken, 25 yaş altı grupta en sık görülen İAS Tip 2 (Tip 1'e göre daha posteriordan çıkan uzun ve oblik dental kanallara sahip İAS tipi) idi. Ayrıca Tip 2 İAS morfolojisinde dental ve intraosseöz beslenme kanallarının görülme oranı Tip 1'e göre daha fazla olarak bulundu.
6. İncelenen 3T TSE MR görüntülerin %41,6'sı T1, %10,7'si T2, %47,7'si PD görüntüleriydi. T2 görüntülerde dental beslenme kanalı görülme oranı diğer TSE sekanslara göre daha fazla olduğu bulundu. T1 ve PD görüntülerde ise intraosseöz beslenme kanalı görülme oranının T2 görüntülere göre daha fazla olduğu sonucu elde edildi.
7. Temporal MR görüntülerde intraosseöz beslenme kanalı görülme oranının diğer görüntü modalitelerinden daha fazla olduğu sonucuna ulaşıldı. Servikal ve temporal MR görüntülerde beslenme kanalı görülmeme sıklığının diğer modalitelere göre daha fazla olduğu tespit edildi. Dental beslenme kanallarının değerlendirilmesinde temporomandibular ve fasiyal MR görüntülerin kullanılması daha uygun olduğu gösterildi.
8. Servikal ve temporal MR görüntülerde bukkolingual kanal görülme oranı daha fazla iken, temporomandibular MR görüntülerde ön birleşen kanal görülme oranı, fasiyal MR görüntülerde ise ön birleşmeyen kanal görülme oranının daha fazla olduğu bulundu.
9. MK çapının, mental foramenin 10 mm distalinden ölçülmesi sonucu ortalama 2,5 mm ve mandibular foramenin 10 mm mezialinden ölçülmesi sonucu ortalama 3,2 mm olduğu tespit edildi.
10. BMK varlığında çapın arttığı sonucuna ulaşıldı. Ayrıca, intraosseöz beslenme kanalı varlığında çap daha düşük bulundu.

8. KAYNAKLAR

- Afsa, M., & Rahmati, H. (2017). Branching of mandibular canal on cone beam computed tomography images. *Singapore Dental Journal*, 38, 21-25. <https://doi.org/10.1016/j.sdj.2016.10.005>
- Agbaje, J. O., de Castele, E. V., Salem, A. S., Anumendem, D., Lambrichts, I., & Politis, C. (2017). Tracking of the inferior alveolar nerve: Its implication in surgical planning. *Clinical Oral Investigations*, 21(7), 2213-2220. <https://doi.org/10.1007/s00784-016-2014-x>
- Altun, B. D. (2021). Dudak damak yarıklı ve sağlıklı çocuklarda konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntülerinde maksiller sinüs hacminin ve patolojilerinin değerlendirilmesi [Uzmanlık Tezi, Marmara Üniversitesi].
- Angelopoulos, C., Thomas, S. L., Hechler, S., Parissis, N., & Hlavacek, M. (2008). Comparison between digital panoramic radiography and cone-beam computed tomography for the identification of the mandibular canal as part of presurgical dental implant assessment. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 66(10), 2130-2135. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2008.06.021>
- Anil, A., Peker, T., Turgut, H. B., Gülekon, I. N., & Liman, F. (2003). Variations in the anatomy of the inferior alveolar nerve. *The British Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, 41(4), 236-239. [https://doi.org/10.1016/s0266-4356\(03\)00113-x](https://doi.org/10.1016/s0266-4356(03)00113-x)
- Assaf, A. T., Zrnc, T. A., Remus, C. C., Schönfeld, M., Habermann, C. R., Riecke, B., Friedrich, R. E., Fiehler, J., Heiland, M., & Sedlacik, J. (2014). Evaluation of four different optimized magnetic-resonance-imaging sequences for visualization of dental and maxillo-mandibular structures at 3 T. *Journal of Cranio-maxillo-facial Surgery*, 42(7), 1356-1363. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2014.03.026>
- Balasundaram, A., Heir, G. M., Villegas, F. P., Ahmad, M., & Taher, F. (2015). In vitro correlation of the level of inferior alveolar canal with CBCT imaging. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 37(6), 591-597. <https://doi.org/10.1007/s00276-014-1385-4>
- Bathla, G., & Hegde, A. N. (2013). The trigeminal nerve: An illustrated review of its imaging anatomy and pathology. *Clinical Radiology*, 68(2), 203-213. <https://doi.org/10.1016/j.crad.2012.05.019>
- Beck, F., Austermann, S., Bertl, K., Ulm, C., Lettner, S., Toelly, A., & Gahleitner, A. (2021). Is MRI a viable alternative to CT/CBCT to identify the course of the inferior alveolar nerve in relation to the roots of the third molars?. *Clinical Oral Investigations*, 25(6), 3861-3871. <https://doi.org/10.1007/s00784-020-03716-4>
- Bourgeois, M. (1995). Evaluation of the temporomandibular joint in panoramic radiography. *Ontario Dentist*, 72(7), 30-34.
- Burian, E., Probst, F. A., Weidlich, D., Cornelius, C. P., Maier, L., Robl, T., Zimmer, C., Karampinos, D. C., Ritschl, L. M., & Probst, M. (2020). MRI of the inferior alveolar nerve and lingual nerve-anatomical variation and morphometric benchmark values of nerve diameters in healthy subjects. *Clinical Oral Investigations*, 24(8), 2625-2634. <https://doi.org/10.1007/s00784-019-03120-7>
- Carter, R. B., & Keen, E. N. (1971). The intramandibular course of the inferior alveolar nerve. *Journal of Anatomy*, 108(3), 433-440.

- Cavalcanti, M. G., Ruprecht, A., Johnson, W. T., Southard, T. E., & Jakobsen, J. (1999). Radiologic interpretation of bone striae: An experimental study in vitro. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*, 88(3), 353-357. [https://doi.org/10.1016/s1079-2104\(99\)70042-9](https://doi.org/10.1016/s1079-2104(99)70042-9)
- Chau, A. (2012). Comparison between the use of magnetic resonance imaging and cone beam computed tomography for mandibular nerve identification. *Clinical Oral Implants Research*, 23(2), 253-256. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2011.02188.x>
- Chávez-Lomeli, M. E., Mansilla Lory, J., Pompa, J. A., & Kjaer, I. (1996). The human mandibular canal arises from three separate canals innervating different tooth groups. *Journal of Dental Research*, 75(8), 1540-1544. <https://doi.org/10.1177/00220345960750080401>
- Chen, B., & Ning, R. (2002). Cone-beam volume CT breast imaging: Feasibility study. *Medical Physics*, 29(5), 755-770. <https://doi.org/10.1118/1.1461843>
- Cho, P. S., Johnson, R. H., & Griffin, T. W. (1995). Cone-beam CT for radiotherapy applications. *Physics in Medicine and Biology*, 40(11), 1863-1883. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/40/11/007>
- Claeys, V., & Wackens, G. (2005). Bifid mandibular canal: Literature review and case report. *Dentomaxillofacial Radiology*, 34(1), 55-58. <https://doi.org/10.1259/dmfr/23146121>
- Couture, R. A., Whiting, B. R., Hildebolt, C. F., & Dixon, D. A. (2003). Visibility of trabecular structures in oral radiographs. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*, 96(6), 764-771. <https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2003.08.013>
- Dawood, A., Patel, S., & Brown, J. (2009). Cone beam CT in dental practice. *British Dental Journal*, 207(1), 23-28. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2009.560>
- de Castro, M. A. A., Barra, S. G., Vich, M. O. L., Abreu, M. H. G., & Mesquita, R. A. (2018). Mandibular canal branching assessed with cone beam computed tomography. *La Radiologia Medica*, 123(8), 601-608. <https://doi.org/10.1007/s11547-018-0886-3>
- de Freitas, G. B., Morais, L. A., Silva, M. B. F., da Silva, T. C. G., & Manhães, L. R. C. (2015). Incidence and classification of bifid mandibular canals using cone beam computed tomography. *Brazilian Journal of Oral Sciences*, 14(4), 294-298 doi:10.1590/1677-3225v14n4a08
- de Oliveira-Santos, C., Souza, P. H., de Azambuja Berti-Couto, S., Stinkens, L., Moyaert, K., Rubira-Bullen, I. R., & Jacobs, R. (2012). Assessment of variations of the mandibular canal through cone beam computed tomography. *Clinical Oral Investigations*, 16(2), 387-393. <https://doi.org/10.1007/s00784-011-0544-9>
- Deeptho, C., Watanabe, H., Kotaki, S., Sakamoto, J., Sumi, Y., & Kurabayashi, T. (2017). Utility of fusion volumetric images from computed tomography and magnetic resonance imaging for localizing the mandibular canal. *Dentomaxillofacial Radiology*, 46(3), 20160383. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20160383>
- Deeptho, C., Watanabe, H., Sakamoto, J., & Kurabayashi, T. (2018). Mandibular canal visibility using a plain volumetric interpolated breath-hold examination sequence in MRI. *Dentomaxillofacial Radiology*, 47(1), 20170245. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20170245>
- Dieck, W., & Fujita, T. (1935) Die nerven der kefer und des zahnfleisches beim menschen mit vergleichsuntersuchung der verhaltnisse beim hnde. *Morphologisches Jahrbuch*, 76(1), 570-588.

- Durst, J. H., & Snow, J. E. (1980). Multiple mandibular canals: Oddities or fairly common anomalies?. *Oral Surgery, Oral Medicine, and Oral Pathology*, 49(3), 272-273. [https://doi.org/10.1016/0030-4220\(80\)90060-2](https://doi.org/10.1016/0030-4220(80)90060-2)
- Eggers, G., Rieker, M., Fiebach, J., Kress, B., Dickhaus, H., & Hassfeld, S. (2005). Geometric accuracy of magnetic resonance imaging of the mandibular nerve. *Dentomaxillofacial Radiology*, 34(5), 285-291. <https://doi.org/10.1259/dmfr/89236515>
- Elnadoury, E. A., Gaweesh, Y. S. E., Abu El Sadat, S. M., & Anwar, S. K. (2022). Prevalence of bifid and trifid mandibular canals with unusual patterns of nerve branching using cone beam computed tomography. *Odontology*, 110(1), 203-211. <https://doi.org/10.1007/s10266-021-00638-9>
- European Commission. (2012). *Cone beam CT for dental and maxillofacial radiology*. <https://sedentext.eu/content/guidelines-cbct-dental-and-maxillofacial-radiology.htm>
- Flügge, T., Hövener, J. B., Ludwig, U., Eisenbeiss, A. K., Spittau, B., Hennig, J., Schmelzeisen, R., & Nelson, K. (2016). Magnetic resonance imaging of intraoral hard and soft tissues using an intraoral coil and FLASH sequences. *European Radiology*, 26(12), 4616-4623. <https://doi.org/10.1007/s00330-016-4254-1>
- Flügge, T., Ludwig, U., Winter, G., Amrein, P., Kern, F., & Nelson, K. (2020). Fully guided implant surgery using Magnetic Resonance Imaging: An in vitro study on accuracy in human mandibles. *Clinical Oral Implants Research*, 31(8), 737-746. <https://doi.org/10.1111/clr.13622>
- Fukami, K., Shiozaki, K., Mishima, A., Kuribayashi, A., Hamada, Y., & Kobayashi, K. (2012). Bifid mandibular canal: Confirmation of limited cone beam CT findings by gross anatomical and histological investigations. *Dentomaxillofacial Radiology*, 41(6), 460-465. <https://doi.org/10.1259/dmfr/60245722>
- Gamielien, M. Y., & Van Schoor, A. (2016). Retromolar foramen: An anatomical study with clinical considerations. *The British Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, 54(7), 784-787. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2016.05.011>
- Grover, P. S., & Lorton, L. (1983). Bifid mandibular nerve as a possible cause of inadequate anesthesia in the mandible. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 41(3), 177-179. [https://doi.org/10.1016/0278-2391\(83\)90076-9](https://doi.org/10.1016/0278-2391(83)90076-9)
- Haas, L. F., Dutra, K., Porporatti, A. L., Mezzomo, L. A., De Luca Canto, G., Flores-Mir, C., & Corrêa, M. (2016). Anatomical variations of mandibular canal detected by panoramic radiography and CT: A systematic review and meta-analysis. *Dentomaxillofacial Radiology*, 45(2), 20150310. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20150310>
- Harorli, A., Akgul, H. M., Yilmaz, A. B., Bilge, O. M., Dagistan, S., Cakur, B., Caglayan, F., Miloglu, O., & Sumbullu, A. (2014). *Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi* (1st ed.). Nobel Tıp Kitapevleri.
- Hsu, K. J., Lee, H. N., & Chen, C. M. (2022). Morphological investigation of mandibular lingula: A literature review. *Journal of Personalized Medicine*, 12(6), 1015. <https://doi.org/10.3390/jpm12061015>
- Huff, T., Weisbrod, L. J., & Daly, D. T. (2023). *Neuroanatomy, cranial nerve 5 (trigeminal)*. StatPearls Publishing. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK482283/>

- Imamura, H., Sato, H., Matsuura, T., Ishikawa, M., & Zeze, R. (2004). A comparative study of computed tomography and magnetic resonance imaging for the detection of mandibular canals and cross-sectional areas in diagnosis prior to dental implant treatment. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 6(2), 75-81. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2004.tb00029.x>
- Iwanaga, J., Takeshita, Y., Matsushita, Y., Hur, M. S., Ibaragi, S., & Tubbs, R. S. (2022). What are the retromolar and bifid/trifid mandibular canals as seen on cone-beam computed tomography? Revisiting classic gross anatomy of the inferior alveolar nerve and correcting terminology. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 44(1), 147-156. <https://doi.org/10.1007/s00276-021-02862-y>
- Iwanaga, J., Watanabe, K., Saga, T., Tubbs, R. S., Tanaka, K., Kikuta, S., Tabira, Y., Fisahn, C., Kamura, Y., Kusakawa, J., & Yamaki, K. I. (2017). A novel method for observation of the mandibular foramen: Application to a better understanding of dental anatomy. *Anatomical Record*, 300(10), 1875-1880. <https://doi.org/10.1002/ar.23639>
- Jaffray, D. A., & Siewerdsen, J. H. (2000). Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: Initial performance characterization. *Medical Physics*, 27(6), 1311-1323. <https://doi.org/10.1118/1.599009>
- Johnson, M., Sreela, L. S., Mathew, P., & Prasad, T. S. (2022). Actual applications of magnetic resonance imaging in dentomaxillofacial region. *Oral Radiology*, 38(1), 17-28. <https://doi.org/10.1007/s11282-021-00521-x>
- Kang, J. H., Lee, K. S., Oh, M. G., Choi, H. Y., Lee, S. R., Oh, S. H., Choi, Y. J., Kim, G. T., Choi, Y. S., & Hwang, E. H. (2014). The incidence and configuration of the bifid mandibular canal in Koreans by using cone-beam computed tomography. *Imaging Science in Dentistry*, 44(1), 53-60. <https://doi.org/10.5624/isd.2014.44.1.53>
- Kaya, B. (2012). Endodontide konik ışınli bilgisayarlı tomografinin uygulama alanları. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 33(1), 21-31.
- Kieser, J. A., Paulin, M., & Law, B. (2004). Intrabony course of the inferior alveolar nerve in the edentulous mandible. *Clinical Anatomy*, 17(2), 107-111. <https://doi.org/10.1002/ca.10196>
- Kieser, J., Kieser, D., & Hauman, T. (2005). The course and distribution of the inferior alveolar nerve in the edentulous mandible. *The Journal of Craniofacial Surgery*, 16(1), 6-9. <https://doi.org/10.1097/00001665-200501000-00003>
- Kilic, C., Kamburoğlu, K., Ozen, T., Balcioglu, H. A., Kurt, B., Kutoglu, T., & Ozan, H. (2010). The position of the mandibular canal and histologic feature of the inferior alveolar nerve. *Clinical Anatomy*, 23(1), 34-42. <https://doi.org/10.1002/ca.20889>
- Kim, S. T., Hu, K. S., Song, W. C., Kang, M. K., Park, H. D., & Kim, H. J. (2009). Location of the mandibular canal and the topography of its neurovascular structures. *The Journal of Craniofacial Surgery*, 20(3), 936-939. <https://doi.org/10.1097/SCS.0b013e3181a14c79>
- Konez, O. (1995). *Manyetik rezonans görüntüleme* (1st ed.), Nobel Tıp Kitapevleri
- Krasny, A., Krasny, N., & Prescher, A. (2012). Study of inferior dental canal and its contents using high-resolution magnetic resonance imaging. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 34(8), 687-693. <https://doi.org/10.1007/s00276-011-0910-y>
- Kreutner, J., Hopfgartner, A., Weber, D., Boldt, J., Rottner, K., Richter, E., Jakob, P. M., & Haddad, D. (2017). High isotropic resolution magnetic resonance imaging of the

- mandibular canal at 1.5 T: A comparison of gradient and spin echo sequences. *Dentomaxillofacial Radiology*, 46(2), 20160268. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20160268>
- Kuribayashi, A., Watanabe, H., Imaizumi, A., Tantanapornkul, W., Katakami, K., & Kurabayashi, T. (2010). Bifid mandibular canals: Cone beam computed tomography evaluation. *Dentomaxillofacial Radiology*, 39(4), 235-239. <https://doi.org/10.1259/dmfr/66254780>
- Langlais, R. P., Broadus, R., & Glass, B. J. (1985). Bifid mandibular canals in panoramic radiographs. *Journal of the American Dental Association*, 110(6), 923-926. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1985.0033>
- Larheim, T. A. (1995). Current trends in temporomandibular joint imaging. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*, 80(5), 555-576. [https://doi.org/10.1016/s1079-2104\(05\)80154-4](https://doi.org/10.1016/s1079-2104(05)80154-4)
- Lew, K., & Townsen, G. (2006). Failure to obtain adequate anaesthesia associated with a bifid mandibular canal: A case report. *Australian Dental Journal*, 51(1), 86-90. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2006.tb00406.x>
- Luangchana, P., Pornprasertsuk-Damrongsri, S., Kitisubkanchana, J., & Wongchuensoontorn, C. (2019). Branching patterns of the inferior alveolar canal in a Thai population: A novel classification using cone beam computed tomography. *Quintessence International*, 50(3), 224-231. <https://doi.org/10.3290/j.qi.a41600>
- Ludlow, J. B., & Ivanovic, M. (2008). Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*, 106(1), 106-114. <https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2008.03.018>
- Ludlow, J. B., Davies-Ludlow, L. E., Brooks, S. L., & Howerton, W. B. (2006). Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofacial Radiology*, 35(4), 219-226. <https://doi.org/10.1259/dmfr/14340323>
- Majoie, C. B., Verbeeten, B., Jr, Dol, J. A., & Peeters, F. L. (1995). Trigeminal neuropathy: Evaluation with MR imaging. *Radiographics*, 15(4), 795-811. <https://doi.org/10.1148/radiographics.15.4.7569130>
- Mensink, G., Gooris, P. J., Bergsma, E. J., Frank, M. H., van Gemert, J. T., & van Merkesteyn, J. P. (2014). Is the lingual fracture line influenced by the mandibular canal or the mylohyoid groove during a bilateral sagittal split osteotomy? A human cadaveric study. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 72(5), 973-979. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2013.09.043>
- Miličević, A., Salarić, I., Đanić, P., Miličević, H., Macan, K., Orihovac, Ž., Zajc, I., Brajdić, D., & Macan, D. (2021). Anatomical variations of the bifid mandibular canal on panoramic radiographs in citizens from Zagreb, Croatia. *Acta Stomatologica Croatica*, 55(3), 248-255. <https://doi.org/10.15644/asc55/3/2>
- Molander, B. (1996). Panoramic radiography in dental diagnostics. *Swedish Dental Journal*, 119, 1-26.
- Motamedi, M. H., Gharedaghi, J., Mehralizadeh, S., Navi, F., Badkoobeh, A., Valaei, N., & Azizi, T. (2016). Anthropomorphic assessment of the retromolar foramen and retromolar nerve: Anomaly or variation of normal anatomy?. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 45(2), 241-244. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2015.10.017>

- Muinelo-Lorenzo, J., Suárez-Quintanilla, J. A., Fernández-Alonso, A., Marsillas-Rascado, S., & Suárez-Cunqueiro, M. M. (2014). Descriptive study of the bifid mandibular canals and retromolar foramina: Cone beam CT vs panoramic radiography. *Dentomaxillofacial Radiology*, 43(5), 20140090. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20140090>
- Naitoh, M., Hiraiwa, Y., Aimiya, H., & Arijji, E. (2009). Observation of bifid mandibular canal using cone-beam computerized tomography. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24(1), 155-159.
- Naitoh, M., Nakahara, K., Suenaga, Y., Gotoh, K., Kondo, S., & Arijji, E. (2010). Comparison between cone-beam and multislice computed tomography depicting mandibular neurovascular canal structures. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*, 109(1), 25-31. <https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2009.08.027>
- Nakajima, A., Sameshima, G. T., Arai, Y., Homme, Y., Shimizu, N., & Dougherty, H., Sr (2005). Two- and three-dimensional orthodontic imaging using limited cone beam-computed tomography. *The Angle Orthodontist*, 75(6), 895-903. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2005\)75\[895:TATOIU\]2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2005)75[895:TATOIU]2.0.CO;2)
- Narayana, K., Narayan, P., Ashwin, K., & Prabhu, L. V. (2007). Incidence, types and clinical implications of a non-metrical variant: Mylohyoid bridging in human mandibles. *Folia Morphologica*, 66(1), 20-24.
- Nasel, C., Gahleitner, A., Breitenseher, M., Czerny, C., Glaser, C., Solar, P., & Imhof, H. (1998). Localization of the mandibular neurovascular bundle using dental magnetic resonance imaging. *Dentomaxillofacial Radiology*, 27(5), 305-307. <https://doi.org/10.1038/sj/dmfr/4600379>
- Nortjé, C. J., Farman, A. G., & de V Joubert, J. J. (1977). The radiographic appearance of the inferior dental canal: An additional variation. *The British Journal of Oral Surgery*, 15(2), 171-172. [https://doi.org/10.1016/0007-117x\(77\)90050-6](https://doi.org/10.1016/0007-117x(77)90050-6)
- Ogawa, A., Fukuta, Y., Nakasato, H., & Nakasato, S. (2016). Evaluation by dental cone-beam computed tomography of the incidence and sites of branches of the inferior dental canal that supply mandibular third molars. *The British Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, 54(10), 1116-1120. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2016.08.007>
- Oikarinen, V. J. (1965). The inferior alveolar artery: A study based on gross anatomy and arteriography, supplemented by observations on age changes. *Suomen Hammaslaakariseuran Toimituksia*, 61, 1-131.
- Okumus, O., & Dumlu, A. (2019). Prevalence of bifid mandibular canal according to gender, type and side. *Journal of Dental Sciences*, 14(2), 126-133. <https://doi.org/10.1016/j.jds.2019.03.009>
- Olivier, E. (1928). The inferior dental canal and its nerve in the adult. *British Dental Journal*, 49(1), 356-358.
- Orhan, K., Aksoy, S., Bilecenoglu, B., Sakul, B. U., & Paksoy, C. S. (2011). Evaluation of bifid mandibular canals with cone-beam computed tomography in a Turkish adult population: A retrospective study. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 33(6), 501-507. <https://doi.org/10.1007/s00276-010-0761-y>
- Patterson, J. E., & Funke, F. W. (1973). Bifid inferior alveolar canal. *Oral Surgery, Oral Medicine, and Oral Pathology*, 36(2), 287-288. [https://doi.org/10.1016/0030-4220\(73\)90251-x](https://doi.org/10.1016/0030-4220(73)90251-x)

- Rashsuren, O., Choi, J. W., Han, W. J., & Kim, E. K. (2014). Assessment of bifid and trifid mandibular canals using cone-beam computed tomography. *Imaging Science in Dentistry*, 44(3), 229-236. <https://doi.org/10.5624/isd.2014.44.3.229>
- Razi, T., Niknami, M., & Alavi Ghazani, F. (2014). Relationship between Hounsfield Unit in CT scan and gray scale in CBCT. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*, 8(2), 107-110. <https://doi.org/10.5681/joddd.2014.019>
- Ren, J., Dimitrov, I., Sherry, A. D., & Malloy, C. R. (2008). Composition of adipose tissue and marrow fat in humans by 1H NMR at 7 Tesla. *Journal of Lipid Research*, 49(9), 2055-2062. <https://doi.org/10.1194/jlr.D800010-JLR200>
- Robb, R. A. (1982). The dynamic spatial reconstructor: An x-ray video-fluoroscopic CT scanner for dynamic volume imaging of moving organs. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 1(1), 22-33. <https://doi.org/10.1109/TMI.1982.4307545>
- Rouas, P., Nancy, J., & Bar, D. (2007). Identification of double mandibular canals: Literature review and three case reports with CT scans and cone beam CT. *Dentomaxillofacial Radiology*, 36(1), 34-38. <https://doi.org/10.1259/dmfr/27374727>
- Rummeny, E. J., Reimer, P., & Heindel, W. (2008). *MR imaging of the body* (1st ed.). Thieme Publishing.
- Runge, V. M., Nitz, W. R., Schmeets, S. H., Faulkner, W. H., & Desai, N. K. (2005) *The physics of clinical MR taught through images* (1st ed.). Thieme Publishing.
- Sanchis, J. M., Peñarrocha, M., & Soler, F. (2003). Bifid mandibular canal. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 61(4), 422-424. <https://doi.org/10.1053/joms.2003.50004>
- Scarfe, W. C., Farman, A. G., & Sukovic, P. (2006). Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *Journal of the Canadian Dental Association*, 72(1), 75-80.
- Seth, V., Kamath, P., & Vaidya, N. (2012). Cone beam computed tomography: Third eye in diagnosis and treatment planning. *International Journal of Orthodontics*, 23(2), 17-22.
- Shen, E. C., Fu, E., Fu, M. M., & Peng, M. (2014). Configuration and corticalization of the mandibular bifid canal in a Taiwanese adult population: a computed tomography study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29(4), 893-897. <https://doi.org/10.11607/jomi.3435>
- Shen, E. C., Fu, E., Peng, M., Hsieh, Y. D., Tu, H. P., & Fu, M. W. (2016). Bifid mandibular canals and their cortex thicknesses: A comparison study on images obtained from cone-beam and multislice computed tomography. *Journal of Dental Sciences*, 11(2), 170-174. <https://doi.org/10.1016/j.jds.2016.01.002>
- Silva, I. M., Freitas, D. Q., Ambrosano, G. M., Bóscolo, F. N., & Almeida, S. M. (2012). Bone density: Comparative evaluation of Hounsfield units in multislice and cone-beam computed tomography. *Brazilian Oral Research*, 26(6), 550-556. <https://doi.org/10.1590/s1806-83242012000600011>
- Sindel, A., Özalp, Ö., Yıldırım, N., Oğuz, N., Sindel, M., & Lankovan, V. (2021). Evaluation of the course of the marginal mandibular branch of the facial nerve: A fresh cadaveric study. *The British Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, 59(2), 179-183. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2020.08.020>
- Spratt, J., Salkowski, L. R., Loukas, M., Turmezei, T., Weir, J., & Abrahams P. H. (2020) *Weir & Abrahams' imaging atlas of human anatomy* (6th ed.). Elsevier.

- Starkie, C., & Stewart, D. (1931). The intra-mandibular course of the inferior dental nerve. *Journal of Anatomy*, 65(3), 319-323.
- Takahashi, A., Watanabe, H., Kamiyama, Y., Honda, E., Sumi, Y., & Kurabayashi, T. (2013). Localizing the mandibular canal on dental CT reformatted images: Usefulness of panoramic views. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 35(9), 803-809. <https://doi.org/10.1007/s00276-013-1120-6>
- Thakur, N., Kumar, A., Singh, P., Gopalakrishnan, D., Mishra, B. P., & Jha, M. S. (2021). Assessment of anatomical variations of mandibular canal depicted in panoramic radiography. *Journal of Pharmacy & Bioallied Sciences*, 13(2), 1394-1397. https://doi.org/10.4103/jpbs.jpbs_224_21
- Valenzuela-Fuenzalida, J. J., Cariseo, C., Gold, M., Díaz, D., Orellana, M., & Iwanaga, J. (2021). Anatomical variations of the mandibular canal and their clinical implications in dental practice: A literature review. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 43(8), 1259-1272. <https://doi.org/10.1007/s00276-021-02708-7>
- von Arx, T., Hänni, A., Sendi, P., Buser, D., & Bornstein, M. M. (2011). Radiographic study of the mandibular retromolar canal: An anatomic structure with clinical importance. *Journal of Endodontics*, 37(12), 1630-1635. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2011.09.007>
- Wadu, S. G., Penhall, B., & Townsend, G. C. (1997). Morphological variability of the human inferior alveolar nerve. *Clinical Anatomy*, 10(2), 82-87. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1098-2353\(1997\)10:2<82::AID-CA2>3.0.CO;2-V](https://doi.org/10.1002/(SICI)1098-2353(1997)10:2<82::AID-CA2>3.0.CO;2-V)
- Walter, C., Weiger, R., & Zitzmann, N. U. (2010). Accuracy of three-dimensional imaging in assessing maxillary molar furcation involvement. *Journal of Clinical Periodontology*, 37(5), 436-441. <https://doi.org/10.1111/j.1600-051X.2010.01556.x>
- Wamasing, P., Deepho, C., Watanabe, H., Hayashi, Y., Sakamoto, J., & Kurabayashi, T. (2019). Imaging the bifid mandibular canal using high resolution MRI. *Dentomaxillofacial Radiology*, 48(3), 20180305. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20180305>
- Watanabe, H., Honda, E., Tetsumura, A., & Kurabayashi, T. (2011). A comparative study for spatial resolution and subjective image characteristics of a multi-slice CT and a cone-beam CT for dental use. *European Journal of Radiology*, 77(3), 397-402. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2009.09.023>
- Weckx, A., Agbaje, J. O., Sun, Y., Jacobs, R., & Politis, C. (2016). Visualization techniques of the inferior alveolar nerve (IAN): A narrative review. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 38(1), 55-63. <https://doi.org/10.1007/s00276-015-1510-z>
- Wolf, K. T., Brokaw, E. J., Bell, A., & Joy, A. (2016). Variant inferior alveolar nerves and implications for local anesthesia. *Anesthesia Progress*, 63(2), 84-90. <https://doi.org/10.2344/0003-3006-63.2.84>
- Yang, X., Lyu, C., & Zou, D. (2017). Bifid mandibular canals incidence and anatomical variations in the population of Shanghai area by cone beam computed tomography. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 41(4), 535-540. <https://doi.org/10.1097/RCT.0000000000000561>
- Yu, S. K., Kim, S., Kang, S. G., Kim, J. H., Lim, K. O., Hwang, S. I., & Kim, H. J. (2015). Morphological assessment of the anterior loop of the mandibular canal in Koreans. *Anatomy & Cell Biology*, 48(1), 75-80. <https://doi.org/10.5115/acb.2015.48.1.75>

- Zhang, Y. Q., Zhao, Y. N., Liu, D. G., Meng, Y., & Ma, X. C. (2018). Bifid variations of the mandibular canal: Cone beam computed tomography evaluation of 1000 Northern Chinese patients. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, 126(5), 271-278. <https://doi.org/10.1016/j.oooo.2018.06.008>
- Zhou, X., Gao, X., & Zhang, J. (2020). Bifid mandibular canals: CBCT assessment and macroscopic observation. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 42(9), 1073-1079. <https://doi.org/10.1007/s00276-020-02489-5>
- Zografos, J., Kolokoudias, M., & Papadakis, E. (1990). Oi typoi tou porou tou kato phatniakou neurou: Melete 700 panoramikon aktinographion. *To Helleniko Periodiko gia Stomatike & Gnathoprosopike Cheirourgike*, 5(1), 17-20.



9. ÖZGEÇMİŞ



10. BİLİMSEL FAALİYETLER



11. EKLER

Ek-1: Marmara Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Karar Formu

