T.C
Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi
Radyoloji Anabilim Dalı

ORAL KAVİTE VE OROFARİNKSİN BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İLE GÖRÜNTÜLENMESİNDEKİ ARTEFAKT SORUNUNA SEMAR VE AIDR TEKNİKLERİ İLE YAKLAŞIM

Dr. Muhammed Halid YENER

UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Doç. Dr. Bahar Yılmaz ÇANKAYA

Erzurum-2025

ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ

ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ TEZ SINAVI TUTANAĞI

I. UZMANLIK ÖĞRENCİSİ ve TEZİ İLE İLGİLİ BİLGİLER

Adı, Soyadı : Dr. Muhammed Halid YENER

Ana Bilim Dalı : Radyoloji

Tez Danışmanı ve Atanma Tarihi: Doç. Dr. Bahar YILMAZ ÇANKAYA / 16.12.2021

Sınav tarihi: 06 / 11 / 2025

Tezin Konusu ve Başlığı : Oral Kavite ve Orofarinksin Bilgisayarlı Tomografi ile Görüntülenmesindeki Artefakt Sorununa SEMAR ve AİDR Teknikleri ile Yaklaşım

Belirlenme Tarihi : 16.12.2021

Tezin Niteliği : ☒ Tıpta Uzmanlık Tezi
☐ Klinik Çalışmalar () Prospektif () Retrospektif () Kesitsel
☒ Laboratuvar Çalışmaları (x) Invitro (Cansız) Çalışmaları ( ) Hayvan Çalışmaları

Tez Sınavının Nasıl Yapıldığı: ☒ Yüz yüze katılım sağlanarak ☐ Online (Jürinin teşkil edilmesinde kurum dışından belirlenecek olan jüri üyesi, aynı il sınırları içerisinde bulunmadığından, tez sınavı dijital ortamda yapılmıştır.)

II. KARAR

Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin 19. maddesi gereğince yapılan tez savunma sınavının tamamlanması sonucunda adı geçenin tezinin, jüri üyelerince "Tıpta Uzmanlık Tezi" olarak;

☒ Kabulüne

1.Tez Sınavı ☐ Reddine (Eksikliklerin tamamlanması ve gerekli düzeltmelerin yapılması için uzmanlık öğrencisine, TUEY'nin 19. Maddesinin 6. fıkrası gereğince altı aylık ek bir süre verilmesine)

2.Tez Sınavı ☐ Reddine (TUEY'nin 19. Maddesinin 7. fıkrası gereğince, uzmanlık öğrencisinin uzmanlık öğrenciliği ile ilişiğinin kesilmesine)

☒ Oy birliği ☐ Oy çokluğu ile karar verilmiştir.

III. AÇIKLAMALAR

IV. JÜRİ ÜYELERİ

	Unvanı Adı Soyadı	Uzmanlık Dalı	Kurum Bilgisi	İmza
Jüri Başkanı	Prof. Dr. Fatih ALPER	Radyoloji	Atatürk Üniversitesi	
Jüri Üyesi	Doç. Dr. Bahar YILMAZ ÇANKAYA	Radyoloji	Atatürk Üniversitesi	
Jüri Üyesi	Dr. Öğr. Üyesi Mustafa YEŞİLYURT	Radyoloji	Atatürk Üniversitesi	

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER ..... **ii**

TABLOLAR DİZİNİ ..... **iv**

ŞEKİLLER DİZİNİ ..... **v**

KISALTMALAR DİZİNİ ..... **vi**

ÖNSÖZ ..... **vii**

TEŞEKKÜR ..... **viii**

ÖZET ..... **ix**

ABSTRACT ..... **xi**

1. GİRİŞ VE AMAÇ **1**

2. GENEL BİLGİLER **3**

2.1. Oral Kavite ve Orofarenks Anatomisi 3

2.2.Oral Kavite ve Orofarenksin Benign Lezyonları 5

2.3.Oral Kavite ve Orofarenksin Malign Lezyonları 6

2.4.Oral Kavite ve Orofarenksin Görüntülenmesi 7

2.5. Bilgisayarlı Tomografi 8

2.5.1. Bilgisayarlı Tomografi Çalışma Temelleri 10

2.5.2. BT Görüntü Kalitesi 13

2.5.3. BT Artefaktlar 13

2.6. Metal Artefakt Azaltma Yöntemleri 15

2.7. Radyasyon Dozu Hesabı 18

3. GEREÇ ve YÖNTEM **20**

3.1. Görüntüleme 20

3.2. Nesnel Değerlendirme 20

3.3. Öznel Değerlendirme 22

3.4. Radyasyon Dozu Hesabı 22

3.5. Kullanılan İstatistiksel Yöntemler 22

4. BULGULAR 24

5. TARTIŞMA 33

6. SONUÇ 40

KAYNAKLAR 41

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 1. Farklı kVp ve mAs değerlerinde SEMAR ve AIDR kapalı ve açık olacak şekilde elde edilen subjektif değerler ve doz parametrelerimiz 30

Tablo 2. İki gözlemci arası uyumun kappa testi ile değerlendirilmesi 30

Tablo 3. Subjektif değerlendirme sonucu elde edilen puanların SEMAR ve AIDR algoritması açık ve kapalı olan gruplarda karşılaştırılması ve elde edilen p değerleri 31

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Oral kavite ve orofarenksin BT görüntüleri..... 4

Şekil 2. Oral kavite (mavi), orofarenks (sarı). 4

Şekil 3. SEMAR algoritması 17

Şekil 4. Örnek ROI ölçümümüz. 21

Şekil 5. Genel olarak SNR ölçümlerimizin SEMAR ve AIDR açık/kapalı değerleri 25

Şekil 6. Dış havaya ait SNR ölçümlerimizin SEMAR ve AIDR açık/kapalı değerleri 26

Şekil 7. Yağa ait SNR ölçümlerimizin SEMAR ve AIDR açık/kapalı değerleri..... 26

Şekil 8. Kontrasta ait SNR ölçümlerimizin SEMAR ve AIDR açık/kapalı değerleri 27

Şekil 9. İç havaya ait SNR ölçümlerimizin SEMAR ve AIDR açık/kapalı değerleri 27

Şekil 10. Genel olarak CNR ölçümlerimizin SEMAR ve AIDR açık/kapalı değerleri 28

Şekil 11. Yağa ait CNR ölçümlerimizin SEMAR ve AIDR açık/kapalı değerleri 28

Şekil 12. Kontrasta ait CNR ölçümlerimizin SEMAR ve AIDR açık/kapalı değerleri 29

Şekil 13. İç havaya ait CNR ölçümlerimizin SEMAR ve AIDR açık/kapalı değerleri 29

Şekil 14. 120kVp'de örnek çekimlerimiz ve ROİ ölçümlerimiz 31

Şekil 15. Üstte, SEMAR-AIDR açıkken elde edilen ve diagnostik kalitede kabul edilen, en düşük efektif doza (0,01288 mSv) sahip 100 kVp – 3 mAs parametreli görüntü görülmektedir. Altta ise aynı parametrelerde SEMAR-AIDR kapalıyken elde edilen ve diagnostik olarak yetersiz değerlendirilen görüntü yer almaktadır. 32

KISALTMALAR DİZİNİ

AIDR 3D : Adaptive Iterative Dose Reduction 3D

BT : Bilgisayarlı Tomografi

CNR : Kontrast/Gürültü Oranı

CT : Bilgisayarlı Tomografi

CTDIvol : Volume CT Dose Index (Hacim BT doz indeksi)

DLP : Dose-Length Product (Doz-Uzunluk Ürünü)

ED : Efektif Doz

FBP : Filtered Back Projection (Filtrelenmiş Geri Yansıtma)

HU : Hounsfield Ünite

IR : Iterative Reconstruction (Yinelemeli Yeniden Yapılandırma)

kV : Kilovolt

kVp : Kilovolt pik

mA : Miliamper

MAR : Metal Artefact Reduction (Metal Artefakt Redüksiyon)

mAs : Miliamper saniye

mGy : miliGray

mGy-cm : miliGray-cm

MR : Manyetik Rezonans Görüntüleme

mSv : miliSievert

SEMAR : Single-Energy Metal Artifact Reduction

SNR : Sinyal/Gürültü Oranı

ÖNSÖZ

‘Oral Kavite ve Orofarenksin BT ile Görüntülenmesindeki Artefakt Sorununa SEMAR ve AIDR Teknikleri ile Yaklaşım” başlıklı tez çalışması, Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından incelenmiş ve kurulun 27.01.2022 tarihli, B.30.2.ATA.0.01.00/122 sayılı kararı ile bilimsel ve etik açıdan herhangi bir sakınca bulunmadığına oy birliği ile karar verilmiştir. İlgili tez aynı zamanda Atatürk Üniversitesi BAP Birimi’ ne lisansüstü tez projesi olarak sunulmuş ve Atatürk Üniversitesi BAP Koordinasyon Birimi tarafından 10348 nolu ve TTU - 2022-10348 kodlu proje olarak kabul edilerek maddi olarak desteklenmiştir.

TEŞEKKÜR

Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalında uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, bana yol gösteren değerli hocalarım Prof. Dr. Fatih ALPER'e, Prof. Dr. Suat EREN'e, Prof. Dr. Ümmügülsüm BAYRAKTUTAN'a, Prof. Dr. Adem KARAMAN'a, Doç. Dr. Fadime GÜVEN'e, Doç. Dr. Ahmet YALÇIN'a, Doç. Dr. Bahar Yılmaz ÇANKAYA'ya, Doç. Dr. Elif GÖZGEÇ'e, Dr. Öğr. Üyesi Fahri AYDIN'a ve Dr. Öğr. Üyesi Mustafa YEŞİLYURT'a;

Tez çalışmam ve eğitimim sürecinde desteklerini esirgemeyen, tecrübelerinden faydalandığım değerli hocalarım Doç. Dr. Bahar Yılmaz ÇANKAYA'ya, Doç. Dr. Gökhan POLAT'a, Doç. Dr. Ahmet YALÇIN'a ve her zaman yanımda olan kıymetli arkadaşlarım Uzm. Dr. Elşad İSMAYILOV'a, Uzm. Dr. Şeyma Nur ALTINOK'a ve Arş. Gör. Emre IŞIKTAŞ'a,

Sonsuz sevgi, saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Arş. Gör. Muhammed Halid YENER

ÖZET

ORAL KAVİTE VE OROFARİNKSİN BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İLE GÖRÜNTÜLENMESİNDEKİ ARTEFAKT SORUNUNA SEMAR VE AIDR TEKNİKLERİ İLE YAKLAŞIM

Amaç: Adaptive Iterative Dose Reduction (AIDR) ve Single Energy Metal Artifact Reduction (SEMAR) yöntemleri kullanılarak, doku eşdeğer fantom modeller üzerinde artefakt oluşturan materyallerin etkisi değerlendirildi ve tanısal yeterliliği koruyarak en düşük radyasyon dozuna ulaşılması hedeflendi.

Yöntem: Fantom üzerinde oral kavite düzeyinde oluşturulan boşluklara çift taraflı olarak metal artefaktına yol açabilecek materyallerin yanı sıra yağ ve kontrast dansitesinde materyaller yerleştirildi. Ardından 80, 100, 120 ve 135 kVp için 3, 7, 14, 32, 64 ve 129 mAs değerlerinde çekimler gerçekleştirildi. Bu aşamada SEMAR ve AIDR teknikleri birlikte, hem açık hem de kapalı modlarda uygulandı. Nesnel değerlendirmede sinyal/gürültü oranı (SNR) ve kontrast/gürültü oranı (CNR) hesaplandı; öznel değerlendirmede ise iki bağımsız gözlemci görüntü kalitesini subjektif olarak inceledi. SEMAR ve AIDR'nin açık ve kapalı çekimlerinde elde edilen SNR, CNR değerleri ile subjektif puanlamalar istatistiksel olarak karşılaştırıldı.

Bulgular: SEMAR ve AIDR açık teknikleri ile elde edilen görüntülerde SNR ve CNR değerleri, kapalı çekimlere kıyasla anlamlı derecede yüksekti. Bu objektif bulgularla uyumlu biçimde, subjektif değerlendirmelerde de görüntü kalitesi puanları anlamlı artış gösterdi ($p<0.001$). İki gözlemci arasındaki uyum kappa testiyle 0,639 olarak bulundu ($p<0.001$). Kapalı tekniklerde 24 parametreden 11'i tanısal yeterlilik sağlarken (DLP 52 mGy, ED 0,1196 mSv), açık tekniklerde 21 parametre tanısal yeterlilik sağladı ve en düşük doz (DLP 5,6 mGy, ED 0,01288 mSv) ile %89 doz azaltımı elde edildi.

Sonuç: Oral kavite ve orofarenksin görüntülemesinde SEMAR ve AIDR birlikte uygulandığında artefaktlar belirgin azaldı, görüntü kalitesi anlamlı şekilde iyileşti ve tanısal yeterlilik korunarak anlamlı doz redüksiyonu sağlandı.

Anahtar kelimeler: Radyasyon Dozu Redüksiyonu, AIDR, SEMAR, Oral Kavite, Bilgisayarlı Tomografi

ABSTRACT

APPROACH TO THE ARTIFACT ISSUE IN COMPUTED TOMOGRAPHY IMAGING OF THE ORAL CAVITY AND OROPHARYNX WITH SEMAR AND AIDR TECHNIQUES

Objective: Using Adaptive Iterative Dose Reduction (AIDR) and Single Energy Metal Artifact Reduction (SEMAR) methods, the effects of materials causing artifacts on tissue-equivalent phantom models were evaluated, and the aim was to achieve the lowest possible radiation dose while preserving diagnostic adequacy.

Methods: In the phantom, bilateral cavities were created at the level of the oral cavity and filled with materials that could cause metal artifacts, as well as fat- and contrast-density materials. Subsequently, scans were performed at 80, 100, 120, and 135 kVp with tube current settings of 3, 7, 14, 32, 64, and 129 mAs. At this stage, SEMAR and AIDR techniques were applied in both open and closed modes. For objective evaluation, signal-to-noise ratio (SNR) and contrast-to-noise ratio (CNR) were calculated; for subjective evaluation, two independent observers assessed image quality. SNR, CNR values, and subjective scores obtained with SEMAR and AIDR in open and closed scans were statistically compared.

Results: In images obtained with open SEMAR and AIDR techniques, SNR and CNR values were significantly higher compared to closed scans. Consistent with these objective findings, subjective image quality scores also showed a statistically significant increase ($p<0.001$). Interobserver agreement was evaluated with the kappa test and found to be 0.639 ($p<0.001$). In closed techniques, 11 of 24 parameter sets achieved diagnostic adequacy (DLP 52 mGy, ED 0.1196 mSv), whereas in open techniques, 21 parameter sets achieved diagnostic adequacy, with the lowest dose (DLP 5.6 mGy, ED 0.01288 mSv) resulting in an 89% dose reduction.

Conclusion: When SEMAR and AIDR were applied together in imaging of the oral cavity and oropharynx, artifacts were markedly reduced, image quality

significantly improved, and meaningful dose reduction was achieved while maintaining diagnostic adequacy.

Keywords: Radiation Dose Reduction, AIDR, SEMAR, Oral Cavity, Computed Tomography

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Oral kanserler, baş-boyun kanserlerinin yaklaşık yarısını oluşturan yaygın bir antite olup, tanı ve tedavi süreçlerinde zorluklar barındıran önemli bir klinik sorundur (1). Oral kavite ve orofarenksin görüntülenmesinde bilgisayarlı tomografi (BT), enfeksiyonların yayılımının belirlenmesi, karsinom evrelemesi, metastatik lenf nodu tutulumunun saptanması ve kemik patolojilerinin değerlendirilmesinde önemli bir görüntüleme yöntemidir. Özellikle orofarenks, ağız boşluğu ve ağız tabanı tümörlerinde; derin kompartman infiltrasyonunun, tümörün vasküler yapılar (lingual arter, ven ve hipoglossal sinir) ile topografik ilişkisinin ve orta hatta uzanımının değerlendirilmesi klinik açıdan kritik öneme sahiptir. Ayrıca tümör saptandığında, parafaringeal, submandibular ve sublingual boşluklar gibi derin yağ içerikli boşlukların infiltrasyonu ile kemik destrüksiyonunun gösterilmesinde BT'nin yüksek tanısal değeri bulunmaktadır (2–4).

Bilgisayarlı Tomografinin en önemli dezavantajı ise şüphesiz radyasyon maruziyetidir. Aynı zamanda oral kavite değerlendirmesinde neoplazm şüphesinde kafa tabanından manibrium sterni üst kesimine kadar daha geniş z aksı ile tarama önerildiğinden radyasyondan etkilenen doku miktarı da artacaktır (5). Özellikle lens ve tiroid dokusu gibi organlar radyasyona daha hassas olması nedeniyle radyasyon maruziyeti önemli bir problem olarak görülmektedir.

Ağız boşluğunun farklı görüntüleme teknikleri ile değerlendirmesi hem farklı mukozal yüzeylerin karşılıklı yakın pozisyonları hem de sık uygulanan dental malzemeler ve metalik artefakt yapıcı maddeler nedeniyle karmaşıktır. Görüntülemede diş dolgusu gibi metalik artefaktlara yol açan çeşitli maddeler görüntü kalitesinde bozulmalara ve tanısal zorluklara neden olmaktadır (6,7). Metal artefaktların azaltılmasına yönelik çeşitli teknikler geliştirilmiştir. Metal artefaktların azaltılması için tüp akımının ve voltajının artırılması ya da ince kolimasyon gibi geleneksel yöntemler kullanılabilir. Ancak bu yaklaşımların etkinliği sınırlıdır ve beraberinde bilgisayarlı tomografi doz indeksi (CTDI) değerinde artışa yol açarak hastanın radyasyona maruziyetini artırır (8,9). Bu nedenle radyasyon dozunu düşürebilmek için devreye artefakt azaltma algoritmaları girmektedir.

Iterative rekonstrüksiyon (IR), aslında BT'nin ilk yıllarında geliştirilmiş olmasına rağmen, o dönemde uzun işlem süresi ve uygulama zorlukları nedeniyle klinik kullanıma girememiştir. Bu nedenle, standart olarak çoğu BT cihazında Filtered Back Projection (FBP) tekniği kullanılmaktadır. Günümüzde ise AIDR 3D gibi hibrit IR yöntemleri geliştirilmiştir. Bu yöntemlerde IR ile FBP kombinasyonu kullanılarak daha fazla fiziksel veri ve foton istatistiği sürece dahil edilmekte, böylece düzeltme algoritmaları aracılığıyla saçılma ve kenar artefaktları en aza indirilmektedir (10–12).

MAR algoritmalarında, ham projeksiyon verileri öncelikle filtrelenmiş geri projeksiyona (FBP) tabi tutulur. Bu görüntüden metal bölgeleri ayrıştırılarak yalnızca metal içeren bir görüntü elde edilir ve ileri projeksiyonla sinogramdaki metal izleri belirlenir. Ardından, metalden etkilenmiş bölgeler özel algoritmalarla tahmin edilerek düzeltilir. Bu yöntemin en gelişmiş örneklerinden biri olan SEMAR (Single-Energy Metal Artifact Reduction) algoritması, metal bölgelerinin daha doğru tanımlanması ve düzeltilmesi sayesinde görüntü kalitesini belirgin şekilde artırmaktadır (13).

Mevcut literatürde, artefaktların sık izlendiği ve tanısal güçlüklerin belirgin olduğu oral kavite düzeyi özel bir önem taşımaktadır. Bu düzeyde MAR ve IR algoritmalarının tanısal performansı hem klinik hasta gruplarında hem de kadavra ve fantom modeller üzerinde incelenmiştir. Ayrıca, bu algoritmalar bağımsız ya da kombine yaklaşımlarla değerlendirilmiş ve bu konuda çok sayıda çalışma yayımlanmıştır (14–19). Çalışmamız, oral kavite ve orofarenks anatomisini temsil eden bir fantom üzerinde gerçekleştirilmiştir. Bu kapsamda, farklı doz parametrelerinde SEMAR ve AIDR tekniklerinin kombine kullanımıyla elde edilen görüntüler hem subjektif hem de SNR/CNR gibi objektif parametrelerle değerlendirilmiştir. Ayrıca, tanısal yeterlilik ölçütlerine göre uygun doz hesaplamaları yapılmış olup, bu yönleriyle çalışmamız literatürdeki benzer araştırmalardan ayrılmaktadır.

Çalışmamızda, SEMAR ve AIDR özelinde MAR ve IR algoritmalarının kombine kullanımının, orofarenks ve oral kavitede artefaktlar ve görüntü kalitesi üzerine etkileri değerlendirildi. Bu yaklaşımın, objektif ve subjektif verilerle desteklenerek en düşük radyasyon dozunda tanısal yeterlilik sağlaması amaçlandı.

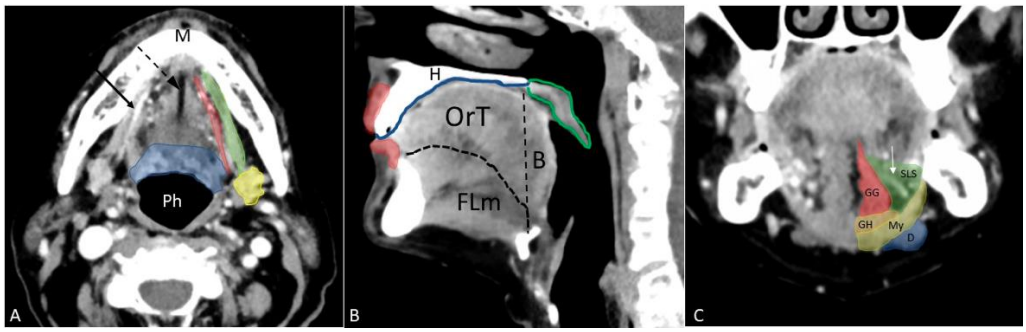
2. GENEL BİLGİLER

2.1. Oral Kavite ve Orofarenks Anatomisi

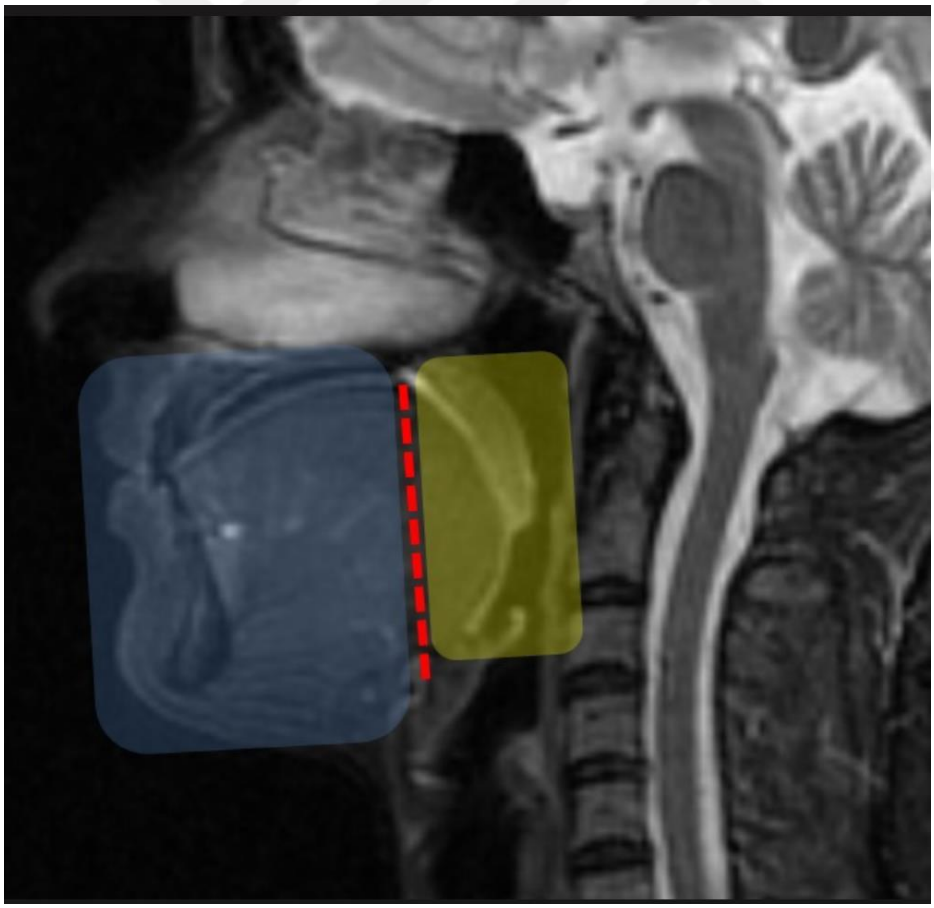
Oral kavite oldukça kompleks bir anatomik alandır. Embriyolojide ön bağırsağın en proksimal kısmını temsil eder ve posteriorda orofarenkse devamlılık gösterir. Sınırlarını anteriorda dudaklar, posteriorda sirkumvallat papilla ve sert-yumuşak damak bileşkesi, superiorda sert damak, inferiorda ağız tabanı ve alveoler mukozal yüzey, lateral her iki tarafta diş eti-bukkal yüzeyler oluşturmaktadır (20).

Oral kavitede geleneksel olarak yedi alt bölge tanımlanır. 1) Dilin anterior 2/3'lük kesimi (posterior kesimi ise orofarenkse aittir). 2) Ağız tabanı, dilin altında yer almakta olup inferior sınırı mylohyoid kas tarafından oluşturulmaktadır. Bu bölgedeki sublingual boşluk (SLS); hyoglossus kasının anterior liflerini, lingual arter, ven ve sinir ile birlikte glossofaringeal (IX) ve hipoglossal (XII) sinirleri, sublingual bezi ve Wharton kanalıyla birlikte submandibular bezin derin lobunu içermektedir. 3) Dudak; esas olarak orbikularis oris kası tarafından oluşturulmaktadır. 4) Bukkal boşluk; buccinator ve platysma kasları arasında yağ içeren boşluktur. 5) Gingiva; alveolar proçeslerin yüzeyini örten mukozal tabakadır. 6) Retromolar trigon; alt çenede üçüncü molar diş posteriorunda üçgen şeklinde bir alandır. 7) Sert damak; damağın anterior kısmını oluşturan kemik yapıdır (21).

Orofarenks ise oral kavite arkasında, nazofarinks ile hipofarinks arasında yer alır. Ön sınırını, sirkumvallat papilla, yumuşak damak oluşturur. Arka sınırı posterior faringeal duvardır. Orofarenks, superiorda yumuşak damak seviyesi ile inferiorda ise vallekulalar tarafından sınırlanmıştır. Lateral sınırlarını palatin tonsiller ve tonsiller katlantılar (palatoglossus ve palatopharyngeus) oluşturur. Orofarenksin anatomik alt bölümleri; (a) dilin tabanı, (b) tonsiller ve (c) posterior farengeal duvardır (22,23).



Şekil 1. Oral kavite ve orofarenksin BT görüntüleri. (A) Aksiyel BT'de mylohyoid kas (yeşil), submandibular bezin derin kısmı (sarı), lingual arter (ok), lingual septum (noktalı ok), hyoglossus kası (kırmızı) ve dil tabanı (mavi) izlenmektedir. (B) Sagittal BT'de dilin internal (OrT) ve eksternal kasları (FLm), dil tabanı (B), sert damak (H) ve yumuşak damak-uvula (yeşil alan) görülmektedir. (C) Koronal BT'de genioglossus (GG), geniohyoid (GH), mylohyoid (My) ve digastrik (D) kaslar ile lingual arter içeren sublingual boşluk (SLS) işaretlenmiştir (5)



Şekil 2. Oral kavite (mavi), orofarenks (sarı) (24).

2.2.Oral Kavite ve Orofarenksin Benign Lezyonları

Bu bölgenin inflamatuar lezyonları arasında apse, flegmon, sialolitiazis, sialoadenit, selülit, Ludwig anjina, ranula sayılabilir. En sık görülen konjenital lezyonlar vasküler ve lenfatik malformasyonlar, dermoid/epidermoid kistler, Lingual tiroid olarak adlandırılan dil tabanı yerleşimli ektopik tiroid dokusu, thyroglossal kanal kisti, aksesuar tükürük bezleridir. Benign neoplastik lezyonlar ise en sık pleomorfik adenom, lipom, hemanjiomlar, sinir kılıfı tümörleri, nörofibrom, fibroosseoz lezyonlar, osteom ve osteokondrom görülmektedir (20).

Pleomorfik adenom majör veya minör tükürük bezlerinden kaynaklandığı için oral kavitenin herhangi bir yerinde ortaya çıkabilmektedir. Pleomorfik adenom, oral kavite özelinde en sık submandibuler ve sublingual boşluktan gelişmektedir. Histolojik olarak epitelyal, miyoepitelyal ve stromal elemanlar bulundurmaktadır. Genellikle yavaş büyüme eğiliminde olup boyut arttıkça kanama, santral nekroz kalsifikasyon gelişebilmektedir. Bu nedenle boyut küçükken homojen izlenirken boyut arttıkça inhomojenite izlenebilmektedir. Lipom, oral kavite lezyonlarının yaklaşık %4'ünü oluşturmaktadır. Matür yağ hücrelerini çevreleyen ince bir kapsül ve bunları ayıran fibröz septalardan oluşmaktadır. BT'de yağ dokusuyla benzer dansitede izlenmekte olup postkontrast serilerde genellikle kontrastlanmamaktadır. Dil ve ağız tabanında görülebilen rabdomyom çizgili kasların nadir bir neoplazmıdır. Kas ile benzer dansitede izlenmekte olup iyi sınırlıdır ve az kontrastlanmaktadır. Hemanjiom von-Hippellindau, Rendu-Osler-Weber, Sturge-Weber gibi sendromlara eşlik edebilmekte olup aynı zamanda erken çocukluk döneminde de sık görülmektedir. Fizyopatolojisinde endotelyal hücre proliferasyonu gösterilmekte olup hızla büyürler ve zamanla involüsyona uğrayabilirler. Belirgin kontrastlanma gösterirler. MRG'de T1 ağırlıklı görüntülerde hipointens veya izointens T2 ağırlıklı görüntülerde heterojen intensitede izlenirler. Ağız boşluğunda özellikle dilde oluşabilen diğer benign lezyonlardan schwannom, nöroma ve nörofibromlar ise BT'de iyi sınırlı, homojen, izodens; MRG'de ise T1 ağırlıklı görüntülerde hipointens, T2 ağırlıklı görüntülerde hiperintens görülürler (24–29).

2.3.Oral Kavite ve Orofarenksin Malign Lezyonları

Oral kavitede ve orofarenkste yerleşim gösteren malign tümörlerin büyük bir kısmını skuamoz hücreli karsinom oluşturur (yaklaşık %90-95). Diğer maligniteler daha nadir olmakla beraber adenoid kistik karsinom, adenokarsinom, mukoepidermoid karsinom, tükürük bezinin malign miks tümörleri, lenfoma ve sarkomlar yer alır. Söz konusu minör tükürük bezi tümörleri arasında adenokarsinomlar hem en nadir hem de en kötü prognoza sahiptirler. Söz konusu malign lezyonların değerlendirilmesinde en önemli noktalardan birisi de artan nüks oranlarına sebep olması nedeniyle nörovasküler demet invazyonunun tespitidir. Mukoepidermoid tümörlerde ise lenf nodlarına metastaz ve lokal nüks sıklıkla görülebilmektedir. Diğer çok nadir maligniteler arasında anjiosarkom, rabdomiyosarkom, liposarkom, leiomiyosarkom, Hodgkin ve non-Hodgkin lenfomalar sayılabilir (24,29,30).

Skuamöz hücreli karsinomların en önemli risk faktörleri Alkol ve tütün kullanımı olarak görülmektedir. Orofarenks kanserli olgularda %60'ında HPV pozitifliği saptanmıştır. HPV ile olan ilişkiyi ortaya koymak tedavi açısından da önem arz etmektedir (31). Genellikle 45 yaş üstü erkeklerde görülmektedir. Orofarenksin yassı hücreli epiteli endodermden köken almakta olup, bu lokalizasyondan gelişen tümörler genellikle az diferansiye ve daha agresif tümörlerdir ve bölgesel lenf nodu uzak organ metastazları daha sık izlenmektedir. Bunun aksine oral kavitenin yassı hücreli epiteli ektodermden köken alır ve buradan daha az agresif ve iyi diferansiye tümörler gelişmektedir (22,24,29).

Skuamöz hücreli karsinomlar küçük veya çok yüzeysel olduğu zaman görüntüleme yöntemlerinde farkedilemeyebilirler. Tümör submukozal yapılara infiltre olup boyut artışı gösterdikçe BT ve MRG'de görülür hale gelirler. Fakat ışın sertleşme artefaktlarının olduğu yerlere yakın lokalizasyonda ise görünürlük bir problem olmaya devam edecektir. Aynı zamanda tümörler büyüdükçe nekroz ve hemoraji gibi sebeplerden ötürü heterojen hale gelebilirler. Tümör MRG'de T1 ağırlıklı görüntülerde hipointens, T2 ağırlıklı görüntülerde izointens veya hiperintens olarak izlenir. Postkontrast serilerde ise farklı derecelerde kontrastlanma gösterirler. Kemik iliği tutulumunu, nörovasküler demet tutulumunu değerlendirmede MRG ön planda olup yağ baskısız T1 ağırlıklı görüntülerden faydalanılır. Tümörün perinöral

yayılımını göstermede MRG, kortikal kemik invazyonunu ortaya koymada ise BT daha başarılıdır (22,24,32).

2.4.Oral Kavite ve Orofarenksin Görüntülenmesi

Görüntülemenin temel amacı, fizik muayene ve endoskopi ile tespit edilmiş ya da biyopsi ile tanısı konulmuş tümörleri saptamaktan çok; tümörün komşu anatomik yapılarla olan ilişkisini ve submukozal yayılım derinliğini değerlendirmektir. Ayrıca, bölgesel yayılımın, lenf nodu tutulumlarının ve uzak metastazların incelenmesi yoluyla tedavi öncesi evreleme yapılır ve tedavi planlamasına yön verilir. Tedavi sonrasında ise görüntüleme; nüks veya rezidü varlığının değerlendirilmesi, tümör boyutundaki değişikliklerin ve nekroz gelişiminin raporlanması açısından önem taşır. Tümörün doğru şekilde evrelenmesi, tedavi planlaması ve takibi üzerinde belirleyici rol oynar. Örneğin; evre I–II tümörler genellikle tek modalite ile tedavi edilirken, evre III–IV tümörlerde multimodalite yaklaşımlarına ihtiyaç duyulmaktadır.

Görüntüleme yöntemlerinden biri ultrasonografidir. Bu yöntem oldukça ucuz ve ulaşılabilir olmasına rağmen kullanım alanları başta servikal lenf nodları, tükürük bezleri olmak üzere dil ve ağız tabanının kısmi değerlendirilmesiyle sınırlıdır. Ancak lenf nodlarından yapılacak biyopsiye kılavuzluk etmesi açısından oldukça önemlidir.

Baş boyun malignitelerinde sıklıkla tedavi öncesi hastalık evrelemesinde BT ve MRG kullanılmaktadır. BT'nin en önemli avantajları kısa görüntüleme süresi nedeniyle hareket, yutma ve solunuma bağlı oluşacak hastaya ait olan artefaktlardan daha az etkilenmesi, kemik korteksinin değerlendirmesinde üstün detay vermesi, yüksek kalitede ve hızlı multiplanar rekonstrüksiyon yapılabilmesi ve gereklilik halinde inceleme alanının üst torakal bölge, kranial bölgeye kolaylıkla genişletilebilmesi sayılabilir. BT'nin en önemli dezavantajları ise, radyasyon maruziyeti, dental dolgular gibi bu düzeye uygulanmış artefakt yapan cisimlerden kaynaklanan görüntüleme kalitesinde önemli kayıp ve MRG'ye kıyasla daha düşük yumuşak doku kontrastı sunmasıdır. Manyetik rezonans görüntülemenin en önemli avantajları ise, radyasyon içermemesi, yüksek yumuşak doku kontrastı sunmasıdır. Görüntü kalitesi dental dolgulardan ya hiç etkilenmez ya da BT'den daha az etkilenir. Aynı zamanda mevcut tümörün perinöral yayılımını ve medullar kemik detaylarını

değerlendirmede BT'ye üstünlüğü mevcuttur. Dezavantajları ise ulaşımının daha zor olması ve maliyeti yüksek olması ve tetkik sürelerinin uzun olması sebebiyle hareket artefaktlarına daha hassas olması sayılabilir (30,32,33).

BT tetkiki uygulanacak hasta supin pozisyonunda olmalı, omuzlar mümkün olduğunca aşağıda, baş simetrik ve boyun hafif ekstansiyonda olacak şekilde hastaya pozisyon verilmelidir. Eğer kontrast madde verilecekse, kontrast enjeksiyonunu takiben yaklaşık 70-80 saniye sonra çekim gerçekleştirilmelidir. Oral kavite ve orofarenks değerlendirmesinde neoplazm şüphesinde kafa tabanından manubrium sterni üst kesimine kadar daha geniş z aksı ile tarama yapılmalıdır. Elde edilen görüntüler yumuşak doku ve kemik penceresinde değerlendirilmelidir. Aksiyel koronal ve sagittal reformat görüntüler elde olunmalıdır (5,30,33).

Oral kavite ve orofarenksin görüntülenmesi esnasında görüntü kalitesini bozabilecek sorunlar dental amalgamlar ve karşı karşıya gelen mukozal yüzeylerdir. Dental amalgamlar x-ışınını kurşun filtrasyonuna benzer bir atenüasyona maruz bırakmakta olup görüntü kalitesinde ciddi kayıplara sebebiyet vermektedir. Söz konusu sorunlara yaklaşımda kullanılabilecek tekniklerden birisi mandibulaya paralel bir konumda gantriye açı vermektir. Bu sayede dental amalgamların altını ve üstünü alacak şekilde ikinci bir tarama yapılabilir. Diğer bir teknik ise açık ağız tekniğidir. Hastanın ağzı açtırılıp artefakt yapıcı amalgamlar uzaklaştırılır ve bu sırada hastanın immobilizasyonu amacıyla dişler arasına artefakt yapmayan bir malzeme yerleştirilir (20,33–35).

Görüntülemede diğer bir sorun olan karşı karşıya gelen mukozal yüzeyler küçük ve yüzeyel tümörlerin gözden kaçabilmesine neden olmaktadır. Bu sorunu çözebilmek için şişirilmiş yanak tekniği uygulanabilmektedir. Hasta dudakları kapalı iken yanaklarını şişirir, dilini dişler ve sert damaktan uzaklaştırır bu sayede mukozal yüzeyler arası mesafe sağlanmış olur (35).

2.5. Bilgisayarlı Tomografi

BT, X ışını kullanılarak gerçekleştirilen görüntülemelerin en gelişmiş olanıdır. İlk başarılı uygulama 1972'de, artık bilgisayarlı tomografinin mucidi olarak tanınan

İngiliz mühendis Hounsfield tarafından Londra'daki Atkinson Morley Hastanesi'nde gerçekleştirildi ve İngiliz Radyoloji Kurumu Kongresinde dünyaya ilan edildi (36).

Hounsfield'in deneysel olarak uyguladığı bilgisayarlı tomografi (BT) tekniği, birinci nesil tomografi olarak tıp literatüründe yerini almıştır. Birinci nesil sistemler, tek sıralı bir veya iki dedektörden oluşmakta ve paralel kalem ışın geometrisi ile çalışmaktaydı. İkinci nesil tomografilerde ise dedektör sayısı 30'a kadar çıkmakta ve dar yelpaze (fan-beam) ışın geometrisi kullanılmaktaydı. Hem birinci hem de ikinci nesil BT cihazları, translate–rotate prensibine dayanmaktaydı. Bu yöntemde, hasta düzleminin kolimatör aracılığıyla oluşturulan ışın demetiyle taranmasının ardından tüp belirli bir açıyla döndürülmekte, işlem 180 derece tamamlanacak şekilde tekrarlanmaktaydı. Ancak translate–rotate prensibi oldukça uzun görüntüleme sürelerine neden olmakta; uzun tarama süreleri ise hasta hareketine bağlı artefaktlar, görüntü kalitesinde azalma ve tanısal doğrulukta düşüşe yol açmaktaydı. Bu sınırlılıklar üçüncü nesil cihazların geliştirilmesine zemin hazırlamıştır. Üçüncü nesil BT cihazları, hem X-ışını tüpünün hem de dedektörlerin eşzamanlı dönmesine dayanan rotate–rotate prensibi ile çalışmaktaydı. Bu sistemler, eğrisel bir düzen içerisinde birden fazla dizi halinde yerleştirilmiş dedektörlerden oluşmaktaydı. Kısa bir süre sonra, hastayı bütünüyle çevreleyen ve gantri boşluğunu dolduran dedektör sistemine sahip, yalnızca tüpün dönmesi prensibine dayanan dördüncü nesil cihazlar geliştirilmiştir. Dördüncü nesil cihazların geliştirilmesindeki başlıca amaçlardan biri, üçüncü nesil cihazlarda ortaya çıkan halka (ring) artefaktını dedektör sayısının artırılmasıyla ortadan kaldırmaktı. Ancak çok sayıda dedektör kullanımının getirdiği yüksek maliyet nedeniyle dördüncü nesil sistemlerin kullanımı, günümüzde yaygın değildir (36).

Bazı BT teknolojileri üçüncü ve dördüncü nesil tomografilere entegre edilmiştir. İlk dönemlerde 'sıralı görüntü edinimi' adı verilen yöntem kullanılmaktaydı. Bu teknikte, her taramadan sonra X-ışını kaynağı kapatılmakta, kaynağı besleyen kablolar çözülmekte ve hasta masa üzerinde kaydırıldıktan sonra yeni bir tarama başlatılmaktaydı. Ancak bu yöntem, uzun tarama süresi nedeniyle hasta hareketine bağlı artefaktların ortaya çıkmasına yol açmaktaydı. Bu dezavantajları aşmak amacıyla daha sonra günümüzde çoğu modern cihazda kullanılan Helikal

(spiral) edinim geliştirilmiştir. Hasta açısından bakıldığında, X-ışını demetinin vücut boyunca helikal bir yol (trase) izlemesi nedeniyle bu şekilde adlandırılmıştır. Helikal edinim, 'Slip Ring' teknolojisinin geliştirilmesiyle mümkün olmuştur. Bu teknoloji sayesinde, X-ışını kaynağının her rotasyondan sonra kapatılmasına veya kabloların çözülmesine gerek kalmaksızın sürekli çekim yapılabilmektedir. Görüntüler, rotasyon yapan tüp ve dedektör sistemi boyunca hastanın masa üzerinde sürekli hareket etmesiyle elde edilmektedir. Helikal BT ile birlikte, her 360° gantri rotasyonu süresince hasta masasının kat ettiği mesafenin, izomerkez düzeyindeki ışın kolimasyonuna oranı olarak tanımlanan 'pitch' kavramı kullanıma girmiştir. Üçüncü nesil tomografilere eşlik eden bir diğer gelişme ise, z-ekseni boyunca dedektör sırasının artırılmasıyla ortaya çıkan multidedektörlü sistemlerdir. Bu sistemlerde X–Y düzleminde yaklaşık 1000 dedektör bulunmakta iken, z-ekseni yönünde bu sayı 320 sıraya kadar ulaşabilmektedir. Helikal BT'nin yanı sıra geliştirilen diğer teknolojiler arasında Dual Enerji BT ve bazı kaynaklarda beşinci nesil olarak kabul edilen Elektron Işını BT (Electron Beam CT, EBCT) yer almaktadır. EBCT, hiçbir mekanik parçanın hareket etmediği, çok kısa sürede görüntüleme yapılmasına olanak tanıyan yapısı sayesinde özellikle kardiyak incelemelerde kullanılmıştır. Temporal rezolüsyonu yüksek olmakla birlikte uzaysal rezolüsyonunun düşük olması nedeniyle klinik kullanımı sınırlı kalmıştır. Çalışmamızda tüm görüntülemeler multidedektörlü helikal BT cihazı ile gerçekleştirilmiştir.

2.5.1. Bilgisayarlı Tomografi Çalışma Temelleri

Bilgisayarlı tomografi (BT) cihazı; jeneratör, tarama ünitesi (gantri), hasta masası ile görüntü işleme ve operatör bilgisayarlarından oluşmaktadır. Jeneratör, X-ışını üretimi için gerekli elektrik enerjisini sağlayarak katotta elektron emisyonunu başlatan filament akımını ve elektronları anoda doğru hızlandıran yüksek voltajı (tüp potansiyel farkı, kVp) üretmektedir (37). Gantry, karşılıklı yerleşim gösteren X-ışını tüpü, dedektörler ve koruyucu elemanlardan oluşmaktadır. X-ışını tüpü; tungstenden üretilmiş, yüksek ısıya dayanıklı filamentleri içeren katot ile elektronların çarptığı anot bölümlerinden meydana gelmektedir. Havası boşaltılmış tüp içerisinde katottan salınan elektronlar, jeneratörün sağladığı yüksek potansiyel farkı ile anoda doğru hızlandırılmakta ve anoda çarpmaları sonucunda X-ışını üretimi gerçekleşmektedir.

X-ışını oluşma mekanizması iki şekilde gerçekleşmektedir. Bunlardan ilki karakteristik radyasyondur. Katottan gelen serbest elektron, anottaki tungsten atomunun iç kabuk elektronunu yerinden çıkarır. Boşalan yeri daha dış kabuktan gelen bir elektron doldururken, açığa çıkan enerji karakteristik X-ışını olarak yayımlanır. Ancak karakteristik radyasyon oluşabilmesi için gelen elektronun enerjisi, hedef atomdaki elektronun bağlanma enerjisinden yüksek olmalıdır. Tungsten için bu bağlanma enerjisi 69,5 keV olduğundan, karakteristik radyasyon üretimi için tüp voltajının en az 69,5 kVp olması gerekir.

İkinci mekanizma ise bremsstrahlung (frenleme) radyasyonudur. Negatif yüklü elektron, pozitif yüklü tungsten çekirdeği yakınından geçerken elektrostatik çekime uğrayarak yavaşlar ve yön değiştirir. Bu esnada kaybolan kinetik enerji elektromanyetik radyasyon şeklinde X-ışını olarak ortaya çıkar. Elektron çekirdeğe ne kadar yakın geçerse, kaybettiği enerji o kadar büyük olur ve üretilen fotonun enerjisi de yüksek olur; çekirdekten uzak geçişlerde ise düşük enerjili fotonlar oluşur. Böylece farklı enerjilerde çok sayıda foton üretilir ve bu durum polikromatik X-ışını demeti ile sonuçlanır. Uygulanan tüp voltajı 69,5 kVp'nin altında olduğunda, üretilen X-ışınlarının neredeyse tamamını bremsstrahlung radyasyonu oluşturur.

BT cihazlarında üretilen enerjinin yalnızca yaklaşık %1'i X-ışınına, geri kalanı ise ısıya dönüşmektedir. Bu nedenle tüpün aşırı ısınmasını önlemek amacıyla tüp muhafazası (haube) içerisinde genellikle yağ dolaşımı sağlanmaktadır. Tüp üzerinden birim zamanda geçirilen elektrik akımı miliamper-saniye (mAs) birimi ile ifade edilmektedir. Kilovolt pik (kVp) ise tüpteki maksimum potansiyel farkını belirtir. Bu değer aynı zamanda X-ışını demetinde oluşan fotonların sahip olabileceği en yüksek enerjiye karşılık gelir. Hem mAs hem de kVp değerleri artırıldığında üretilen X-ışını miktarı artmakta, ayrıca kVp değerinin yükselmesi ile fotonların ortalama enerji düzeyi de artmaktadır (38).

Elde edilen polikromatik X-ışını demeti, hastaya ulaşmadan önce filtrasyona tabi tutulmaktadır. Filtreler, görüntü kalitesine katkısı olmayan ve hastada gereksiz radyasyon maruziyetine yol açan düşük enerjili fotonları zayıflatmak amacıyla kullanılan metal levhalardır. Bu sayede demetin ortalama enerjisi yükselmekte ve daha yüksek penetrasyon özelliği kazanmaktadır.

X-ışınları, dokudan geçerken coherent saçılma ve Compton etkileşimi gibi mekanizmalarla saçılmaya uğramaktadır. Saçılan fotonları azaltmak için kolimatör ve grid sistemleri kullanılmakta; böylece hem radyasyon dozu azalmaktadır hem de görüntü kalitesi artmaktadır. Tüp tarafından üretilen X-ışınları tarama alanından geçerken atenuasyona uğrar. Atenuasyon, X-ışını demetinin herhangi bir materyalden geçerken yoğunluğundaki azalma olarak tanımlanır. Bu azalma, ışının absorbsiyon ve saçılma süreçlerine bağlıdır ve foton enerjisine, dokunun yoğunluğuna, kalınlığına ve atom numarasına göre değişiklik gösterir.

Foton etkileşimlerini nicel olarak tanımlamak için lineer ve kütlesel atenuasyon katsayıları kullanılmaktadır. Lineer atenuasyon katsayısı, maddenin yoğunluğuna bağlı olarak değişirken; kütlesel atenuasyon katsayısı, yoğunluktan bağımsız olup yalnızca materyalin atomik özelliklerine bağlıdır (39).

Dedektörler, doğrudan ve dolaylı (direkt ve indirekt) olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır. Günümüzde BT cihazlarında yaygın olarak indirekt dedektörler kullanılmaktadır. İndirekt dedektörler; sintilatör tabakası, fotodiyot katmanı ve TFT (thin film transistor) dizisinden oluşmaktadır. X-ışını, sintilatör tabakada görünür ışığa dönüştürülmekte; bu ışık fotodiyot katmanı tarafından elektrik enerjisine çevrilmektedir. Elde edilen analog elektrik sinyali, konverter aracılığıyla dijital sinyale dönüştürülerek bilgisayar sistemine iletilmektedir.

Atenüasyona uğrayan X-ışınları dedektörlere ulaştıktan sonra bilgisayar tarafından işlenmekte, rekonstrükte edilmekte ve gri skalada sayısal değerler atanmaktadır. İki boyutlu görüntüde x ve y koordinatları üzerindeki birim elemanlar piksel (picture element) olarak adlandırılmaktadır. Üç boyutlu hacimsel veri ise z ekseninin eklenmesiyle oluşmakta ve birim elemanları voxel (volume element) olarak tanımlanmaktadır. Bu piksel/voxel değerleri Hounsfield Unit (HU) cinsinden ifade edilmektedir. Atenüasyon katsayılarının normalleştirilmesiyle elde edilen HU değerleri -1000 ile +3071 arasında haritalandırılmaktadır. Normal sıcaklık ve basınç koşullarında distile suyun değeri 0 HU, havanın değeri ise -1000 HU olarak kabul edilmektedir

2.5.2. BT Görüntü Kalitesi

Bilgisayarlı tomografide görüntü kalitesini belirleyen dört ana unsur bulunmaktadır: uzaysal rezolüsyon, kontrast rezolüsyon, gürültü ve artefaktlar. Uzaysal rezolüsyon, birbirine çok yakın iki noktanın ayırt edilebilme yeteneğini; kontrast rezolüsyon ise dansite bakımından birbirine yakın iki yapının ayırt edilebilme kapasitesini ifade etmektedir. Uzaysal rezolüsyon arttıkça gürültü de artma eğilimindedir. Bu dört unsurun optimal düzeyde sağlanması, net, kaliteli ve tanısal açıdan yeterli görüntüler elde edilmesini mümkün kılar.

Görüntü kalitesine etki eden başlıca teknik faktörler arasında tüp potansiyel farkı (kV), tüp akımı (mA), tüp rotasyon zamanı, pitch değeri, dedektör kalınlığı, kesit kalınlığı, tarama alanının genişliği (FOV), rekonstrüksiyon algoritmaları ile rekonstrükte edilen kesitin kalınlığı ve intervali yer almaktadır.

BT'de görüntü kalitesinin objektif olarak ölçülmesi mümkündür. Bu ölçüm yöntemleri genel olarak fiziksel/cihaz kaynaklı ve klinik/tanısal değerlendirmeler olmak üzere iki grupta ele alınmaktadır. Cihaz kaynaklı artefaktların tespiti için genellikle su veya su eşdeğeri fantomlar kullanılmaktadır. Bu amaçla uluslararası kuruluşların yayımladığı kılavuzlarda ve literatürde çok sayıda yöntem ve referans bulunmaktadır (40–42)

2.5.3. BT Artefaktlar

Artefakt, hasta veya fantomun gerçek atenüasyon değerleri ile tarama sonucu elde edilen BT görüntüsündeki dansite değerleri arasındaki farklılık olarak tanımlanmaktadır. Artefaktlar, tanısal zorluklara ve görüntü kalitesinde bozulmalara yol açtığından klinik açıdan önem arz etmektedir. Bu nedenle artefaktlar, görüntüleme zincirinin sırasına uygun olarak; X-ışını tüpü, haube ve X-ışını filtreleri, kolimatörler, hasta veya fantom, dedektörler ve rekonstrüksiyon işlemleri kaynaklı olmak üzere sınıflandırılarak ele alınacaktır.

Tüpte oluşan ısıyı azaltmak amacıyla haube içerisinde yağ dolaşımı sağlanmaktadır. Ancak dolaşan yağ içerisinde hava kabarcıklarının bulunması, bu kabarcıkların atenüasyona yol açmasına ve BT görüntüsünde hipodens odaklar şeklinde izlenmesine neden olabilmektedir (43,44).

Filtre kaynaklı artefaktlara örnek olarak, özellikle maksillofasiyal görüntülemede kullanılan konik ışınlı BT'de görülen 'papyon kravat' filtresine bağlı yarım ay artefaktı, filtre ile dedektör arasındaki uyumsuzluktan kaynaklanmaktadır.

Hasta kaynaklı artefaktlar arasında ışın sertleşmesi, hareket artefaktı, metalik artefaktlar ve eksik projeksiyon artefaktları yer almaktadır. X-ışını demeti farklı enerjilere sahip fotonlardan oluşmaktadır. Yüksek yoğunluklu bir objeden geçiş sırasında düşük enerjili fotonlar daha fazla attenüe edilmekte ve demetin ortalama enerjisi artmaktadır; bu olaya ışın sertleşmesi (beam hardening) adı verilir. Kalan yüksek enerjili fotonlar ise Compton saçılması ile yön değiştirerek dedektöre ulaşmakta, bu durum da BT görüntülerinde çizgisel (streak) ve kahve fincanı (cupping) artefaktlarının ortaya çıkmasına yol açmaktadır. Işın sertleşmesi artefaktlarının azaltılmasında papyon kravat filtrelerin kullanılması veya artefakt oluşturabilecek objelerin bulunduğu durumlarda gantriye uygun açılar verilmesi etkili olabilmektedir (45,46). Tarama alanında metalik obje bulunduğunda, BT görüntülerinde çizgisel artefaktlar ortaya çıkabilmektedir. Bunun nedeni, metalik objenin X-ışını demetini büyük oranda absorbe etmesi ve bu bölgelerden dedektöre ışının ulaşamamasıdır.

Dedektör kaynaklı artefaktlar arasında halka (ring) artefaktı ve foton açlığı artefaktı sayılabilir. Ring artefaktı, multidedektörlü BT cihazlarında bir dedektörün arızalanması sonucu bu bölgeden bilgi alınamamasıyla ortaya çıkar ve görüntüde halka şeklinde izlenir. Foton açlığı artefaktı ise, fotonların objenin daha kalın bölgelerinden geçerken yüksek derecede atenüasyona uğraması ve dedektörde yeterli sinyal oluşturamaması sonucunda gelişmektedir.

Yazılım kaynaklı artefaktlara ise yel değirmeni (windmill) ve merdiven (stair-step) artefaktları örnek verilebilir.

2.6. Metal Artefakt Azaltma Yöntemleri

Metal artefaktlarının oluşmasında ışın sertleşmesi, saçılma, gürültü, foton açlığı ve kenar efekti mekanizmaları rol oynamaktadır. Genel olarak rekonstriksüyon süreci; projeksiyon verilerin elde edinilmesi, görüntünün yeniden yapılandırılması ve son işleme olarak üç adıma ayrılmaktadır. Her bir adımda görüntü kalitesini iyileştirecek ve metal artefaktlarını azaltacak manipülasyonlar yapılabilmektedir (10).

Bu artefakt sorunlarının çözümünde kullanılan yöntemler üç alanda kategorize edilebilir.

1) Standart parametreleri ve rekonstriksiyonu modifiye etme

2) Projeksiyon ve görüntü verilerinin modifiye edilmesi

3) Dual Enerji BT uygulamaları (10).

Geleneksel olarak artefakt sorunu tüp akımı, tüp voltajı, gibi parametreleri değiştirilerek çözülebilir. Fakat bu çözümde Bilgisayarlı tomografi doz indeksi değeri de artmaktadır.

Artefaktların azaltılmasına yönelik geliştirilen tekniklerden biri de Yinelemeli Rekonstrüksiyon (Iterative Reconstruction, IR) yöntemidir. Aslında IR, BT'nin ilk yıllarında ortaya çıkan bir teknik olmakla birlikte, o dönemde işlem sürelerinin uzunluğu ve uygulama güçlükleri nedeniyle klinik kullanım alanı bulamamıştır. Bu nedenle uzun yıllar boyunca standart rekonstrüksiyon yöntemi olarak Filtered Back Projection (FBP) tercih edilmiştir. Günümüzde ise farklı üretici firmalar tarafından hibrit IR (IR ile FBP kombinasyonu) ve model tabanlı yinelemeli rekonstrüksiyon (Model-Based Iterative Reconstruction, MBIR) algoritmaları geliştirilmiştir. IR yöntemlerinde, rekonstrüksiyon sürecine daha fazla fiziksel parametre ve foton istatistiği dahil edilmekte, bu sayede teorik olarak düzeltme algoritmaları aracılığıyla saçılma ve kenar etkileri en aza indirilebilmektedir. (10–12). Günümüzde kullanılan hibrit yinelemeli rekonstrüksiyon (IR) teknikleri arasında; Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASIR, GE Healthcare), Adaptive Iterative Dose Reduction 3D (AIDR 3D, Toshiba Medical Systems), Iterative Reconstruction in Image Space

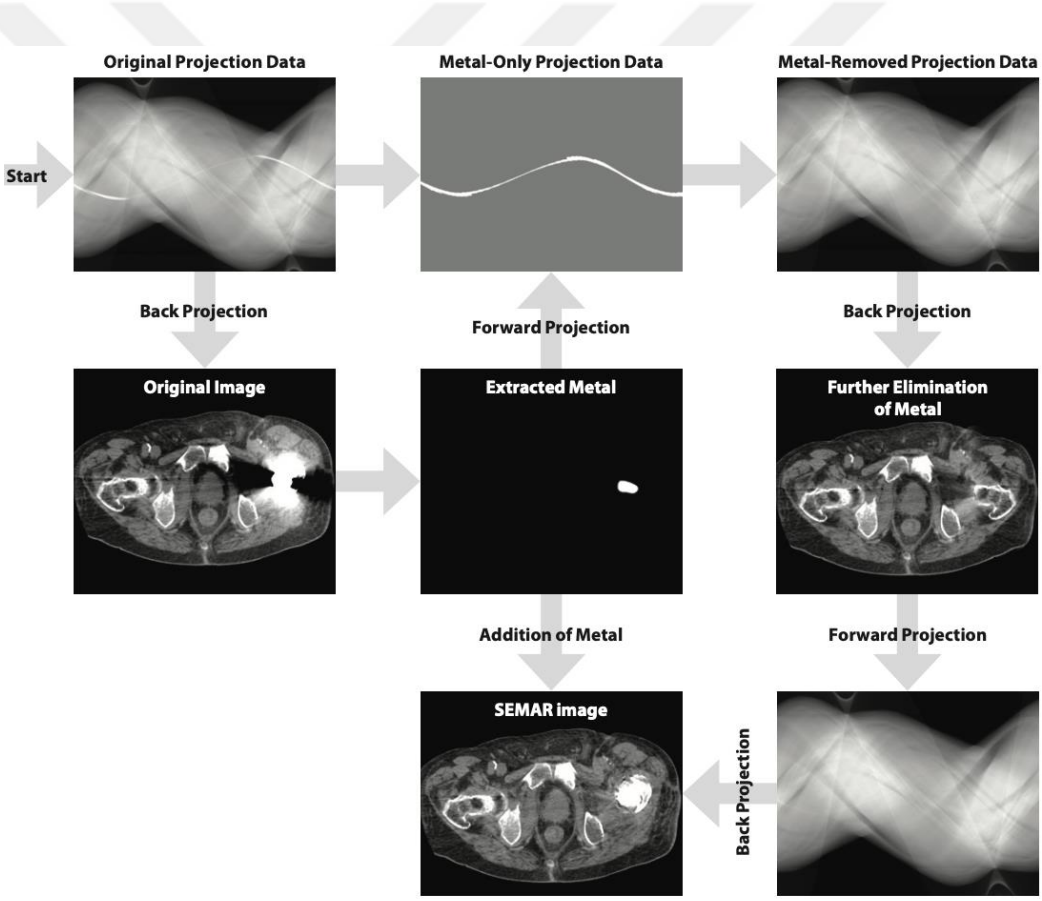
(IRIS, Siemens Healthcare), Sinogram-Affirmed Iterative Reconstruction (SAFIRE, Siemens Healthcare), Advanced Modeled Iterative Reconstruction (ADMIRE, Siemens Healthcare) ve iDose4 (Philips Healthcare) yer almaktadır. Hibrit IR algoritmaları genellikle yalnızca bir geriye doğru projeksiyon (back projection) işlemi kullanırken, model tabanlı IR teknikleri hem ileri hem de geriye doğru projeksiyon verileri üzerinden çalışmaktadır. Model tabanlı IR tekniklerine örnek olarak Veo (GE Healthcare) ve Iterative Model Reconstruction (IMR, Philips Healthcare) verilebilir (47). Çalışmamızda, hibrit yinelemeli rekonstrüksiyon (IR) tekniklerinden biri olan Adaptive Iterative Dose Reduction 3D (AIDR 3D, Toshiba Medical Systems) yazılımı kullanılmıştır.

Tüm yinelemeli rekonstrüksiyon (IR) yöntemlerinin temelinde üç ana adım bulunmaktadır. Volüm tahmini ya boş bir görüntüyle ya da elde edilmiş bir FBP görüntüsü ile başlatılabilmektedir. İlk aşamada, mevcut hacimsel görüntünün ileri projeksiyonu (Forward Projection) yapılarak yapay ham veriler elde edilir. İkinci aşamada, bu yapay veriler ölçülen gerçek ham verilerle karşılaştırılır ve farklar üzerinden güncellenmiş bir görüntü hesaplanır. Üçüncü aşamada ise elde edilen bu güncellenmiş görüntü mevcut hacimsel görüntüye geri yansıtılır (Back Projection). Bu üç adım, IR yöntemlerinin temelini oluşturan döngüyü meydana getirmektedir. Belirlenen kriterler karşılandığında döngü sonlandırılmakta ve ortaya çıkan hacimsel görüntü, nihai rekonstrükte görüntü olarak elde edilmektedir (48).

Toshiba Medical Systems (Otawara, Japonya) tarafından başta adaptif yinelemeli doz azaltma (AIDR) algoritması geliştirildi. İlk algoritma, görüntü gürültüsü azaltmaya yönelik programlandı. Orijinal yüksek gürültülü görüntüler, istenilen gürültü düzeyi elde edilene kadar yineleme döngüsüne tabi tutuluyordu (49,50). Yakın zamanda bu tekniğin yerini üç boyutlu işleme algoritması (AIDR 3D) kullanan bir AIDR sistemi almıştır (50). Bu IR algoritması ham veriler (raw data) üzerinde de gerçekleştirilen yinelenen rekonstrüksiyona izin vermektedir. Ham veri alanında AIDR 3D algoritması, dedektöre ulaşan x-ışını fotonlarının miktarından oluşan kuantum gürültüsünü ve BT sisteminden gelen elektriksel gürültüyü dikkate alır. Algoritma aynı zamanda spesifik bir tarayıcı geometrisini hesaplar ve gürültüyü azaltmak için istatistiksel bir gürültü modelini kullanır (49,51). Son olarak, doğal bir

görüntü oluşturmak amacıyla orjinal rekonstrükte görüntülerle bu süreçte elde edilen yinelemeli rekonstrükte görüntüler harmanlanır (52).

Metal artefaktlarının azaltılmasına yönelik ikinci kategori olan projeksiyon ve görüntü verilerinin modifiye edilmesi yaklaşımı, Metal Artifact Reduction (MAR) tekniklerini kapsamaktadır. Bu yöntemlerde, metal varlığından kaynaklanan hatalı projeksiyon verileri düzeltilerek görüntü kalitesinde iyileşme sağlanmaktadır. Günümüzde farklı üretici firmalar tarafından geliştirilmiş çeşitli ticari MAR algoritmaları bulunmaktadır. Bunlara örnek olarak Siemens'in Iterative MAR (IMAR), Philips'in Ortopedik MAR (O-MAR), GE'nin Smart MAR (MARS) ve çalışmamızda kullanılan Toshiba'nın Single-Energy MAR (SEMAR) teknikleri verilebilir.



Şekil 3. SEMAR algoritması (13).

SEMAR algoritması Şekil 3'te gösterilmekte olup süreç şu şekilde özetlenebilir: Öncelikle orijinal ham projeksiyon verileri, bir görüntü serisi elde etmek amacıyla filtrelenmiş geri projeksiyon (Filtered Back Projection, FBP) yöntemine tabi tutulur. Bu görüntüden metal bölgeleri segmentasyon yoluyla ayrılarak yalnızca metali içeren bir görüntü oluşturulur. Ardından yalnızca metal içeren bu görüntü, metal izini belirlemek üzere ileri projeksiyona (Forward Projection) tabi tutulur. Böylece sinogramda metalden etkilenen bölgeler tanımlanır ve özel algoritmalar aracılığıyla bu bölgeler yeniden tahmin edilir. Metal bileşenlerden arındırılmış sinogram, tekrar filtrelenmiş geri projeksiyona tabi tutularak yeni bir görüntü serisi elde edilir. Bu işlem, görüntünün kenar detaylarını korurken ham veri ile modifiye edilmiş veri arasındaki geçişleri yumuşatır. Son aşamada, daha önce çıkarılan metal bileşenler yeniden eklenerek nihai SEMAR görüntüsü oluşturulur (13).

Üçüncü kategoride yer alan teknik ise Dual Enerji BT (DEBT)'dir. Geleneksel BT'den farklı olarak, DEBT farklı kVp seviyelerinde elde edilen iki foton spektrumunu kullanarak görüntü rekonstrüksiyonu yapmaktadır. Bununla birlikte, bu yöntem radyasyon dozunda istenmeyen bir artışa yol açabilmektedir. Dual Enerji BT, özellikle ışın sertleşmesi artefaktlarının azaltılmasında etkili olmakla birlikte, saçılma ve foton açlığı mekanizmalarına bağlı artefaktların giderilmesinde sınırlı bir etkiye sahiptir (10).

2.7. Radyasyon Dozu Hesabı

Çalışmamızda elde ettiğimiz çekimlere ait CTDIvol (*Volume CT Dose Index*) ve bundan türetilen, DLP (*Dose Length Product*) ve ED (*Effective Dose*) değerleri radyasyon dozu parametrelerimizdir.

CTDIvol değeri, belli bir hacim içerisindeki ortalama radyasyon dozu olarak tanımlanmakta olup birimi miliGray'dir (mGy). Bu değer ölçümü, standart polymethyl methacrylate fantomlar içerisine yerleştirilen radyasyon dedektörü ile yapılır ve tarama alanından bağımsız bir değişkendir. CTDIvol aynı zamanda çeşitli akreditasyon kuruluşları tarafından farklı uygulamalar arasında karşılaştırmalar için referans olarak kullanılan kilit bir parametredir. Tarayıcı tarafından raporlanan CTDIvol değeri, dokunun plastik fantomla aynı boyut ve atenuasyonda olduğu kabul

edilerek, belli bir doku hacmi içindeki ortalama radyasyon dozunun tahminidir. CTDIvol, X-ray tüp akımı, voltaj, z-axis kolimasyonu ve pitch dahil olmak üzere çeşitli makine ayarlarına bağlıdır. Çeşitli protokoller için belirlenen üst sınır CTDIvol değerleri mevcut olup bu limitin üstüne çıkılmaması önem arz eder (53).

DLP birimi 'miliGray-santimetre' (mGy-cm) olarak ifade edilir, CTDIvol ve tarama alanı uzunluğunun çarpımı sonucu elde edilir. DLP, ortalama CTDIvol değeri ile hastanın radyasyona maruziyetinin doğrusal bir tanımıdır (53).

Efektif doz, herhangi bir non-homojen radyasyon maruziyetiyle (Örneğin, vücudun herhangi bir alanını içeren CT taraması) ortalama olarak aynı karsinogenez riskine sahip homojen olan tüm vücut dozunu gösteren bir radyasyon birimidir. Birimi milisievert'tir (mSv) (53). Efektif doz, absorbe edilen dozun bir türevidir, fakat absorbe edilen dozdan farklı olarak radyasyona maruz kalan organların radyosensitivitesinin bir ölçütü olarak kullanılabilmektedir (54). Efektif doz farklı radyolojik modalitelerin (örneğin, batın grafisi veya toraks BT) aynı skalada karşılaştırılmasına imkân verdiği için çok kullanışlıdır. Hatta kozmik ışınlar, radon ve mesleki maruziyet gibi diğer radyasyon türlerinde karşılaştırmaya imkân tanımaktadır (55).

Efektif doz hesabı için farklı yöntemler kullanılabilmektedir. Biz efektif doz hesabı için ED/DLP dönüştürme faktörünü kullandık. Çalışmamızda Bilgisayarlı Tomografide Kalite Kriterlerine İlişkin Avrupa Yönergeleri 'nin önerdiği baş bölgesi için ED/DLP değerini 0,0023 alarak efektif doz hesabını gerçekleştirdik (56).

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışma, Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından incelenmiş ve 27.01.2022 tarihli, 01 sayılı toplantının 01 numaralı kararı ile bilimsel ve etik açıdan sakınca bulunmadığına oy birliği ile karar verilmiştir.

3.1. Görüntüleme

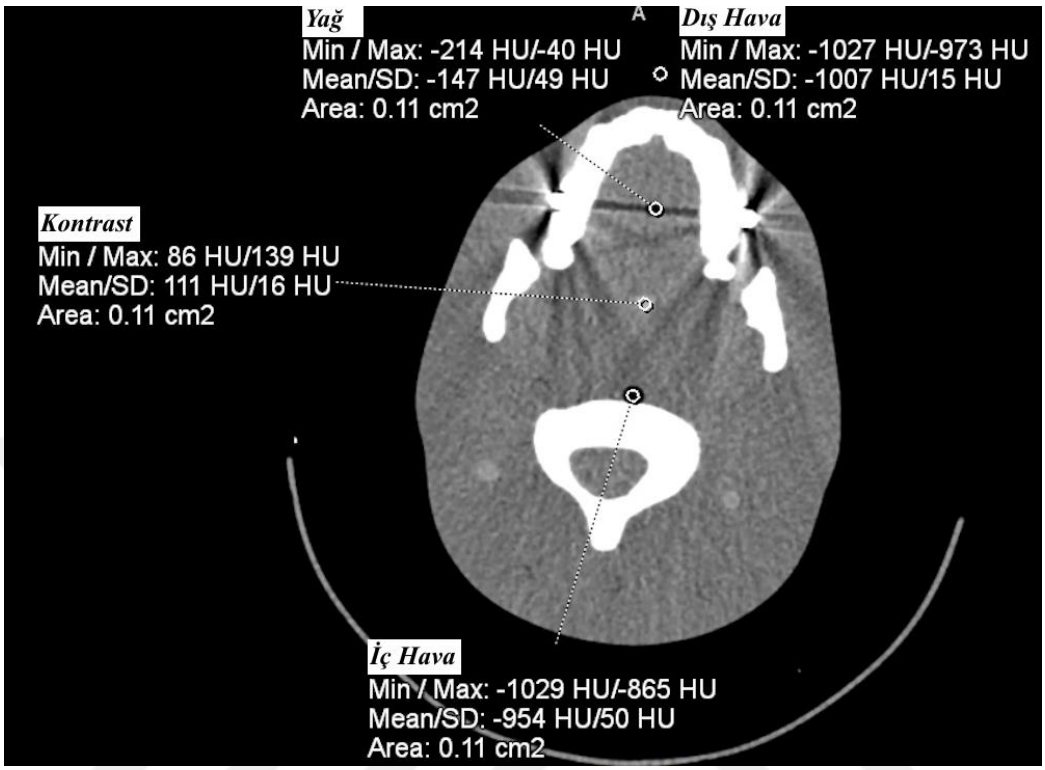
Çalışmada, oral kavite ve orofarenks anatomisine eşdeğer bir fantom (ATOM® 701-B anthropomorphic phantom; Computerized Imaging Reference Systems Inc., Norfolk, VA, ABD) kullanıldı. Fantomun oral kavite düzeyindeki boşluklarına çift taraflı olarak metal içeriğini temsilen periferik koil embolizasyon materyali (Boston Scientific, Marlborough, MA, ABD) ile birlikte yağ dansitesinde ve kontrast dansitesinde materyaller yerleştirildi.

Görüntüleme, AIDR 3D ve SEMAR yazılımlarını birlikte barındıran bir Toshiba BT cihazı (320 kesitli multidedektörlü Aquilion ONE™; Toshiba Medical Systems, Otawara, Japonya) ile yapıldı. Belirlenen tüp voltaj ve akım değerlerinde (sırasıyla 80, 100, 120 ve 135 kVp için ayrı ayrı 3, 7, 14, 32, 64 ve 129 mAs) her iki teknik için (SEMAR ve AIDR 3D: açık/kapalı) çekimler gerçekleştirildi. Oral kavite ve orofarenks bölgesinde her görüntülemede 8 cm'lik alan helikal yöntemle tarandı. Çekimler 0,35 s rotasyon süresi ve 0,641 pitch ile gerçekleştirildi. Dedektör konfigürasyonu 64 × 0,5 mm (toplam kolimasyon 32 mm) olarak ayarlandı. Rekonstrüksiyon parametreleri 1,0 mm kesit kalınlığı, 512 × 512 matris, 0,500 × 0,500 mm piksel boyutu (yaklaşık FOV 256 mm) ve Toshiba cihazlarında baş-boyun bölgesi yumuşak doku analizinde yaygın olarak kullanılan FC26 kernel şeklinde belirlendi. Bu kernel, gürültü ve keskinlik arasında denge sağlayarak yumuşak dokuların ayrıntılı değerlendirilmesine olanak tanımaktadır.

3.2. Nesnel Değerlendirme

Dış hava, kontrast, yağ ve iç hava alanlarından her biri için 11 mm² olacak şekilde ROI ortalama HU değerleri, standart sapmaları (SD), minimum ve maksimum değerleri hesaplandı. Diğer mAs ve kVp çekimlerinde ise aynı bölgeler, ROI kopyala–yapıştır tekniği kullanılarak aynı şekilde değerlendirildi. Değerlendirmeler, Syngo Via

yazılımı (Siemens Healthcare, Erlangen, Almanya) kullanılarak yapıldı. Elde edilen verilerden sinyal-gürültü oranı (SNR) ve kontrast-gürültü oranı (CNR) hesaplandı.



Şekil 4. Örnek ROI ölçümümüz.

Sinyal gürültü oranı (SNR) şu şekilde hesaplandı:

$$\frac{\text{Ölçü}len\ alanın\ ortalama\ sinyal\ intensitesi}{\text{Ölçü}len\ alanın\ sinyal\ standart\ sapması}$$

$$SNR = \frac{SI_{ROI}}{SD_{ROI}}$$

Kontrast gürültü oranı (CNR) ise şu şekilde hesaplandı:

$$\frac{\text{Ölçü}len\ iki\ alanın\ ortalama\ dansite\ farkı}{\sqrt{\text{Ölçü}len\ alanların\ dansite\ standart\ sapmalarının\ karelerinin\ toplamı}}$$

$$\text{CNR} = \frac{\Delta(SI_{ROIa} - SI_{ROIb})}{\sqrt{(SD_{ROIa})^2 + (SD_{ROIb})^2}}$$

CNR ölçümlerinde, ROIb (Region of Interest b) olarak fantom dışındaki hava dansitesi kullanıldı. Bu nedenle, CNR hesaplamalarına dış hava dansitesi dahil edilmedi.

3.3. Öznel Değerlendirme

Öznel değerlendirme, iki farklı gözlemci tarafından European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography kriterleri baz alınarak yapıldı. Gürültü, artefakt ve anatomik ayrıntıların değerlendirildiği skalada her üç parametrenin puanları alındı ve ortalamaları hesaplandı. Değerlendirmede 5 puan: çok iyi, 4 puan: iyi, 3 puan: orta kalite, 2 puan: kötü kalite, 1 puan: yetersiz olarak kabul edildi. Üç parametrenin ortalaması ≥3 olan görüntüler nitelikli görüntü olarak değerlendirildi (56). Kalitatif veriler, iki radyolog tarafından körleme yöntemiyle iki farklı zamanda değerlendirildi ve elde edilen sonuçların ortalaması alındı. Gözlemciler arası uyumun değerlendirilmesinde Cohen'in kappa analizi kullanıldı.

3.4. Radyasyon Dozu Hesabı

Çekimlerde cihazın verdiği CTDI (mGy) değerleri kullanılarak her protokol için ayrı ayrı DLP (mGy·cm) ve efektif doz (ED, mSv) hesaplandı. Doz uzunluk çarpanı (DLP, mGy·cm) değeri, taranan alanın uzunluğu ile bilgisayarlı tomografi doz indeksi (CTDI, mGy) değerinin çarpılmasıyla elde edildi. Efektif doz (ED, mSv) ise, Avrupa Birliği'nin BT kalite kriterlerine ilişkin yönergesinde baş bölgesi için önerilen ED/DLP dönüşüm faktörü 0,0023 kullanılarak hesaplandı (56).

3.5. Kullanılan İstatistiksel Yöntemler

Normal dağılım gösteren veriler için tanımlayıcı istatistikler ortalama ± standart sapma (SD), normal dağılım göstermeyen veriler için ise medyan (minimum–maksimum) şeklinde sunuldu. Verilerin dağılım özellikleri Shapiro–Wilk testi ile değerlendirildi. Normal dağılıma sahip eşleştirilmiş sürekli değişkenlerin karşılaştırılmasında eşleştirilmiş t-testi, normal dağılıma uymayan eşleştirilmiş sürekli değişkenlerin karşılaştırılmasında ise Wilcoxon testi kullanıldı.

Gözlemciler arası uyum, lineer ağırlıklı Cohen’s kappa katsayısı ile değerlendirildi. İki yönlü $p<0,05$ değeri istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Tüm çıkarımsal istatistiksel analizler R istatistik yazılım paketi kullanılarak gerçekleştirildi (R Studio, versiyon 4.3.2; Viyana, Avusturya).

4. BULGULAR

Negatif HU değerine sahip bölgelerde (dış hava, iç hava, yağ) SNR değerleri negatif işaretli olarak hesaplandığından, grafikte kutuların sola kayması aslında mutlak SNR artışını ifade etmektedir. SEMAR ve AIDR algoritmalarının genel olarak açık ve kapalı durumları karşılaştırıldığında, dış hava, kontrast, yağ ve iç hava SNR değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0,001$). Algoritmalar açıkken mutlak SNR değerlerinde kapalı duruma kıyasla anlamlı artış saptandı (Şekil 5).

Dış havaya ait SNR ölçümlerinde 80 kVp'de $p=0,013$, 100 kVp'de $p=0,020$ ve 120 kVp'de $p=0,003$ olup algoritmalar açıkken kapalıya kıyasla anlamlı artış izlendi. Ancak 135 kVp'de $p=0,363$ olup anlamlı fark saptanmadı (Şekil 6). Yağa ait SNR ölçümlerinde tüm kVp değerlerinde $p<0,001$ bulunmuş ve algoritmalar açıkken kapalıya kıyasla istatistiksel olarak anlamlı artış gözlenmiştir (Şekil 7). Kontrasta ait SNR değerlerinde 80 kVp'de $p=0,013$, 100 kVp'de $p=0,009$, 120 kVp'de $p=0,019$ ve 135 kVp'de $p=0,003$ olup tümünde algoritmalar açıkken kapalıya kıyasla anlamlı artış saptandı (Şekil 8). İç havaya ait SNR ölçümlerinde 80 kVp'de $p=0,045$ ve 100 kVp'de $p=0,022$ ile istatistiksel olarak anlamlı değişim saptanmış olup, mutlak SNR değerleri algoritmalar açıkken kapalıya kıyasla azalma göstermiştir. Buna karşılık 120 kVp'de ($p=0,089$) ve 135 kVp'de ($p=0,061$) anlamlı fark izlenmemiştir (Şekil 9).

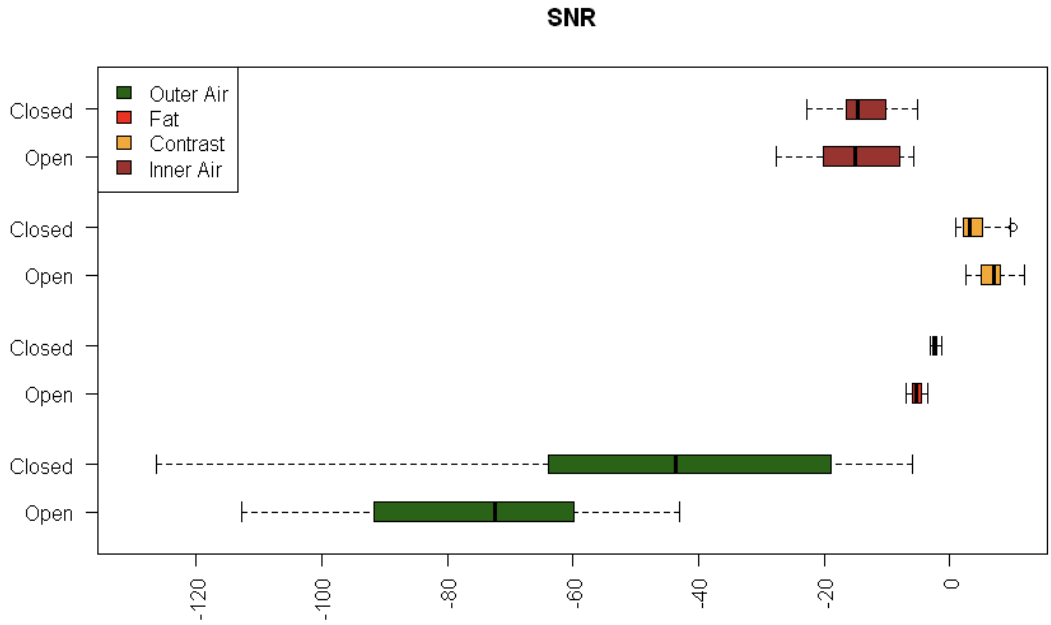
CNR değerleri incelendiğinde, SEMAR ve AIDR açıkken kontrast, yağ bölgelerinde kapalı duruma kıyasla istatistiksel olarak anlamlı artış izlendi ($p<0,001$) (Şekil 10). Yağa ait CNR ölçümlerinde tüm kVp değerlerinde $p<0,001$ olup açık değerler kapalıya kıyasla anlamlı derecede yüksek bulundu (Şekil 11). Kontrasta ait CNR ölçümlerinde 80 kVp'de $p=0,001$, 100 kVp'de $p=0,005$, 120 kVp'de $p=0,003$ ve 135 kVp'de $p=0,004$ olup açık değerlerde kapalıya kıyasla istatistiksel olarak anlamlı artış saptandı (Şekil 12). İç havaya ait CNR ölçümlerinde de 80 kVp'de $p=0,001$, 100 kVp'de $p=0,003$, 120 kVp'de $p=0,001$ ve 135 kVp'de $p=0,003$ olup açık değerlerde kapalıya kıyasla istatistiksel olarak anlamlı artış gözlendi (Şekil 13).

SEMAR ve AIDR kapalı durumda elde edilen 24 farklı parametreli görüntülemeden 11'i, subjektif değerlendirme skalasında nitelikli kabul edilebilmesi için gerekli olan en az 3 puanı aldı. Bu gruptaki en düşük doz parametreleri DLP=52

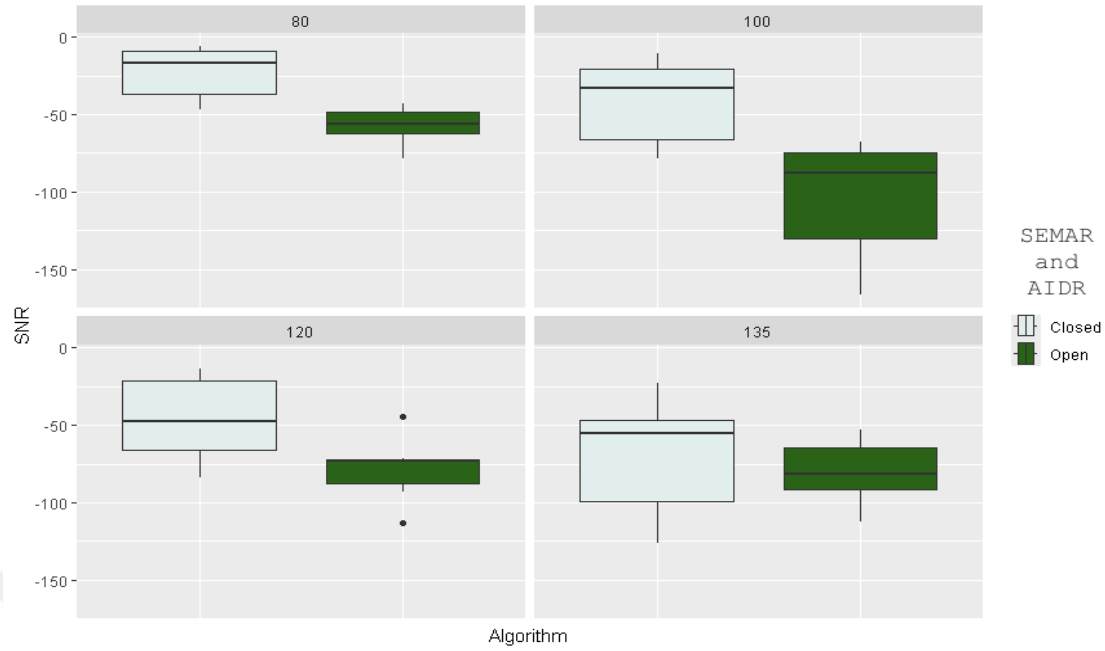
mGy ve ED=0,1196 mSv olarak ölçüldü. SEMAR ve AIDR açık durumda elde edilen 24 farklı parametreli görüntülemeden ise 21'i ≥3 puan alarak nitelikli kabul edildi. Bu gruptaki en düşük doz parametreleri DLP=5,6 mGy ve ED=0,01288 mSv olup, kapalı çekimlere kıyasla açık çekimlerde %89 oranında doz azaltımı sağlandı (Tablo 1).

İki gözlemci arasındaki uyum lineer ağırlıklı Cohen's kappa testi ile değerlendirildi ve kappa katsayısı 0,639 olarak hesaplandı ($p<0,001$). Bu değer, iyi düzeyde gözlemci uyumu olarak kabul edildi (Tablo 2).

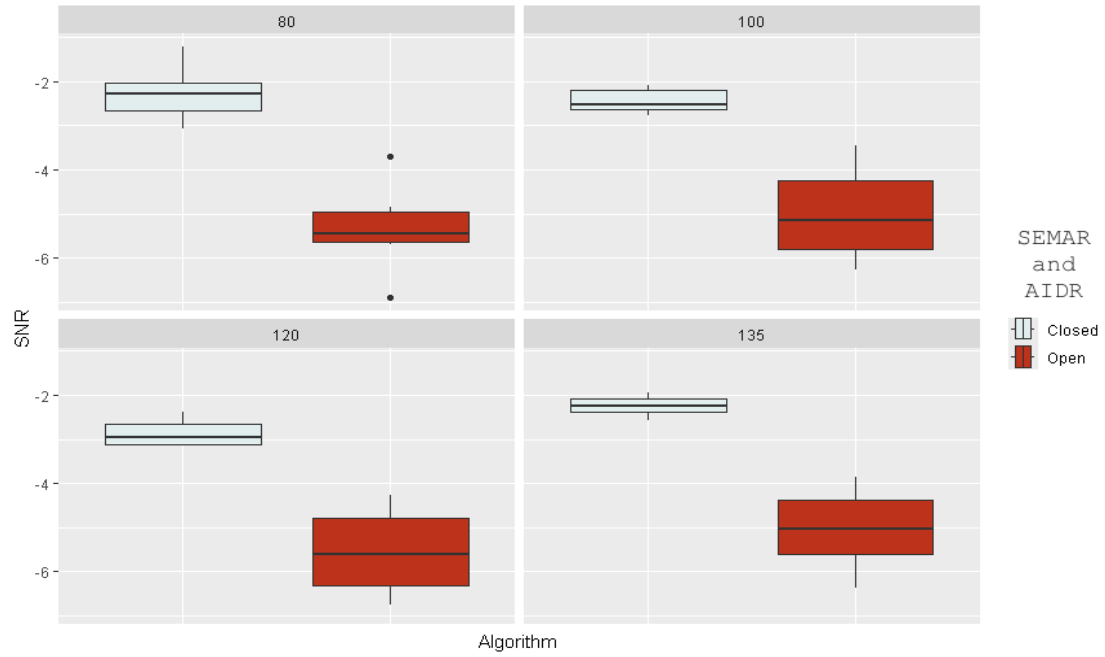
Subjektif verilerin istatistiksel analizinde ise tüm kVp değerlerinde algoritmalar açıkken elde edilen skorların, kapalı duruma kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek olduğu görüldü (Tablo 3).



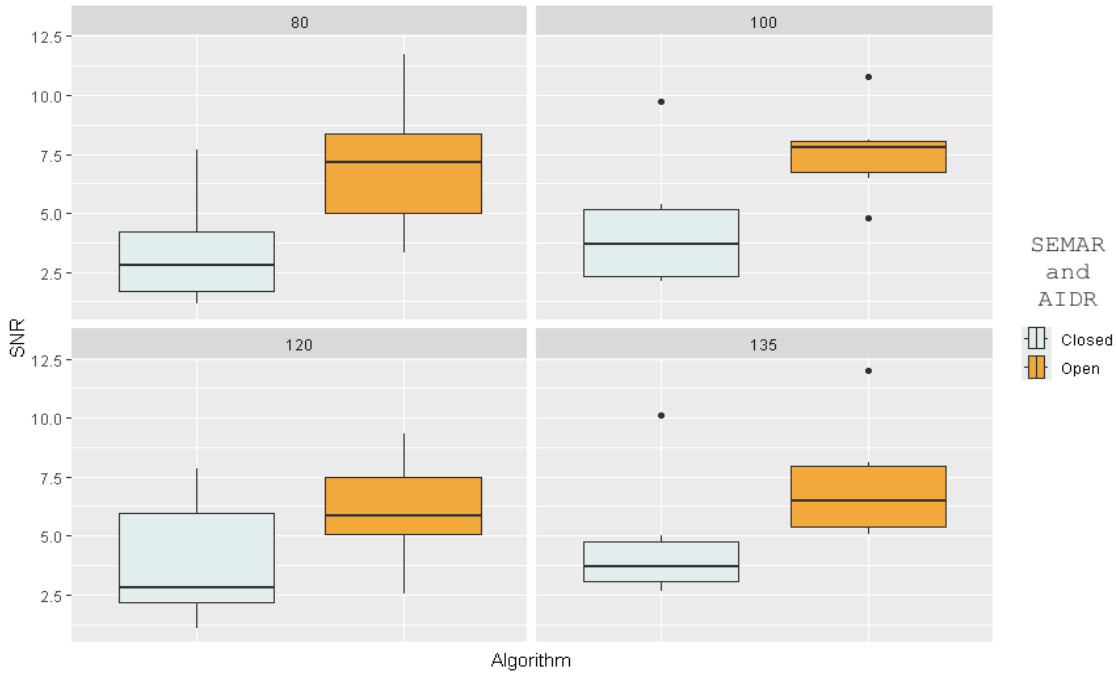
Şekil 5. Genel olarak SNR ölçümlerimizin SEMAR ve AIDR açık/kapalı değerleri



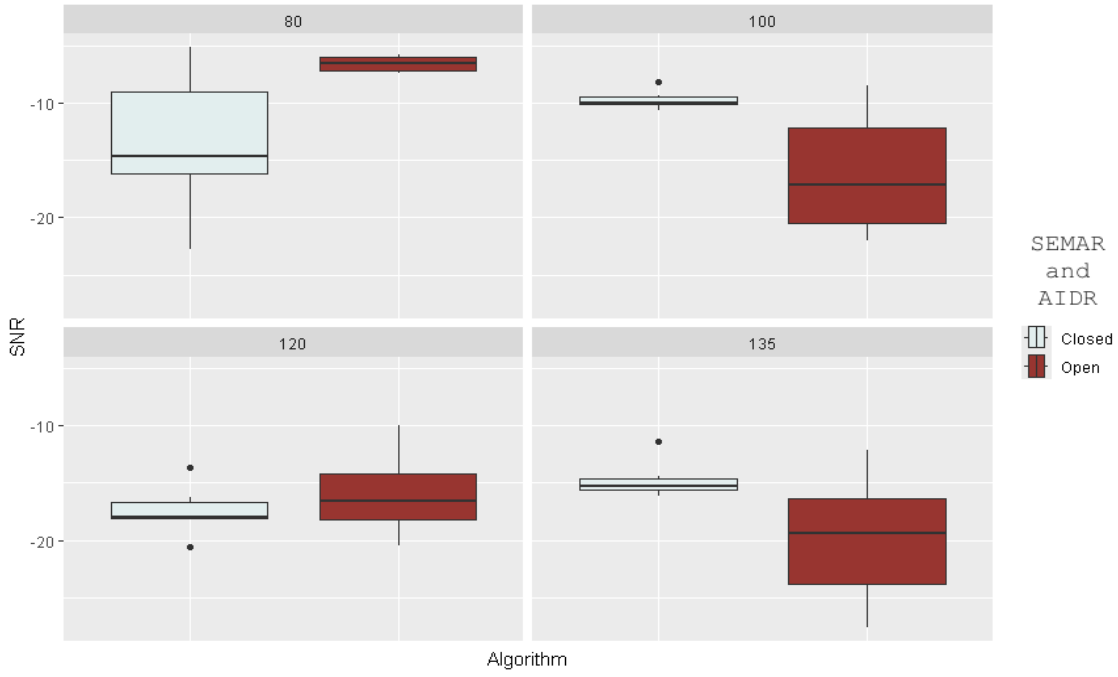
Şekil 6. Dış havaya ait SNR ölçümlerimizin SEMAR ve AIDR açık/kapalı değerleri



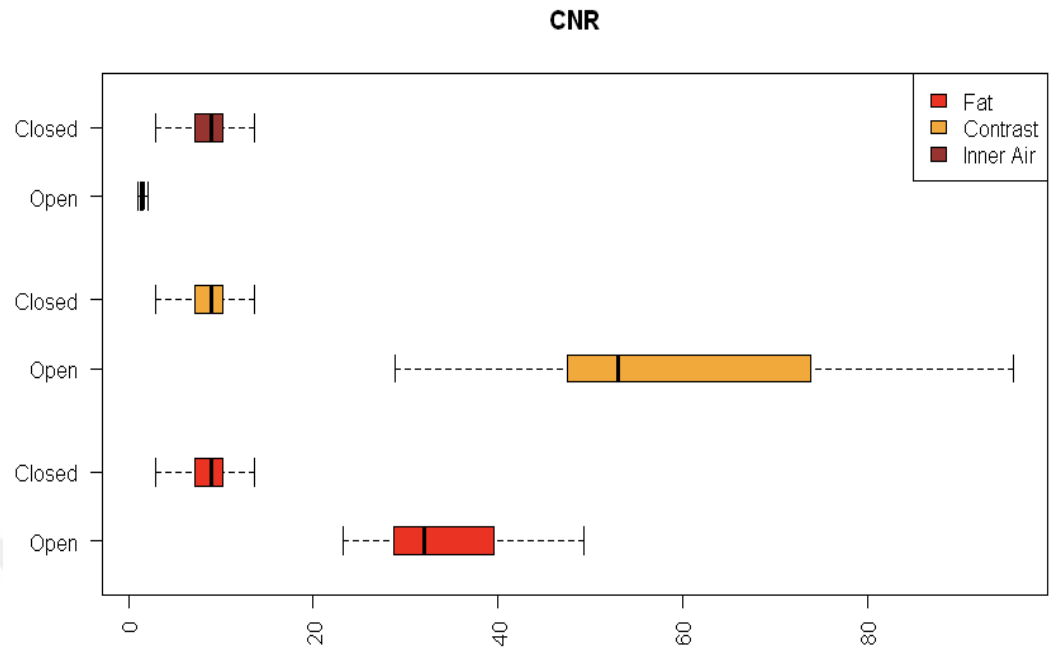
Şekil 7. Yağa ait SNR ölçümlerimizin SEMAR ve AIDR açık/kapalı değerleri



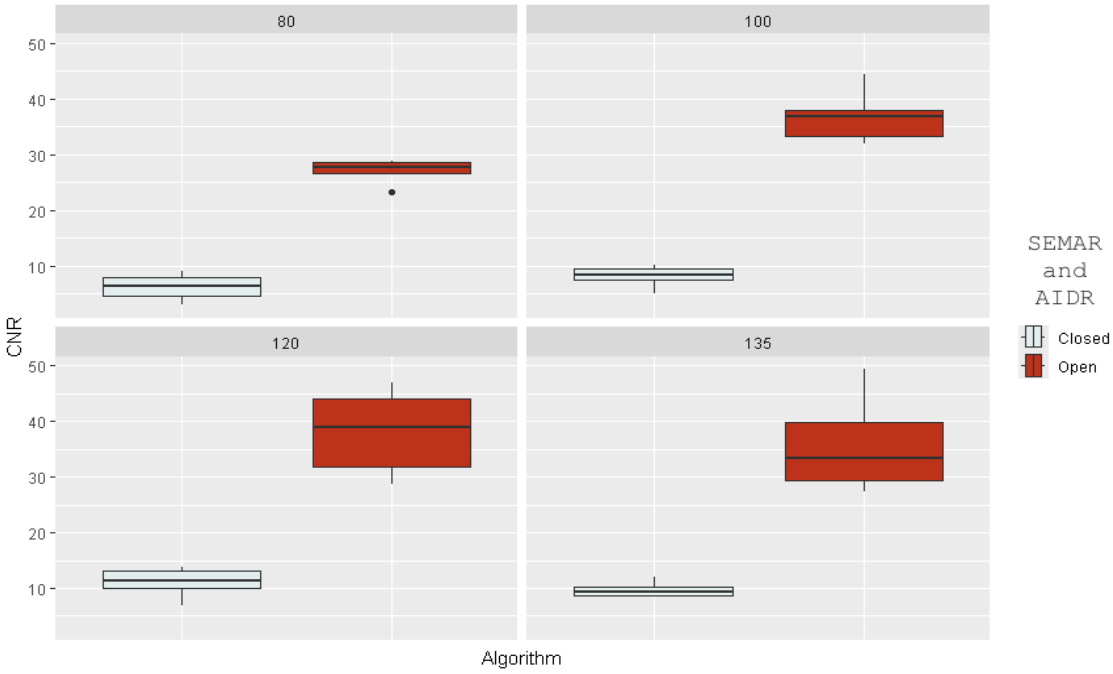
Şekil 8. Kontrasta ait SNR ölçümlerimizin SEMAR ve AIDR açık/kapalı değerleri



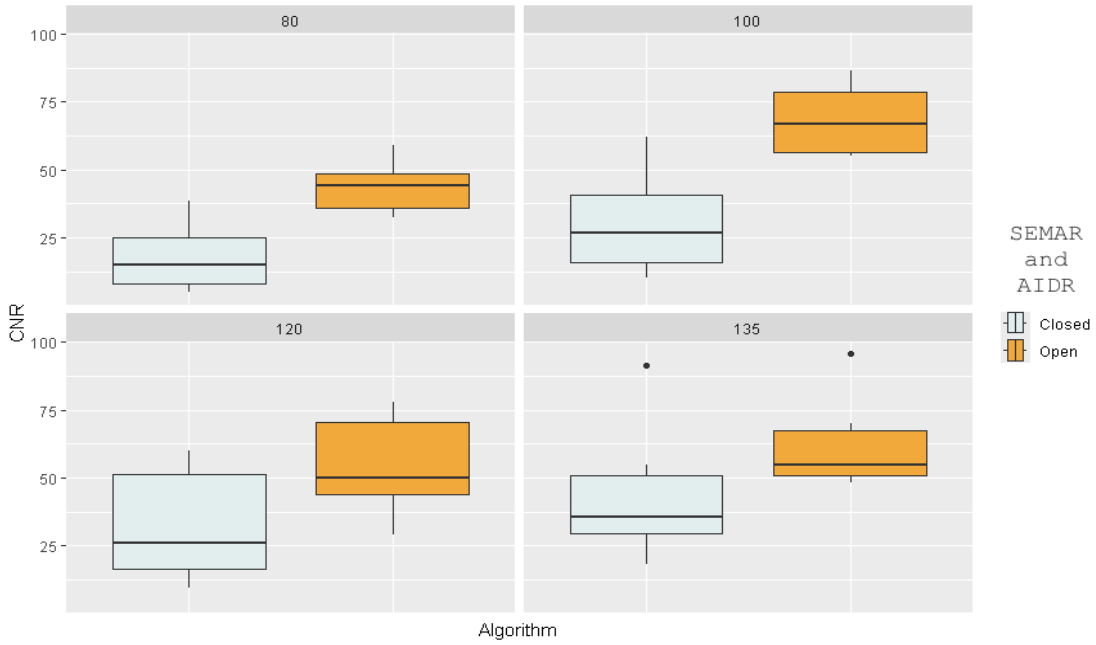
Şekil 9. İç havaya ait SNR ölçümlerimizin SEMAR ve AIDR açık/kapalı değerleri



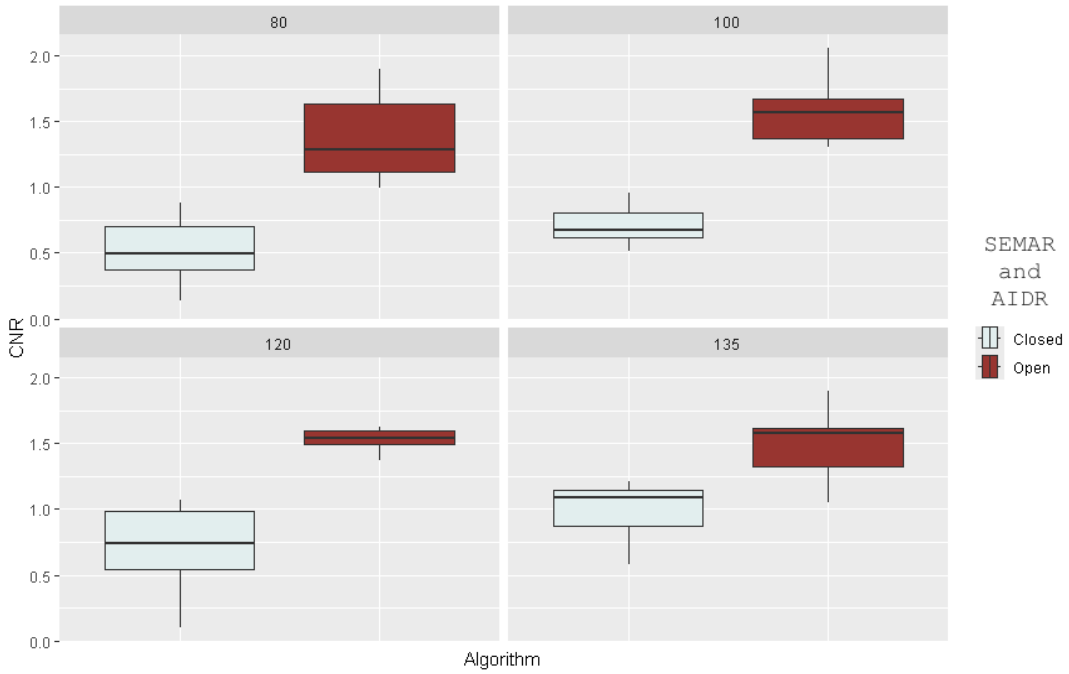
Şekil 10. Genel olarak CNR ölçümlerimizin SEMAR ve AIDR açık/kapalı değerleri



Şekil 11. Yağa ait CNR ölçümlerimizin SEMAR ve AIDR açık/kapalı değerleri



Şekil 12. Kontrasta ait CNR ölçümlerimizin SEMAR ve AIDR açık/kapalı değerleri



Şekil 13. İç havaya ait CNR ölçümlerimizin SEMAR ve AIDR açık/kapalı değerleri

Tablo 1. Farklı kVp ve mAs değerlerinde SEMAR ve AIDR kapalı ve açık olacak şekilde elde edilen subjektif değerler ve doz parametrelerimiz

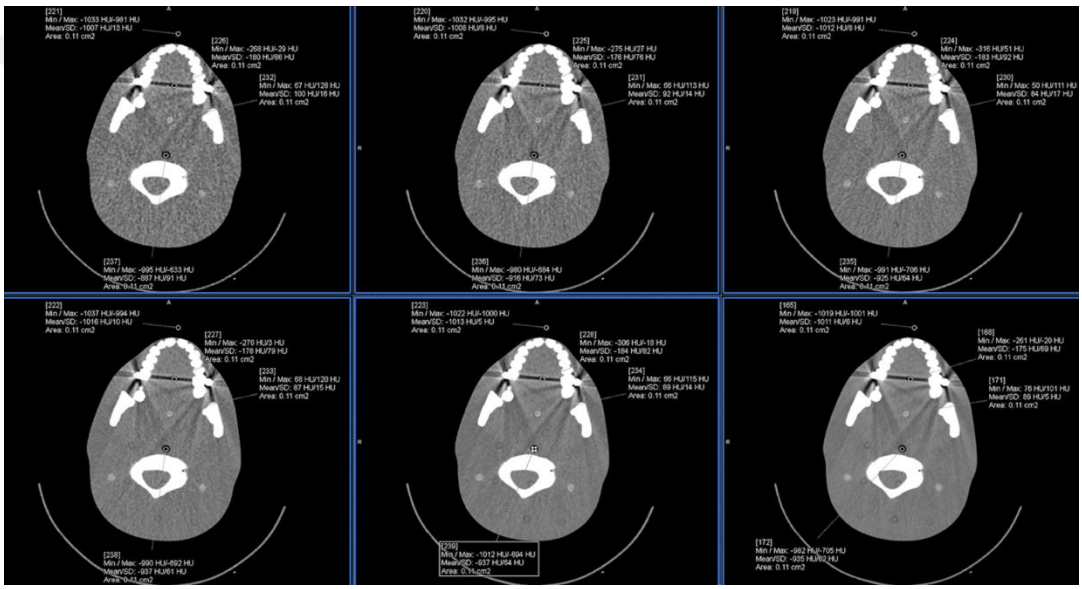
voltaj (kVp)	(mAs) akım	SEMAR ve AIDR 3D yöntemleri ile elde edilen subjektif değerler		CTDI VOL (mGy)	DLP (mGy*cm)	ED (mSv)
		AÇIK	KAPALI			
80	3	2,00	1,00	0,4	3,2	0,00736
	7	2,00	1,00	0,8	6,4	0,01472
	14	2,67	1,00	1,5	12	0,0276
	32	3,33	1,67	3,5	28	0,0644
	64	4,00	3,00	7	56	0,1288
	129	4,67	3,00	14,1	112,8	0,25944
100	3	3,00	1,00	0,7	5,6	0,01288
	7	3,67	1,67	1,4	11,2	0,02576
	14	3,67	2,33	2,9	23,2	0,05336
	32	4,33	3,00	6,5	52	0,1196
	64	4,33	4,00	13,1	104,8	0,24104
	129	5,00	4,00	26,4	211,2	0,48576
120	3	2,67	2,00	1,1	8,8	0,02024
	7	3,33	2,67	2,2	17,6	0,04048
	14	4,00	2,67	4,5	36	0,0828
	32	4,00	3,33	10,2	81,6	0,18768
	64	4,67	4,00	20,4	163,2	0,37536
	129	4,67	4,00	43,3	346,4	0,79672
135	3	3,67	2,00	1,5	12	0,0276
	7	4,33	2,67	2,9	23,2	0,05336
	14	5,00	2,67	5,9	47,2	0,10856
	32	5,00	3,33	13,5	108	0,2484
	64	5,00	4,00	29,9	239,2	0,55016
	129	5,00	4,00	57,3	458,4	1,05432

Tablo 2. İki gözlemci arası uyumun kappa testi ile değerlendirilmesi

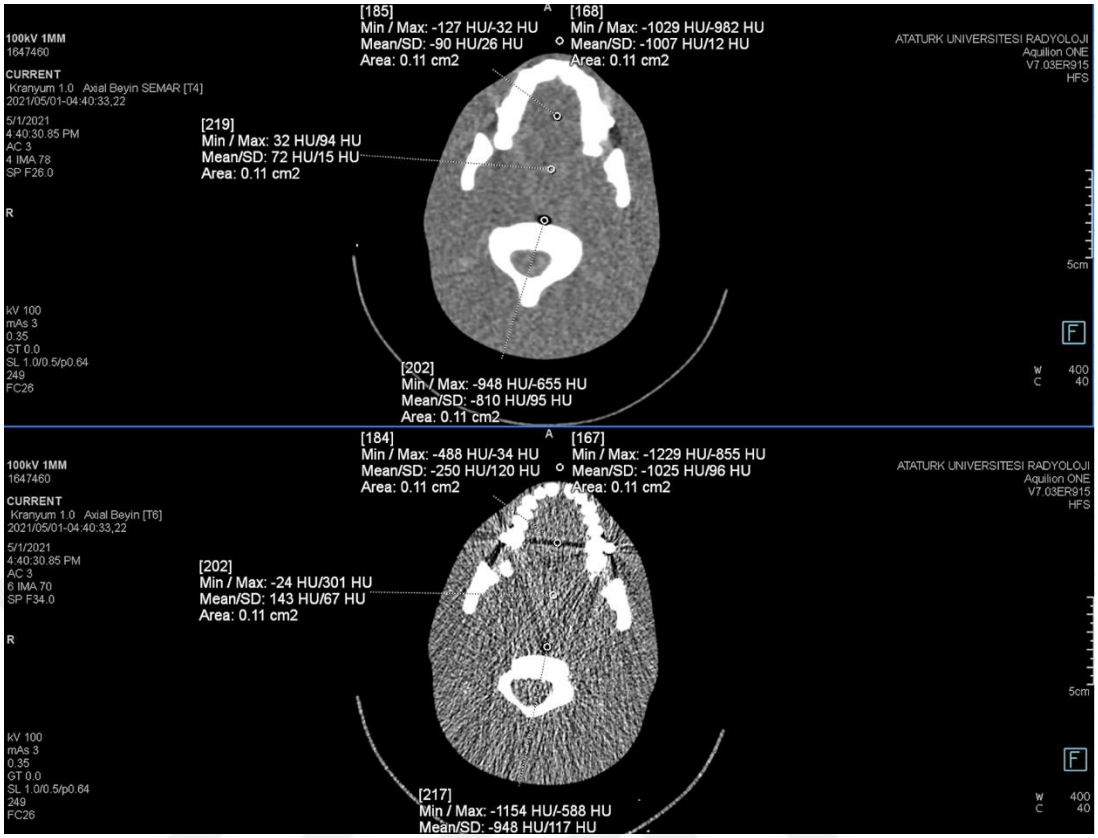
		İkinci Gözlemci		Toplam	Kappa Değeri
	Tanısal Yeterlilik	Yeterli	Yetersiz		
Birinci Gözlemci	Yeterli	31	3	34	0,639
	Yetersiz	4	10	14	
Toplam		35	13	48	

Tablo 3. Subjektif değerlendirme sonucu elde edilen puanların SEMAR ve AIDR algoritması açık ve kapalı olan gruplarda karşılaştırılması ve elde edilen p değerleri

Subjektif değerlendirme sonucu elde edilen puanların SEMAR algoritması açık ve kapalı olan gruplarda karşılaştırılması ve elde edilen p değerleri			
	AÇIK	KAPALI	P DEĞERİ
Tüm kvp değerlerinde ortanca puan (aralık)	4 (2-5)	2,67 (1-4)	<0,001
80 kVp'de ortanca puan (aralık)	3(2-4,67)	1,33(1-3)	0,034
100 kVp'de ortanca puan (aralık)	4 (3-5)	2,66 (1-4)	0,035
120 kVp'de ortanca puan (aralık)	4 (2,67-4,67)	3 (2-4)	0,031
135 kVp'de ortanca puan (aralık)	5 (3,67-5)	3 (2-4)	0,035



Şekil 14. 120 kVp'de, soldan sağa sırasıyla 3, 7, 14, 32, 64 ve 129 mAs değerlerinde, SEMAR ve AIDR algoritmaları aktif olarak elde edilen kesit görüntüleri.



Şekil 15. Üstte, SEMAR–AIDR açıkken elde edilen ve diagnostik kalitede kabul edilen, en düşük efektif doza sahip (ED=0,01288 mSv; 100 kVp – 3 mAs) görüntü yer almaktadır. Altta ise aynı parametrelerde SEMAR–AIDR kapalıyken elde edilen ve diagnostik açıdan yetersiz değerlendirilen görüntü görülmektedir.

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada SEMAR ve AIDR algoritmalarının birlikte kullanımının, oral kavite ve orofarenks düzeyinde metalik artefaktların azaltılması, görüntü kalitesinin artırılması ve radyasyon dozunun düşürülmesi üzerindeki etkileri değerlendirildi. Bulgularımız, algoritmalar açıkken tüm bölgelerde (dış hava, kontrast, yağ, iç hava) hem SNR hem de CNR değerlerinde kapalı duruma kıyasla istatistiksel olarak anlamlı artış sağlandığını göstermektedir. Ayrıca subjektif değerlendirmelerde algoritmalar açıkken daha yüksek puanlar elde edilmiş, nitelikli kabul edilen görüntü sayısı belirgin biçimde artmıştır. Nitekim SEMAR ve AIDR kapalı durumda 24 farklı parametreli görüntülemenin yalnızca 11'i diagnostik kabul edilirken, açık durumda bu sayı 21'e yükselmiştir. Daha da önemlisi, algoritmalar açıkken, kapalı çekimlere kıyasla tanısal olarak yeterli kabul edilen en düşük doz düzeylerinde yaklaşık %89 oranında efektif doz azalması elde edilmiş; en düşük efektif doz, 100 kVp–3 mAs parametresinde 0,01288 mSv olarak ölçülmüştür. Bu bulgular, SEMAR ve AIDR yazılımlarının birlikte kullanımının, düşük doz protokollerinde dahi diagnostik kaliteden ödün vermeden güvenle uygulanabileceğini ortaya koymaktadır.

Oral kavite ve orofarenksin hastalıkları, anatomik yapılarının karmaşıklığı ve olası patolojilerin çeşitliliği nedeniyle; radyoloji, patoloji, radyasyon onkolojisi ve kulak burun boğaz hastalıkları gibi çeşitli tıbbi disiplinleri kapsayan multidisipliner bir yaklaşım gerektirir. Tanı ve tedavi yaklaşımlarında görüntüleme yöntemleri kritik bir rol oynamakta; özellikle tedavi öncesi evrelemenin belirlenmesi ve radyoterapi planlaması açısından bilgisayarlı tomografi sıklıkla tercih edilmektedir. BT'nin başlıca avantajları arasında; kısa görüntüleme süresi sayesinde yutma, solunum ve hareket gibi hasta kaynaklı artefaktlardan daha az etkilenmesi, kemik korteksinin değerlendirilmesinde yüksek düzeyde anatomik detay sunması, yüksek kaliteli ve hızlı multiplanar rekonstrüksiyon imkânı sağlaması, gerektiğinde görüntüleme alanının üst torakal veya kranial bölgelere kolaylıkla genişletilebilmesi ve maliyet açısından diğer modalitelere kıyasla daha erişilebilir olması yer almaktadır. BT'nin başlıca dezavantajları arasında, iyonizan radyasyona maruziyetin yanı sıra, dental dolgu materyalleri gibi yüksek yoğunluklu artefakt oluşturan yapılar nedeniyle görüntü kalitesinde meydana gelen bozulmalar yer almaktadır. Özellikle dental amalgamlar,

içeriklerindeki yüksek yoğunluklu metaller nedeniyle rekonstrükte BT görüntülerinde belirgin artefaktlara neden olabilir; bu durum, çevre dokuların Hounsfield birimlerinde (HU) hatalı ölçümlere ve dolayısıyla görüntülemenin tanısal doğruluğunun azalmasına yol açabilmektedir. Richard P. ve arkadaşları tarafından gerçekleştirilen bir çalışmada, oral kavite ve orofarenks BT incelemelerinde dental amalgam kaynaklı artefaktların insidansı ve bu artefaktların görüntüleme üzerine etkisi değerlendirilmiştir. Toplam 110 hastanın incelendiği çalışmada, 81 hastada (%73,6) dental amalgamdan kaynaklanan artefakt saptanmış; bu vakaların 77'sinde (%95) söz konusu artefaktların görüntüleme kalitesini olumsuz yönde etkilediği bildirilmiştir (57). Oral kavite ve orofarenksin görüntülenmesinde artefaktlar, yüksek insidansları ve görüntü kalitesini önemli ölçüde etkilemeleri nedeniyle dikkate değer bir sorun teşkil etmekte ve çeşitli çözüm arayışlarını gündeme getirmektedir.

Görüntüleme parametrelerinden kVp ve mAs değerlerinin artırılması, artefaktların azaltılmasında potansiyel bir yöntem olarak değerlendirilse de, bu yaklaşımın beraberinde getirdiği artmış radyasyon maruziyeti ciddi sakıncalar doğurmaktadır. Özellikle lens, tükürük bezleri, tiroid bezi ve beyin gibi radyasyona duyarlı organlar üzerindeki olumsuz etkileri literatürde iyi bilinmektedir. Xi Y. ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada kVp yi artırarak yüksek enerjili X ışını ile görüntüleme prensibine dayanan MAR algoritması uygulamışlar ve bu sayede sertleşme artefaktlarını önemli ölçüde azaltmışlardır (9). Moon S. ve çalışma arkadaşları ise, domuz femuruna yerleştirilen artefakt oluşturan plaka ve vidalar aracılığıyla farklı kVp, mAs ve kesit kalınlığı parametrelerinin etkilerini değerlendirmiş; kesit kalınlığının azaltılmasının artefaktların giderilmesinde fayda sağladığını, kVp artışının ise mAs artışına kıyasla artefaktları daha etkin bir biçimde azalttığını ortaya koymuşlardır (58).Ancak, bu tür teknik iyileştirmeler radyasyon maruziyetini artırma potansiyeli taşıdığı için klinik uygulamada dikkatli değerlendirilmelidir. Bu bağlamda, çalışmamızın temel hedefi; ALADA (As Low As Diagnostically Acceptable) ve ALARA (As Low As Reasonably Achievable) prensiplerine uygun biçimde, hastanın maruz kaldığı radyasyon dozunu en düşük seviyede tutarak optimal tanısal görüntüleme kalitesine ulaşmaktır.

Nauer C. ve arkadaşları tarafından gerçekleştirilen bir çalışmada, konvansiyonel baş radyografisinde ölçülen efektif doz değerleri; anterior-posterior (A-P) projeksiyon için 0,1078 mSv, posterior-anterior (P-A) projeksiyon için 0,0275 mSv ve lateral projeksiyon için 0,022 mSv olarak rapor edilmiştir (59). Qiang W. ve çalışma arkadaşları tarafından yapılan bir araştırmada, dental BT'nin efektif dozunun 0,20 mSv olduğu; dental panoramik röntgen ve intraoral radyografilerin efektif dozlarının ise sırasıyla 0,013 mSv ve 0,0050 mSv olarak hesaplandığı bildirilmiştir. Mevcut çalışmamızda, SEMAR ve AIDR algoritmalarının kullanıldığı açık çekim protokollerinde tanısal kalitede elde edilen en düşük efektif doz 0,01288 mSv olarak ölçülmüş olup, bu değer dental BT'ye kıyasla yaklaşık 20 kat daha düşüktür. Ayrıca, panoramik ve intraoral radyografi ile karşılaştırıldığında ise benzer ya da daha düşük doz seviyelerine ulaşılmıştır. Bu sayede, standart radyografi düzeyinde radyasyon maruziyeti ile bilgisayarlı tomografinin sunduğu çok düzlemli ve çok kesitli görüntüleme avantajı sağlanmış, böylece daha ayrıntılı anatomik değerlendirme mümkün hale gelmiştir. Dolayısıyla SEMAR ve AIDR kombinasyonu, özellikle dental dolgu ve metalik materyallerin sık görüldüğü oral kavite–orofarenks BT incelemelerinde klinik pratikte güvenle uygulanabilecek etkili bir yöntem olarak öne çıkmaktadır.

Metal varlığına bağlı olarak oluşan hatalı projeksiyon verilerini modifiye ederek görüntü kalitesini artırmayı amaçlayan Metal Artefakt Redüksiyon (MAR) teknikleriyle ilgili literatürde çok sayıda çalışma bulunmaktadır. Bu algoritmayı temel alan çeşitli ticari yazılım çözümleri geliştirilmiştir. Bunlar arasında Siemens'e ait Iterative MAR (iMAR), Philips'in Ortopedik MAR (O-MAR), GE'nin Smart MAR (MARS) ve bu çalışmada kullanılan Toshiba'nın Single-Energy MAR (SEMAR) sistemleri yer almaktadır. Chou R. ve arkadaşları tarafından gerçekleştirilen bir çalışmada, söz konusu dört ticari MAR algoritmasının etkinliği; kalça, vertebra ve dental implantlar yerleştirilmiş fantom modeller üzerinde gerçekleştirilen BT çekimleri aracılığıyla değerlendirilmiştir. Çalışmada hem objektif hem de subjektif parametreler kullanılarak yapılan analizler sonucunda, tüm MAR algoritmalarının metal artefaktlarını etkin bir şekilde azaltabildiği, özellikle SEMAR ve Smart MAR tekniklerinin görüntü kalitesini iyileştirme açısından en başarılı sonuçları verdiği bildirilmiştir (60). Literatürde, oral

kavite ve orofarenks bölgesinin görüntülemesinde MAR (Metal Artifact Reduction) tekniklerinden yararlanan çok sayıda çalışma bulunmaktadır. Hirata K. ve çalışma arkadaşları, kontrastlı BT görüntülemelerinde dental materyal içeren ve 18'inde histopatolojik olarak doğrulanmış oral kavite kanseri bulunan toplam 40 hastayı değerlendirmiştir. Çalışmada, Toshiba'ya ait SEMAR algoritması kullanılarak elde edilen görüntüler ile konvansiyonel görüntüler karşılaştırılmış; SEMAR tekniği ile lezyon görünürlüğünün anlamlı düzeyde arttığı tespit edilmiştir (17). Başka bir çalışmada ise Funama Y. ve çalışma arkadaşları, SEMAR algoritmasının etkinliğini değerlendirmek amacıyla artefakt oluşturan dental materyal ve lezyonu temsil eden küresel yapıların yerleştirildiği bir fantom model üzerinde inceleme gerçekleştirmiştir. Lezyon görünürlüğünü değerlendirmek amacıyla toplam 96 BT görüntüsü hem subjektif puanlama yöntemleriyle hem de sinyal-artefakt oranları (signal-to-artifact ratio) ile analiz edilmiştir. Çalışmanın bulguları, SEMAR tekniğinin metal artefaktlarını azaltmada ve lezyon görünürlüğünü artırmada yüksek etkinlik sağladığını ortaya koymuştur (61). Literatürde bildirilen bu sonuçlar, bizim çalışmamızda SEMAR açık protokollerde elde ettiğimiz bulgularla uyumluluk göstermektedir.

Artefakt probleminin çözümüne yönelik geliştirilen tekniklerden biri de yinelemeli rekonstrüksiyon (iterative reconstruction, IR) yöntemidir. Bu bağlamda, çeşitli üretici firmalar tarafından hem klasik filtrelenmiş geri projeksiyon (filtered back projection, FBP) hem de IR tekniklerini birleştiren hibrit algoritmaların yanı sıra, model tabanlı yinelemeli rekonstrüksiyon (model-based iterative reconstruction, MBIR) teknikleri geliştirilmiştir (10–12). Günümüzde klinik uygulamalarda yaygın olarak kullanılan hibrit IR teknikleri arasında; GE Healthcare tarafından geliştirilen Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASIR), Toshiba Medical Systems'e ait Adaptive Iterative Dose Reduction 3D (AIDR 3D), Siemens Healthcare'in Iterative Reconstruction in Image Space (IRIS), Sinogram-Affirmed Iterative Reconstruction (SAFIRE) ve Advanced Modeled Iterative Reconstruction (ADMIRE) algoritmaları ile Philips Healthcare tarafından sunulan iDose4 sistemi yer almaktadır. Hibrit IR algoritmaları genellikle yalnızca tek yönlü, yani geriye doğru projeksiyon (backward projection) işlemi temelinde çalışırken; model tabanlı yinelemeli rekonstrüksiyon (model-based iterative reconstruction) teknikleri hem ileri (forward projection) hem de geriye doğru projeksiyon verilerini kullanarak daha sofistike bir modelleme sağlar.

Bu gruba örnek olarak GE Healthcare tarafından geliştirilen Veo ve Philips Healthcare'in Iterative Model Reconstruction (IMR) algoritmaları verilebilir (47). Literatürde hibrit IR ve model tabanlı IR tekniklerinin etkinliğini değerlendiren çok sayıda çalışma bulunmaktadır. Grandmougin ve çalışma arkadaşları tarafından gerçekleştirilen bir çalışmada, metalik artefakt oluşturacak şekilde modifiye edilmiş sığır femuru üzerinde üç farklı algoritma—model tabanlı IR, hibrit IR (AIDR 3D) ve SEMAR—karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir. Çalışmanın bulgularına göre, düşük doz protokollerde ve büyük metal implantların varlığında en iyi sonuç SEMAR algoritması ile elde edilmiştir. Kenar artefaktlarının azaltılmasında model tabanlı IR teknikleri daha başarılı bulunurken, trabeküler yapının distorsiyona uğramasını önleme açısından ise SEMAR ve AIDR 3D algoritmaları daha üstün performans göstermiştir (18).

Çalışmamızda kombine olarak kullanılan SEMAR ve AIDR tekniklerinin birlikte uygulanmasının, bu tekniklerin tek başına kullanımına kıyasla hem nesnel hem de subjektif görüntüleme parametreleri açısından daha üstün sonuçlar verdiğine dair literatürde çok sayıda çalışma bulunmaktadır. Bu bağlamda, Niehues S. ve çalışma arkadaşları tarafından gerçekleştirilen bir çalışmada, çıkarılamayan dental materyale sahip 154 hastada yalnızca AIDR algoritması ile yeniden yapılandırılmış görüntüler ile SEMAR ve AIDR kombinasyonu kullanılarak elde edilen görüntüler karşılaştırılmıştır. Oral kavite ve orofarenks bölgesine odaklanan söz konusu çalışmada, SEMAR ve AIDR kombinasyonu, yalnızca AIDR algoritması ile elde edilen görüntülere kıyasla subjektif görüntü kalitesini anlamlı düzeyde iyileştirmiş; ayrıca nesnel ölçümlerde de metal artefaktlarının belirgin şekilde azaltılmasını sağlamıştır (15). Chou R. ve çalışma arkadaşları tarafından yapılan bir diğer çalışmada, fantom model üzerinde farklı üreticilere ait MAR ve IR algoritmaları hem ayrı ayrı hem de kombinasyon halinde değerlendirilmiştir. Bulgulara göre IR teknikleri arasında en yüksek CNR değerini AIDR sağlamıştır. MAR teknikleri grubunda ise SEMAR en iyi CNR performansını göstermiştir. Ayrıca SEMAR + AIDR kombinasyonunun en düşük FAPA (Fraction of Affected Pixel Area – etkilenmiş piksel alanı oranı) değerine sahip olduğu ve tüm algoritmalar arasında en iyi sonucu verdiği bildirilmiştir (19). Yasaka K. ve çalışma arkadaşları, metalik diş dolgusu bulunan 22 hastada AIDR 3D, FIRST ve SEMAR ile AIDR 3D'nin kombinasyonunu kullanarak elde edilen BT görüntülerini karşılaştırmalı

olarak değerlendirmiştir. Çalışmada, SEMAR ve AIDR 3D kombinasyonu ile elde edilen görüntülerin, metal artefaktlarını azaltma açısından diğer rekonstrüksiyon tekniklerine kıyasla daha üstün performans sergilediği gösterilmiştir(16). Nagayama ve ark. derin beyin stimülasyonu elektrodu uygulanmış 34 hastada oluşan artefaktları azalmak amacıyla yaptığı bir çalışmada sadece AIDR kullanılan görüntülere kıyasla SEMAR ve AIDR kombinasyonunun daha başarılı olduğu sonucuna varmışlardır (62). Yukarıda sunulan çalışmalar doğrultusunda çalışmamızda kombine olarak kullanılan SEMAR ve AIDR tekniklerinin birlikte uygulanmasının, tek başına kullanılan rekonstrüksiyon algoritmalarına kıyasla daha üstün görüntü kalitesi ve artefakt azaltımı sağlayacağı öngörülmektedir. Literatürde farklı anatomik bölgelerde ve çeşitli metalik materyallerle yapılan bu çalışmalar, SEMAR ve AIDR kombinasyonunun hem subjektif hem de objektif görüntüleme parametreleri açısından avantaj sağladığını ortaya koymaktadır. Özellikle metal artefaktlarının yoğun olarak gözlendiği oral kavite ve orofarenks bölgelerinde, görüntü kalitesinin artırılması tanısal doğruluğu doğrudan etkileyen kritik bir faktördür. Bu nedenle, çalışmamızda bu iki algoritmanın eş zamanlı uygulanması ile elde edilen verilerin, düşük doz protokollerde dahi optimal tanısal görüntüleme sağlayarak literatüre katkı sunması hedeflenmiştir.

Çalışmamızın kısıtlılıkları arasında en önemlisi, görüntüleme verilerinin gerçek hastalar yerine baş-boyun bölgesi eşdeğerine sahip fantom model üzerinde elde edilmiş olmasıdır. Fantom kullanımı, çok sayıda farklı protokolün standardize edilmiş koşullarda denenmesine olanak sağlamış olsa da; gerçek hasta çekimlerinde karşılaşılabilecek fizyolojik hareketler, doku heterojenitesi ve klinik senaryolar gibi değişkenlerin göz ardı edilmiş olabileceği dikkate alınmalıdır. Bu nedenle, çalışmamızda önerilen parametrelerin ve algoritma kombinasyonlarının gerçek hasta popülasyonlarında da test edilmesi gerekliliği ortaya çıkmaktadır.

Bir diğer sınırlılık ise, değerlendirmelerin yalnızca tek bir üreticiye (Toshiba Medical Systems) ait görüntüleme sistemi ve algoritmaları üzerinden yapılmış olmasıdır. Diğer üreticilerin geliştirdiği MAR ve IR algoritmalarına yer verilmemiştir. Literatürde bazı çalışmalar, farklı üreticilere ait MAR tekniklerinin benzer performans göstermediğini belirtmektedir (14,16,19,62,63). Dolayısıyla, MAR ve IR

algoritmalarının kombine kullanımının farklı cihazlarda da benzer etkinlik gösterip göstermediğinin ortaya konulabilmesi için ileri çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

6. SONUÇ

Günümüzde bilgisayarlı tomografi kullanımının artışıyla birlikte iyonizan radyasyona maruziyet önemli bir sağlık sorunu haline gelmiştir. Özellikle dental materyallerin neden olduğu metalik artefaktlar, görüntü kalitesini bozarak ek çekimleri zorunlu kılmakta ve buna bağlı olarak hastaların aldığı radyasyon dozunu artırmaktadır. Çalışmamız, SEMAR ve AIDR 3D algoritmalarının birlikte uygulanmasının oral kavite ve orofarenks bölgesinde metalik artefaktları etkin biçimde azaltarak düşük doz protokollerde dahi tanısal kaliteyi koruduğunu göstermiştir. Farklı kVp ve mAs kombinasyonlarıyla yapılan değerlendirmeler, bu yaklaşımın ALARA/ALADA prensiplerine uygun biçimde hasta radyasyon maruziyetini anlamlı ölçüde azalttığını ortaya koymuştur.

Elde edilen bulgular, SEMAR ve AIDR kombinasyonunun klinik pratikte güvenle uygulanabilecek etkili bir yöntem olduğunu ortaya koymaktadır. Bununla birlikte, gelecekte yapılacak araştırmalarda farklı üreticilere ait ticari MAR ve IR algoritmalarının kombinasyonlarının denenmesi ve etkinliklerinin karşılaştırılması önemlidir. Böylece bu yöntemlerin klinik pratikte kombinasyon şeklinde uygulanabilirliği ve etkinliği hakkında daha kapsamlı ve genellenebilir sonuçlar elde edilebilecektir.

KAYNAKLAR

1. Wild CP, Weiderpass E, Stewart BW. World Cancer Report 2020. Lyon: International Agency for Research on Cancer; 2020.

2. Lenz M, Hermans R. Imaging of the oropharynx and oral cavity. Part II: Pathology. Eur Radiol. 1996;6(4):536-49. doi:10.1007/BF00182490

3. Blatt S, Ziebart T, Krüger M, et al. Diagnosing oral squamous cell carcinoma: How much imaging do we really need? A review of the current literature. J Craniomaxillofac Surg. 2016;44(5):538-49. doi:10.1016/j.jcms.2016.02.003

4. Locatello LG, Bruno C, Pietragalla M, et al. A critical evaluation of computed tomography-derived depth of invasion in the preoperative assessment of oral cancer staging. Oral Oncol. 2020;107:104749. doi:10.1016/j.oraloncology.2020.104749

5. Maraghelli D, Pietragalla M, Calistri L, et al. Techniques, tricks, and stratagems of oral cavity computed tomography and magnetic resonance imaging. Appl Sci. 2022;12(3):1473. doi:10.3390/app12031473

6. Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT: Recognition and avoidance. Radiographics. 2004;24(6):1679-91. doi:10.1148/rg.246045065

7. Goerres GW, Hany TF, Kamel E, et al. Head and neck imaging with PET and PET/CT: Artefacts from dental metallic implants. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2002;29(3):367-70. doi:10.1007/s00259-001-0721-1

8. Demirel S, Hakkı İ, Hakkı Sarpün İ, et al. Voltaj ve akım değerlerinin hasta dozu üzerindeki etkilerinin CTDI fantomu ile araştırılması. Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Fen Dergisi. 2019;14(2):327-34. doi:10.29233/sdufefed.605430

9. Xi Y, Jin Y, De Man B, et al. High-kVp assisted metal artifact reduction for X-ray computed tomography. IEEE Access. 2016;4:4769-79. doi:10.1109/ACCESS.2016.2602854

10. Wellenberg RHH, Hakvoort ET, Slump CH, et al. Metal artifact reduction techniques in musculoskeletal CT imaging. Eur J Radiol. 2018;107:60-9. doi:10.1016/j.ejrad.2018.08.010

11. Gjesteby L, De Man B, Jin Y, et al. Metal artifact reduction in CT: Where are we after four decades? IEEE Access. 2016;4:5826-49. doi:10.1109/ACCESS.2016.2608621

12. Mallinson PI, Coupal TM, McLaughlin PD, et al. Dual-energy CT for the musculoskeletal system. Radiology. 2016;281(3):690-707. doi:10.1148/radiol.2016151109

13. Zhang D. Single-energy metal artifact reduction: A reliable metal management tool in CT. Toshiba Medical Systems; 2017.

14. Subhas N, Pursyko CP, Polster JM, et al. Dose reduction with dedicated CT metal artifact reduction algorithm: CT phantom study. AJR Am J Roentgenol. 2018;210(3):593-600. doi:10.2214/AJR.17.18544

15. Niehues SM, Vahldiek JL, Tröltzsch D, et al. Impact of single-energy metal artifact reduction on CT image quality in patients with dental hardware. Comput Biol Med. 2018;103:161-6. doi:10.1016/j.compbiomed.2018.10.023

16. Yasaka K, Kamiya K, Irie R, et al. Metal artefact reduction for patients with metallic dental fillings in helical neck computed tomography: Comparison of adaptive iterative dose reduction 3D (AIDR 3D), forward-projected model-based iterative reconstruction solution (FIRST) and AIDR 3D with single-energy metal artefact reduction (SEMAR). Dentomaxillofac Radiol. 2016;45(8):20160114. doi:10.1259/dmfr.20160114

17. Hirata K, Utsunomiya D, Oda S, et al. Added value of a single-energy projection-based metal-artifact reduction algorithm for the computed tomography evaluation of oral cavity cancers. Jpn J Radiol. 2015;33(11):650-6. doi:10.1007/s11604-015-0471-9

18. Grandmougin A, Bakour O, Villani N, et al. Metal artifact reduction for small metal implants on CT: Which image reconstruction algorithm performs better? Eur J Radiol. 2020;127:108970. doi:10.1016/j.ejrad.2020.108970

19. Chou R, Li JH, Ying LK, et al. Quantitative assessment of three vendor's metal artifact reduction techniques for CT imaging using a customized phantom. Comput Assist Surg. 2019;24(1):34-42. doi:10.1080/24699322.2019.1649075

20. Law CP, Chandra RV, Hoang JK, et al. Imaging the oral cavity: Key concepts for the radiologist. Br J Radiol. 2011;84(1006):944-57. doi:10.1259/bjr/70520972

21. Mazziotti S, Ascenti G, Scribano E, et al. CT-MR integrated diagnostic imaging of the oral cavity: Neoplastic disease. Radiol Med. 2013;118(1):123-39. doi:10.1007/s11547-012-0806-0

22. Trotta BM, Pease CS, Rasamny JJ, et al. Oral cavity and oropharyngeal squamous cell cancer: Key imaging findings for staging and treatment planning. Radiographics. 2011;31(2):339-54. doi:10.1148/rg.312105107

23. Yılmaz Ovalı G, Can F. Orofarinks ve Hipofarinks. Türk Radyoloji Seminerleri. 2018;6(3):445-61. doi:10.5152/trs.2018.678

24. Duce MN. Ağız ve ağız boşluğu. Türk Radyoloji Seminerleri. 2019;6(3):413-31. doi:10.5152/trs.2018.694

25. Laine FJ, Smoker WRK. Oral cavity: Anatomy and pathology. Semin Ultrasound CT MR. 1995;16(6):527-45. doi:10.1016/S0887-2171(06)80024-7

26. Yates CB, Phillips CD. Oral cavity and oropharynx. Curr Probl Diagn Radiol. 2001;30(1):38-59. doi:10.1067/mdr.2001.113657

27. Keberle M. Neoplasms of the oral cavity. Eur Radiol Suppl. 2011;21:123-46. doi:10.1007/174_2011_375

28. Mosier KM. Non-oncologic imaging of the oral cavity and jaws. Otolaryngol Clin North Am. 2008;41(1):103-37. doi:10.1016/j.otc.2007.10.009

29. Beil CM, Keberle M. Oral and oropharyngeal tumors. Eur J Radiol. 2008;66(3):448-59. doi:10.1016/j.ejrad.2008.03.010

30. Stambuk HE, Karimi S, Lee N, et al. Oral cavity and oropharynx tumors. Radiol Clin North Am. 2007;45(1):1-20. doi:10.1016/j.rcl.2006.10.010

31. Gillison ML. Human papillomavirus-associated head and neck cancer is a distinct epidemiologic, clinical, and molecular entity. Semin Oncol. 2004;31(6):744-54. doi:10.1053/j.seminoncol.2004.09.011

32. Tshering Vogel DW, Zbaeren P, Thoeny HC. Cancer of the oral cavity and oropharynx. Cancer Imaging. 2010;10:62-72. doi:10.1102/1470-7330.2010.0008

33. Baum U, Greess H, Lell M, et al. Imaging of head and neck tumors—methods: CT, spiral-CT, multislice-spiral-CT. Eur J Radiol. 2000;33(2):153-60. doi:10.1016/S0720-048X(99)00139-4

34. Henrot P, Blum A, Toussaint B, et al. Dynamic maneuvers in local staging of head and neck malignancies with current imaging techniques: Principles and clinical applications. Radiographics. 2003;23(5):1201-13. doi:10.1148/rg.235025045

35. Weissman JL, Carrau RL. “Puffed-cheek” CT improves evaluation of the oral cavity. AJNR Am J Neuroradiol. 2001;22(4):741-4.

36. Kalender WA. X-ray computed tomography. Phys Med Biol. 2006;51(13):R29-43. doi:10.1088/0031-9155/51/13/R03

37. Zink FE. X-ray tubes. Radiographics. 1997;17(5):1259-68. doi:10.1148/radiographics.17.5.9308113

38. McCollough CH. The AAPM/RSNA physics tutorial for residents. X-ray production. Radiographics. 1997;17(4):967-84. doi:10.1148/radiographics.17.4.9225393

39. McKetty MH. The AAPM/RSNA physics tutorial for residents. X-ray attenuation. Radiographics. 1998;18(1):151-63. doi:10.1148/radiographics.18.1.9460114

40. International Electrotechnical Commission. Evaluation and routine testing in medical imaging departments - Part 3-5: Acceptance and constancy tests - Imaging performance of computed tomography X-ray equipment. IEC Standard 61223-3-5. Geneva: IEC; 2019.

41. Kalender WA, Polacin A. Physical performance characteristics of spiral CT scanning. Med Phys. 1991;18(5):910-5. doi:10.1118/1.596607

42. Atac GK, Inal T. BT incelemelerde görüntü kalitesi ve artefaktlar. Türk Radyoloji Seminerleri. 2020;8(2):110-28. doi:10.5152/trs.2020.842

43. Trieu N, Xia R, Loneragan R, et al. Artefact on CT brain images caused by the presence of air bubbles in the cooling oil of the X-ray tube. J Med Imaging Radiat Oncol. 2017;61(2):197-203. doi:10.1111/1754-9485.12545

44. Jaffe TA, Winslow J, Zhang Y, et al. Automated early identification of an excessive air-in-oil X-ray tube artifact that mimics acute cerebral infarct. J Comput Assist Tomogr. 2019;43(1):18-21. doi:10.1097/RCT.0000000000000770

45. Christe A. CT dose and image quality in the last three scanner generations. World J Radiol. 2013;5(11):421-9. doi:10.4329/wjr.v5.i11.421

46. Ay MR, Mehranian A, Maleki A, et al. Experimental assessment of the influence of beam hardening filters on image quality and patient dose in volumetric 64-slice X-ray CT scanners. Phys Med. 2013;29(3):249-60. doi:10.1016/j.ejmp.2012.03.005

47. Den Harder AM, Willemink MJ, Budde RPJ, et al. Hybrid and model-based iterative reconstruction techniques for pediatric CT. AJR Am J Roentgenol. 2015;204(3):645-53. doi:10.2214/AJR.14.12590

48. Beister M, Kolditz D, Kalender WA. Iterative reconstruction methods in X-ray CT. Phys Med. 2012;28(2):94-108. doi:10.1016/j.ejmp.2012.01.003

49. Gervaise A, Osemont B, Lecocq S, et al. CT image quality improvement using adaptive iterative dose reduction with wide-volume acquisition on 320-detector CT. Eur Radiol. 2012;22(2):295-301. doi:10.1007/s00330-011-2271-7

50. Tatsugami F, Matsuki M, Nakai G, et al. The effect of adaptive iterative dose reduction on image quality in 320-detector row CT coronary angiography. Br J Radiol. 2012;85(1011):e378-82. doi:10.1259/bjr/10084599

51. Irwan R, Nakanishi S, Blum A. AIDR 3D - Reduces dose and simultaneously improves image quality. White Paper. Toshiba Medical Systems; n.d.

52. Geyer LL, Schoepf UJ, Meinel FG, et al. State of the art: Iterative CT reconstruction techniques. Radiology. 2015;276(2):339-57. doi:10.1148/radiol.2015132766

53. Mayo-Smith WW, Hara AK, Mahesh M, et al. How I do it: Managing radiation dose in CT. Radiology. 2014;273(3):657-72. doi:10.1148/radiol.14132328

54. Huda W, Mettler FA. Volume CT dose index and dose-length product displayed during CT: What good are they? Radiology. 2011;258(1):236-42. doi:10.1148/radiol.10100297

55. Mettler FA, Huda W, Yoshizumi TT, et al. Effective doses in radiology and diagnostic nuclear medicine: A catalog. Radiology. 2008;248(1):254-63. doi:10.1148/radiol.2481071451

56. Panzer W, Shrimpton P, Jessen K. European guidelines on quality criteria for computed tomography. Luxembourg: European Commission; 2000.

57. Richard P, Sandison G, Dang Q, et al. Dental amalgam artifact: Adverse impact on tumor visualization and proton beam treatment planning in oral and

oropharyngeal cancers. Pract Radiat Oncol. 2015;5(6):e583-8. doi:10.1016/j.prro.2015.04.007

58. Moon SG, Hong SH, Choi JY, et al. Metal artifact reduction by the alteration of technical factors in multidetector computed tomography: a 3-dimensional quantitative assessment. J Comput Assist Tomogr. 2008 Jul-Aug;32(4):630-3. doi:10.1097/RCT.0b013e3181568b27

59. Nauer CB, Kellner-Weldon F, von Allmen G, et al. Effective doses from scan projection radiographs of the head: Impact of different scanning practices and comparison with conventional radiography. AJNR Am J Neuroradiol. 2009;30(1):155-9. doi:10.3174/ajnr.A1293

60. Chou R, Chi HY, Lin YH, et al. Comparison of quantitative measurements of four manufacturer's metal artifact reduction techniques for CT imaging with a self-made acrylic phantom. Technol Health Care. 2020;28(Suppl 1):S273-87. doi:10.3233/THC-209028

61. Funama Y, Taguchi K, Utsunomiya D, et al. A newly-developed metal artifact reduction algorithm improves the visibility of oral cavity lesions on 320-MDCT volume scans. Phys Med. 2015;31(1):66-71. doi:10.1016/j.ejmp.2014.10.003

62. Nagayama Y, Tanoue S, Oda S, et al. Metal artifact reduction in head CT performed for patients with deep brain stimulation devices: Effectiveness of a single-energy metal artifact reduction algorithm. AJNR Am J Neuroradiol. 2020;41(2):231-7. doi:10.3174/ajnr.A6375

63. Andersson KM, Nowik P, Persliden J, et al. Metal artefact reduction in CT imaging of hip prostheses—an evaluation of commercial techniques provided by four vendors. Br J Radiol. 2015;88(1045):20140473. doi:10.1259/bjr.20140473