T.C
T.C. Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi
Radyoloji Anabilim Dalı

AIDR VE SEMAR TEKNİKLERİNİN NAZOFARENKS BT'DE RADYASYON DOZU VE GÖRÜNTÜ KALİTESİNE ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Arş. Gör. Elşad İSMAYILOV

UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Doç. Dr. Recep SADE

Erzurum-2022

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER ..... **i**
TABLOLAR DİZİNİ ..... **iii**
ŞEKİLLER DİZİNİ ..... **iv**
KISALTMALAR DİZİNİ ..... **v**
TEŞEKKÜR ..... **vi**
ÖZET ..... **vii**
ABSTRACT ..... **ix**
1. GİRİŞ VE AMAÇ **1**
2. GENEL BİLGİLER **3**
2.1. Nazofarenks Anatomisi 3
2.2. Nazofarenksin Benign Lezyonları 4
2.3. Nazofarenks Karsinomu 5
2.3.1. Nazofarenks Karsinomu Etiyolojisi 5
2.3.2. Nazofarenks Karsinomu Patofizyolojisi 5
2.3.3. Nazofarenks Karsinomu Görüntülemesi 6
2.4. Bilgisayarlı Tomografi 6
2.4.1. Bilgisayarlı Tomografi Çalışma Temelleri 8
2.4.2. Bilgisayarlı Tomografide Artefaktlar 9
2.4.2.1. Fizik Temelli Artefaktlar 10
2.4.2.2. Hasta Kaynaklı Artefaktlar 10
2.4.2.3. Dedektör kaynaklı artefaktlar 11
2.4.2.4. Helikal ve Çok Kesitli BT Artefaktları 11
2.4.3. Metalik artefaktlar ve azaltma teknikleri 12
2.4.3.1. Metalik İmplant Optimizasyonu 13
2.4.3.2. BT Parametreleri Değiştirme 13
2.4.3.3. Projeksiyonun Tamamlanması Yöntemleri 14
2.4.3.4. Görüntü Sonrası İşleme 14
2.5. Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Kalitesi 15
2.5.1. Adaptif Yinelemeli Doz Azaltma 3D (AIDR 3D) 16
3. GEREÇ ve YÖNTEM **17**

3.1. İstatistiksel Değerlendirme 19
4. BULGULAR 20
5. TARTIŞMA 27
6. SONUÇ 30
KAYNAKLAR 31

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 1. AIDR (-) ve SEMAR (-) çekim verileri. 24
Tablo 2. AIDR (+) ve SEMAR (+) çekim verileri. 25

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Nazofarenks anatomisi..... 3
Şekil 2. Örnek 1. ROİ ölçümleri 18
Şekil 3. AIDR (+) ve SEMAR (+) grupta yağ CNR değerinin subjektif değerle korelasyonu. 21
Şekil 4. AIDR (-) SEMAR (-) grupta yağ SNR değerinin subjektif değerlendirme ile korelasyonu 21
Şekil 5. AIDR (+) SEMAR (+) yumuşak doku dansitesi SNR subjektif değerlendirme..... 22
Şekil 6. AIDR (-) SEMAR (-) yumuşak doku dansitesi SNR subjektif değerlendirme. 22
Şekil 7. AIDR (+) SEMAR (+) ve AIDR (-) SEMAR (-) yumuşak doku CNR değeri karşılaştırma 23
Şekil 8. Örnek 2. 26

KISALTMALAR DİZİNİ

BT : Bilgisayarlı Tomografi

SEMAR : Single Energy Metal Artifact Reduction

AIDR : Adaptive İterative Dose Reduction

SNR : Sinyal Gürültü Oranı

CNR : Kontrast Gürültü Oranı

NFK : Nazofarenks Karsinomu

IR : Iterative Reconstruction

DLP : Dose Length Product

TEŞEKKÜR

Atatürk Üniversitesi Radyoloji Ana Bilim Dalında aldığım uzmanlık eğitimi süresince bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan 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. Rüstem Berhan PİRİMOĞLU'na, Doç. Dr. Ahmet YALÇIN'a, Doç. Dr. Bahar Yılmaz ÇANKAYA'ya, Doç. Dr. Elif GÖZGEÇ'e, Dr. Öğr. Üyesi Fahri AYDIN'a,

Asistanlığımın ilk sürecinden itibaren eğitimimde emeği olan tecrübesini her an benimle paylaşan, birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum kıymetli hocam Doç. Dr. Gökhan POLAT'a

Tez çalışmam ve eğitimim sürecinde desteklerini esirgemeyerek benimle paylaşan değerli hocam Doç. Dr. Recep SADE'ye,

Çözemediğimiz her işi basit ve kolay bir şekilde halleden bölüm sekreterimiz Nermin KUZULUGİL'e,

Birlikte uyum içerisinde çalıştığımız değerli asistan arkadaşlarıma, Uzm. Dr. Gökhan TONKAZ başta olmak üzere eğitimime katkı sağlayan kıdemli arkadaşlarıma,

Radyoloji Anabilim Dalı'nda çalışan teknisyen, sekreter, hemşire ve personellere,

Her konuda bana destek olan annem, babam ve kardeşlerime,

Sonsuz sevgi ve teşekkürlerimi sunarım.

Arş. Gör. Elşad İSMAYILOV

ÖZET

AIDR ve SEMAR Tekniklerinin Nazofarenks BT'de Radyasyon Dozu ve Görüntü Kalitesine Etkisinin Değerlendirilmesi

Amaç: SEMAR ve AIDR 3D tekniklerinin birlikte kullanılarak nazofarenks bölgesinde oluşan metalik artefaktların azaltılmasına etkisi ve kontrast farklılıklarının tespitinde optimal bilgisayarlı tomografi parametrelerinin elde edilmesi amaçlanmaktadır.

Yöntem: Çalışmamızda insan doku eşdeğeri fantom kullanılmıştır. Fantom haznelerine normal dokuları simüle etmek için yumuşak doku dansitesi, yağ dansitesi, hava dansitelerinde örnekler, artefakt oluşturmak için bu hizadaki karotis arter segmentler düzeyine koil embolizasyon materyallleri yerleştirildi. Metalik artefakt azaltma tekniklerinden SEMAR ve hibrit doz azaltma rekontrüksiyon tekniklerinden AIDR 3D içeren Toshiba 320 kesit multidedektör bilgisayarlı tomografide (Aquilion ONE TM; Toshiba Medical Systems, Otawara, Tochigi, Japan) farklı kVp ve mAs değerlerinde nazofarenks Bilgisayarlı Tomografi (BT) tetkikleri yapıldı. Her BT çekiminde nazofarenks bölgesi 5 cm'lik alan görüntüsü AIDR 3D (-) SEMAR (-) olarak 1 mm helikal tarama yöntemi ile elde olunmuştur. Elde olunan görüntülere rekonstruksiyon yapılarak AIDR 3D (+) SEMAR (+) görüntüler oluşturuldu. Elde olunan görüntülerin ''European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography' kriterlerine göre gürültü, artefakt oranı ve anatomik detayların seçilebilirliği 2 farklı gözlemci tarafından kör olarak değerlendirilmiştir. İki gözlemcinin ≥3 üzerinde değerlendirdiği görüntüler nitelikli olarak kabul edilmiştir. Elde edilen nazofarengeal farklı dansite alanlarının sinyal gürültü oranı (SNR), kontrast gürültü oranı (CNR) matematiksel formüllerle hesaplanmıştır.

Bulgular: AIDR ve SEMAR tekniğinin açık olması yumuşak doku dansitesinde SNR ve CNR değerinde, yağda ise CNR değerinde anlamlı yükselmeye neden olurken, yağ SNR değerinde ise anlamlı düşüşe neden oldu. Ayrıca AIDR ve SEMAR tekniğinin birlikte kullanımı kapalı duruma göre subjektif değerlendirmede anlamlı derecede artışa neden oldu.

Sonuç: AIDR ve SEMAR tekniği nazofarengeal bölgede farklı dansitelerin tespitinde görüntü kalitesinde artışa neden olmaktadır.

Anahtar kelimeler: AIDR, SEMAR, Bilgisayarlı Tomografi, Artefakt, Radyasyon Dozu, Nazofarenks

ABSTRACT

Evaluation of the Effect of AIDR and SEMAR Techniques on Radiaton Dose and Image Quality in Nasopharyngeal CT

Objective: By using SEMAR and AIDR 3D techniques together, it is aimed to obtain optimal computed tomography parameters for the reduction of metallic artifacts in the nasopharynx region and for the detection of contrast differences.

Materials and Methods: Human tissue equivalent phantom was used in our study. Samples in soft tissue density, fat density, and air densities were placed in the phantom chambers to simulate normal tissues, and coil embolization materials were placed at the level of carotid artery segments in this line to create artifacts. Nasopharyngeal Computed Tomography (CT) examinations at different kVp and mAs values were performed on a Toshiba 320 cross-section multidetector computed tomography (Aquilion ONE TM; Toshiba Medical Systems, Otawara, Tochigi, Japan) containing metallic artifact reduction techniques SEMAR and hybrid dose reduction reconstruction techniques AIDR 3D. In each CT scan, a 5 cm field image of the nasopharynx region was obtained with 1 mm helical scanning method as AIDR 3D (-) SEMAR (-). AIDR 3D (+) SEMAR (+) images were created by reconstructing the obtained images. According to the "European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography" criteria of the obtained images, noise, artifact ratio and the selectivity of anatomical details were evaluated blindly by 2 different observers. Images evaluated by two observers above ≥3 were considered qualified. Signal-to-noise ratio (SNR) and contrast-noise ratio (CNR) of the obtained nasopharyngeal areas of different density were calculated with mathematical formulas.

Results: Open AIDR and SEMAR techniques caused a significant increase in SNR and CNR values in soft tissue density, CNR values in fat, and a significant decrease in fat SNR values. In addition, the combined use of AIDR and SEMAR technique caused a significant increase in subjective evaluation compared to the closed situation.

Conclusion: AIDR and SEMAR technique cause an increase in image quality in the detection of different densities in the nasopharyngeal region.

Keywords: AIDR, SEMAR, Computed Tomography, Artifact, Radiation Dose, Nasopharynx

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Nazofarengeal bölge kafa tabanına yakın anatomik lokalizasyonu, orta kulak ile bağlantılı olması, solunum-sindirim sisteminin girişinde yer alması nedeniyle önemli anatomik yapılardandır. Nazofarenks ses oluşumunda, solunum yoluna havanın devam etmesi için bir kanal görevi görmekte aynı zamanda orta kulağın havalanmasında da önemli rol oynamaktadır.

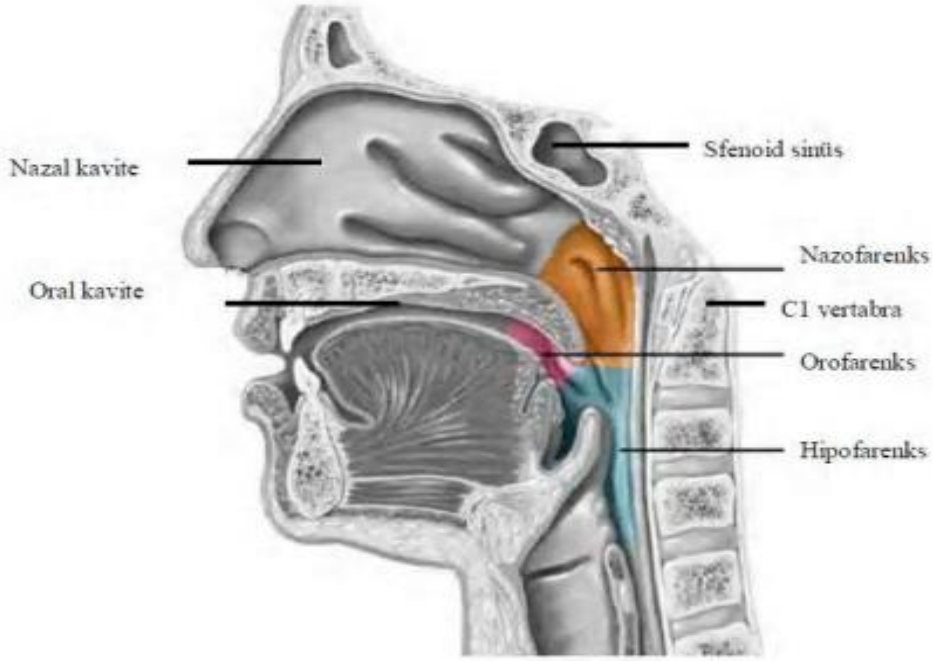
Nazofarenksin iyi huylu patolojilerinden lenfoid hiperplazi, thornwaldt kisti, Juvenil nazofarengeal anjiyofibromu gösterilebilir. Bu bölgede nazofarengeal mukozal yüzeyden kaynaklanan en önemli patolojilerinden nazofarengeal karsinom (NFK) olup en yaygın kanser türlerinden biridir. NFK bölgeden bölgeye değişik insidansta gözlenmekte olup Güneydoğu Asya, Çin ve Ortadoğu'nun bazı bölgelerinde daha sık olarak görülmektedir. Etiyolojisinde farklı sebepler gösterilmekle birlikte en yaygın olarak sigara, yüksek nitrozaminli gıdalarla erken yaşta beslenme, HPV, EBV gösterilmektedir (1). Rosenmuller fossa NFK'ın genellikle ilk başlangıç yeri olup daha sonra nazofarenks içine ve diğer anatomik yapılara kafa tabanına, orofarenkse yayılmaktadır. Servikal lenf nodu prezantasyonu birçok hastada ilk bulgu olarak görülmekte olup NFK tanısı sıklıkla bu lenf nodları biyopsisi ile konulmaktadır. Klinik olarak tümörle ilgili olabilecek semptomlar trismus, otit, mastoidit, kranial sinir felçleri ve işitme kaybı görülebilir. NFK tanısı lenf nodları ve primer lezyondan alınan biyopsi sonucunda konulmakla birlikte radyolojik olarak BT ve MRG tanıda ve evrelemede önemli rol oynamaktadır. Bilgisayarlı tomografi özellikle kemik invazyonu, kafa tabanı değerlendirilmesinde önemli rol oynamaktadır. Aynı zamanda uzak metastazlardan toraks metastazları saptanmasında da BT kullanılabilmektedir. Nazofarengeal düzeyde uygulanmış olan metalik materyallere bağlı oluşan artefaktlar bu düzeyin değerlendirilmesini zorlaştırmakta bazen mümkün olmamaktadır. Servikal düzeyde uygulanmış olan metalik vidalar, diş dolguları, stentler ve koil materyalleri bunlara örnek olarak gösterilebilir. Çalışmamızda bu düzeyde oluşan artefaktları engellemek, görüntü kalitesini iyileştirmek anatomik detayların ve patolojilerin değerlendirilmesini kolaylaştırmak amaçlanmaktadır. Aynı zamanda SEMAR ve AIDR 3D tekniğinin birlikte kullanılarak nazofarenks bölgesinde metalik artefaktların

azaltılması ile kontrast farklılıklarının tespitinde optimal bilgisayarlı tomografi parametrelerinin elde edilmesi amaçlanmaktadır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Nazofarenks Anatomisi

Nazofarenks anatomik olarak nazal kavitenin arkasında, fibromuskuler tüp şeklinde olup farenksi oluşturan yapılardan en üstte olanıdır. Nazofarenksin üst sınırı sfenoid kemikten oluşan kemik çatı, alt sınırı ise yumuşak damaktan geçen hayali hat ile orofarenkstten ayrılmaktadır. Arka duvarı klivus ve C1-C2 vertebralar, ön duvarı koanalar ile sınırlanmaktadır. Nazofarenks yan duvarı ise medial pterigoid plate, palatal kaslar, torus tubaryus ve lateral faringeal resesler tarafından oluşmaktadır. Aynı zamanda faringobaziller fasya mukozal yüzeyi çepeçevre sararak derindeki anatomik yapılardan ayırmaktadır. Nazofarenks adenoidal lenfoid doku ve bol miktarda minör tükrük bezleri içermekte olup hacmi yaklaşık 14-15 cm^3 kadardır.



Şekil 1. Nazofarenks anatomisi

Nazofarenks yan duvarlarında orta kulak kavitesi ile bağlantısı bulunan önemli anatomik yapılardan östaki tüpü bulunmaktadır. Östaki tüpü açıklığının bulunduğu bölgede kıvrım yapıda torus tubariuslar bulunmaktadır. Bu düzey hemen arkasındaki girintili bölge ise faringeal resesler veya Rosenmüller fossa olarak adlandırılmaktadır.

Rosenmüller fossa nazofarenks kanserlerinin en sık olarak oluştuğu bölge olması nedeniyle büyük önem taşımaktadır. Özellikle bazı hastalarda adenoid doku miktarı veya kas planlarındakı doku yoğunluğa bağlı olarak asimetrik olmakla birlikte çoğunlukla simetrik yerleşim göstermektedir. Bu yüzden faringeal reseslerde veya östaki tüpleri açıldığı seviyede asimetri gözlenmesi patolojik bir sürece işaret etmektedir. Nazofarenksteki patolojilerin kafatası içerisine uzanmasında kafa tabanındaki foramen spinozum, hipoglossal kanal, foramen ovale, juguler foromen ve karotis kanalı ile yakın komşuluklu olması önemlidir.

Nazofarenks yalancı çok katlı silindirik epitelle kaplı olup minör tükrük bezleri ve yoğun lenfatik dokuya sahiptir. Söz konusu anatomik oluşumlardan kaynaklanan nazofarenksin bening lezyonlardan benign lenfoid hiperplazi, Thornwaldt kisti, Retansiyon kisti, Jüvenil nazofarengeal anjiofibromu gösterilebilir.

2.2. Nazofarenksin Benign Lezyonları

Benign lenfoid hiperplazi özellikle çocuklarda ve genç erişkinlerde görülen çoğunlukla asemptomatik olan durumdur. Bununla birlikte çocukların az bir kısmında tekrarlayan enfeksiyonlara bağlı olarak nazal hava yolunun tıkanması, rinore, burun tıkanıklığı, katı yiyecekleri yutmakta zorlanma, uyku bozukluğuna kadar gidebilecek şiddetli bir klinik duruma dönüşebilir. Erişkinlerde HIV pozitif hastalarda adenoid doku hipertrofisi görülebilir.

Thornwaldt kisti ise çoğunlukla nazofarenks orta hatta bir notokord kalıntısı olarak ortaya çıkabilen nisbeten nadir bir lezyondur. Büyük boyutlara ulaştığı zaman östaki tüplerine yakın olması nedeniyle obstrüktif semptomlara neden olabilir, diğer durumlarda asemptomatik olarak gözlenmektedir (2). Nazofarengeal retansiyon kisti ise çoğunlukla farengeal resesden kaynaklanan kistik natürde asemptomatik olabilen, boyut artışı olursa tek taraflı işitme kaybına yol açabilen lezyonlardır.

Jüvenil nazofarengeal anjiyofibromu (JNA) ise tipik olarak genç erkeklerde görülen iyi huylu ancak lokal agresif olan tümörlerdir. Burun akıntısı veya kanaması, burun tıkanıklığı şeklinde klinik prezantasyonu olmaktadır (3). Vasküler komponenti

belirgin olması nedeniyle biyopsi yapılmasından kaçınılması gerekmektedir. Radyolojik olarak BT anjiyo, MR anjiyo, Anjiyografi (DSA) tanısal amaçlı kullanılmaktadır. MRG ilaveten intrakraniyal yumuşak doku yayılımını göstermede yardımcıdır. Benign lezyonlardan lenfoid hiperplazi BT değerlendirmede yumuşak doku dansitesinde, Thornwaldt kisti ise düzgün sınırlı kistik dansitede görülmektedir.

2.3. Nazofarenks Karsinomu

Nazofarenks malign lezyonlarından ise nazofarengeal karsinomdan, lenfomadan ve tükürük bezleri içerdiğinden dolayı adenoid kistik karsinomundan bahsedilebilir. Bu lezyonlardan en sık olanı nazofarenks karsinomu olup sıklıkla Kuzey Afrika, Çin gibi endemik bölgelerde özellikle erkeklerde görülmektedir. Patolojik olarak lateral farengeal resesten köken almakta ve skuamoz dönüşüm göstermektedir. Klinikte boyunda kitle, nazal akıntı nedeniyle başvurabileceği gibi hastalarda özellikle erkek hastada tek taraflı orta kulakta sıvı birikimi olması nazofarenks karsinomu düşünülmelidir.

2.3.1. Nazofarenks Karsinomu Etiyolojisi

Hastalığın etiyolojisinde EBV (Ebstein Barr virüsü), beslenme alışkanlıkları (yüksek nitrozamin içeren gıdalar) çevresel faktörler ve sigara kullanımı rol oynamaktadır. Aynı zamanda yüksek riskli bölgelerde genetik olarak NFK yatkınlık olduğu gözlenmiştir (4). Bazı Asya ülkelerinde son dönemlerde NFK insidansı azalma gözlenmiş olup beslenme alışkanlığındaki değişiklik bunun sebebi olarak açıklanmıştır.

2.3.2. Nazofarenks Karsinomu Patofizyolojisi

NFK epitelinin EBV ile enfeksiyonu malign transformasyonu patofizyolojisinde en önemli yer oluşturmaktadır. EBV vücutta (nazofarengeal bölgede) bulunan B hücreleri enfekte ederek ölümsüzleşmesine neden olmaktadır. İmmün direncin azaldığı durumlarda B hücrelerinde latent kalmış olan virüsler aktif enfeksiyon oluşmasına neden olabilir. Aynı zamanda nazofarensteki epitel

hücrelerinin EBV ile enfekte olması, epitel hücrelerinde latent durumda kalabilmesi ve bazen aktif enfeksiyonlar oluşturmasına neden olabilir. Epitel hücrelerindeki litik virüs genlerinin ekspresyonu LMP1 (gizli membran proteini) tarafından sağlanmaktadır. LPM1 enfekte olmuş hücrelerin immün hücreler tarafından tanınmasından kaçınmak için genomik kararsızlığı tetikleyen ve immün sistemi baskılayan sitokin salınımını uyaran gizli membran proteinidir. LPM1 aynı zamanda konak bağışıklığını azaltarak veya ortadan kaldırarak, genetik kararsızlığı tetikleyerek NFK kanserinde önemli rol oynamaktadır (5).

2.3.3. Nazofarenks Karsinomu Görüntülemesi

BT kolay ve erken ulaşılabilmesi, düşük maliyet nedeniyle aynı zamanda kemik yapılara invazyon değerlendirilmesi açısından kullanılan bir yöntemdir. Aynı zamanda MRG kullanılmasına kontrendikasyon olan durumlarda (vücutta metal implant bulunması durumunda, kapalı alan korkusu olanlarda) tercih edilen yöntemdir.

MRG kemik iliğindeki erken evrede oluşabilecek sinyal değişikliğini, perinöral yayılımı, yumuşak dokulara yayılımını değerlendirmek aynı zamanda hastalığın evrelemesi ve takibi için kullanılabilmektedir.

PET/BT evrelemede uzak metastazlar veya milimetrik boyutlu lenf nodlarının araştırılmasında, operasyon sonrası nüks araştırılmasında tercih edilen yöntemdir (6).

2.4. Bilgisayarlı Tomografi

Bilgisayarlı tomografi vücudun görüntülemesinde kullanılan x ışını içeren cihazlardan en gelişmiş olanıdır. BT cihazının üç önemli parçası bulunmaktadır.

- Gantri
- Kabinetler
- Görüntü işlem ve Operatör bilgisayarları

Halkasal yapıya sahip olan Gantri düzenli bir hızla dönmekte olup üzerinde X ışın tüpü bulunmaktadır. X ışın tüpünün tam karşısında ise dedektör yapısı

bulunmaktadır. Söz konusu dedektör tüpten gelen ışınları algılayarak veri oluşturur, veriler iletim hatları vasıtasıyla cihazın üçüncü parçasına taşınmaktadır. BT cihazında görüntü oluşmasından sorumlu olan kısım cihazın 3cü kısmıdır. Görüntü İşlem Bilgisayarı gelen verileri ve sinyalleri yorumlama özelliği sayesinde görüntü oluşturarak devamında bağlantılı olduğu Operator Bilgisayarına iletmektedir. Bu seviyede bilgisayardaki görüntüler üzerinde değişiklikler ve ayarlamalar yapılabilmekte olup görüntü çıktılarının alınması ve sekans tekrarlanması mümkündür. Tomografi kesit ve görüntü anlamına gelen TOMO ve GRAPY kelimelerinden oluşmuştur. X ışınlarını baz alarak kesitsel görüntü oluşturan BT bilim adamları Hounsfield ve Ambroze tarafından 1972 yılında ilk kez tanıtılmıştır. Görüntüsü oluşturulmak istenen vücut bölgesi cihazın "gantri" olarak adlandırılan bölümüne hareketsiz bir şekilde yatırılır. BT masası görüntülenmek istenilen kesitlere kadar uzaktan kumanda veya manuel olarak getirilebilmektedir. Masa uygun pozisyona geldiğinde hastadan geçip absorbe olamayan X ışınlarının dedektöre ulaşması devamında verilerin görüntülerin oluşması işlemi başlatılmaktadır.

BT kullanılmaya başladıktan sonra gelişmelerinde jenerasyon olarak adlandırılan basamaklardan geçmiştir. Birinci jenerasyon BT'lerde tek dedektör bulunmaktadır. Dedektör ve onun tam karşısında yerleşmiş olan X ışın tüpü hasta etrafında bir çizgi boyunca 1 derecelik çekim işlemleri yapılarak 180 dereceye kadar dönebilmekteydi.

İkinci jenerasyon BT'lerde karşılıklı yerleştirilmiş 3 adet dedektör ve 3 adet X ışın tüpü bulunmaktaydı. Bu jenerasyondaki tomografi cihazlarında da dedektör ve tüp hasta çevresinde 10 derecelik çekim işlemleri sonrasında 180 dereceye kadar dönerek çekim işlemini tamamlamaktaydı. Daha hızlı çekim elde olunarak çekim süresinde kısalma ve anatomik detayın farklı dedektörlerle incelenmesi sonucunda ayrıntıda artış sağlanmıştır. Günümüzde birinci ve ikinci jenerasyon BT cihazları kullanılmamaktadır.

Üçüncü jenerasyon BT'lerde ise yelpaze şeklinde X ışın tüpü karşısında çok sayıda dedektör yerleştirilmiştir. Birinci ve ikinci jenerasyonda sadece beyin incelemesi yapılabilirken üçüncü jenerasyonda aynı zamanda vücut incelemesi de

yapılabilmektedir. Üçüncü jenerasyon cihazların yeniliklerinden gantrinin tek dönüşte birden fazla kesit görüntüsü alması, tüp ve dedektörlerin 360 derece dönüş yapabiliyor olması gösterilebilir (7).

Dördüncü jenerasyon BT'lerde Gantri olarak adlandırılan boşluğu 360 derece çevreleyen çok sayıda dedektör bulunur. Dedektörler sabit olup X ışın tüpü hasta etrafında 360 derece dönebilmektedir. Beşinci jenerasyon BT'lerde hem dedektör hem de tüp sabit olup hareket etmez. Gantri bir X ışın tüpü halinde düzenlenmiş olup boşluğuna anod halkası yerleştirilmiştir. Elektron ışınları elektromanyetik alan tarafından oluşturularak tungsten halkasına yöneltilir. Tungsten halkasından hastadan geçerek karşıda bulunan dedektöre yönlendirilen X ışınları üretilir. Günümüzde geliştirme aşamasında olup çok hızlı (50-250 ms) tarama yapılabildiği için kardiyak görüntülemede kullanılmaktadır (8).

Bilgisayarlı tomografi cihazları olarak en son ve sık kullanılan yöntem Helikal (Spiral) BT yöntemidir. Spiral BT tek bir nefes tutma ile tüm vücut tarama işleminin gerçekleşmesine izin vermektedir. Hasta yüksek hızla dönen karşılıklı olarak yerleştirilmiş X ışın tüpü ve dedektörden oluşan cihaz içerisinde hareket ettirilerek görüntü oluşturulmaktadır. Hasta X ışın tünelinde kesintisiz olarak hareket ediyormuş gibi görüntüleme işlemine maruz kalmaktadır. Bunun sonucunda kesitler arasında boşluk oluşmadan üç boyutlu görüntü elde edilmektedir. Tüpün tam bir dönüşü 1 saniyeden daha az süre aldığı için tüm vücut görüntülemesi bile birkaç dakikada elde olunabilmektedir. Spiral BT çekim tekniği dezavantajlarından tam olarak veri dilimlerinin mevcut olmaması görüntünün sarmal olarak oluşturulması gösterilmektedir.

2.4.1. Bilgisayarlı Tomografi Çalışma Temelleri

BT görüntüleme yöntemi X ışınlarının vücuttan geçerken absorpsiyon mekanizmasına dayanmaktadır. Yüksek doku yoğunluğuna sahip kemik gibi anatomik yapılar daha fazla X ışını tutmakta olup daha düşük doku yoğunluğu bulunan (örneğin akciğer) daha az ışın tutmaktadır. Bunun sonucunda anatomik yapıların doku yoğunluklarına göre bilgisayar tarafından yeniden oluşturulmasını, üç boyutlu olarak

ölçülmesini ve oluşturulan radyasyon haritasının bilgisayar ekranında görüntülenmesini sağlamaktadır. X ışın tüpü hasta etrafında 360 derece dönerken gönderilen X ışınları vücuda gönderilmeden önce ve vücuttan geçtikten sonra ölçülmektedir. Vücuttaki herhangi bir dokunun yoğunluğu ne kadar fazlaysa dedektöre ulaşan ışın miktarı da o kadar azalacak olup radyasyonu zayıflatma oranı olarak adlandırılmaktadır. Zayıflatma oranı sabit bir değer olmayıp hem doku yoğunluğu hem de x ışını fotonu enerji miktarı ile değiştirebilir (9). Örneğin doku yoğunluğundaki artış aynı zamanda foton enerjisi miktarının azaltılması zayıflatma oranının daha yüksek olması ile sonuçlanacaktır. X ışın tüpünden çıkan her X ışını enerjisi foton enerjisi (kV) olarak adlandırılmaktadır. BT görüntüleme röntgen görüntülemeden farklı olarak kalınlık boyutuna da sahip olmaktadır. Voksel olarak adlandırılan bu kalınlık boyutunun ince olması kesit sayısını, buna paralel olarak da görüntü detayını arttırmaktadır. Tüm voksellere dokunun radyasyon zayıflatma oranları kaydedilerek Hounsfield Unit (HU) cetveline göre bir sayı verilmektedir. Bu skalaya göre su sıfır, doku yoğunluğun düşük olduğu akciğer parankimi ve yağ dokuları negatif, doku yoğunluğunun yüksek olduğu kan ve kemik pozitif değerlerle temsil edilir. BT görüntülemede dokuların detaylı değerlendirilmesinde ilgili dokulara odaklanılmasında ve ince ayrıntıların değerlendirilmesinde pencereleme kullanılmaktadır (10). Pencereleme pencere seviyesi ve pencere genişliği ile kontrol edilir. İnsan gözünün gri ton değerlendirmesi sınırlı olduğundan değerlendirmek istediğimiz organın HU değerini seçerek dokuları değerlendirme ve patolojileri saptama oranını arttırabiliriz. Geniş pencere kullanılması geniş HU değerine sahip kemik gibi anatomik yapıları değerlendirmede kullanışlıdır. HU değerlerinin çok daha dar olduğu doku tiplerini değerlendirmede pencere genişliği azaltılmalıdır. Örneğin beyin BT görüntülemede gri-beyaz cevher 22 HU ve 42 HU arasında değişmektedir. Dar pencere kullanılması beyazdan siyaha geçişin hızlı olacağı yumuşak dokular ile ilgili detaylar daha iyi incelenebilmektedir.

2.4.2. Bilgisayarlı Tomografide Artefaktlar

Artefaktlar BT'nin tanısal değerini, görüntü kalitesini düşüren en önemli faktörlerdendir. Bu artefaktların bazıları kısmen düzeltilebilir veya kaçınılabilir

özelliktedir. Hasta bazlı olan artefaktlara hareket artefaktı, giyim veya mücevher artefaktları örnek olarak gösterilebilir.

2.4.2.1. Fizik Temelli Artefaktlar

Işın sertleşmesi artefaktı bir nesneden x ışınının geçmesi zamanı düşük enerjili X ışınlarının emilmesi yüksek enerjili x ışınlarının ortamda bulunması sonucu ortalama ışın enerjisinin artması-sertleşmesiyle oluşur (11). Bunun sonucunda farklı yoğunluktaki dokuların geçiş bölgelerinde çizgilenme şeklinde artefaktlar oluşur. Görüntünün merkezinde ışın sertleşmesi olduğunda kenarlarda HU değeri artmadan merkezde HU değerinde azalma olması sonucu cupping artefaktları oluşmaktadır.

Parsiyel volüm artefaktı birbirinden farklı dokuların bir voksel içerisinde yer alması, bu dokuların ortalama dansitesinin alınması sonucunda ortaya çıkar ve görüntüde çizgilenmeler şeklinde görünür.

Foton açlığı artefaktı pelvis veya omuz gibi anatomik yapıların görüntülemesinde daha sık olarak oluşmaktadır. Bu geniş bölgelerden geçen X ışınlarının daha fazla emilmesine dedektöre ulaşan foton sayısının azalmasına ve gürültü oranının artmasına sebep olur. Taranan bölgenin en geniş kısmı yönünde gürültüden kaynaklanan çizgilenmeler oluşur (12).

2.4.2.2. Hasta Kaynaklı Artefaktlar

Metalik artefaktlar

Tarama alanındaki objede metalik materyalin bulunması belirgin çizgilenme artefaktlarına neden olur. X ışınlarının metalik materyal tarafından tam olarak absorpsiyonu dedektörlere ulaşmaması sonucunda ortaya çıkar.

Hareket artefaktı

Gölgelenme şeklinde veya çizgilenme şeklinde olan hasta hareketi kaynaklı oluşan artefaktlardır. Çoğunlukla pediatrik hastalarda ya da bilinci kapalı hastalarda oluşmaktadır.

Eksik projeksiyon artefaktı

Tarama alanı dışında hastanın bir bölümü kalması bu alandaki bilgilerin eksik olarak bilgisayar tarafından elde edilmesi sonucunda oluşmaktadır. Hastanın görüntü alanına girmeyen kolu, tarama alanına dahil olmayan paralel olan bacağı veya hasta yakınında olan tıbbi malzemeler bu artefaktları oluşturabilir. Oluşan artefaktlar çoğunlukla çizgilenme veya gölgelenme tarzındadır.

2.4.2.3. Dedektör kaynaklı artefaktlar

Halka artefaktları

Üçüncü jenerasyon cihazlarda görülen dedektörlerden birinin kalibrasyonunda bozulma bu halkasal artefaktın ortaya çıkmasına sebep olur. Beyin BT çekimlerinde özellikle sık görülen bir artefakttır.

2.4.2.4. Helikal ve Çok Kesitli BT Artefaktları

Yel değirmeni artefaktı spiral BT görüntülemede z-ekseni yönünde alınan yetersiz veri örneklemesi sonucunda görüntüde oluşan bozulmadır. Bu artefakt merkezde olan yüksek yoğunluğa sahip bir dokudan ışınsal tarzda birbirinden uzaklaşan çizgisel oluşumlardır.

Koni ışın artefaktları oluşmasında dedektörlerin z ekseni yönündeki sıra sayısında artma, bunun sonucunda tüpten çıkan koni şeklinde X ışın demeti oluşturması sonucunda ortaya çıkar. Bu artefakt periferde olan dedektörlerde merkezde olanlara kıyasla daha fazla görülmektedir. Aynı zamanda dedektör sayısındaki artış ile daha da kötüleşmektedir.

Merdiven artefaktları sagital düzlem ve koronal düzlem oluşturması sırasında örtüşmeyen rekonstrüksiyon aralıkları sonucunda görülmektedir. Elde olunan multiplanar rekonstrüksiyon görüntülerde obje kenarlarında merdiven basamaklarına benzer artefaktlar izlenmektedir.

Zebra artefaktı da üç boyutlu reformat görüntülerde ortaya çıkan daha silik olan lineer çizgilerde belirginleşmedir ve periferde artmış görünümde olur (9).

2.4.3. Metalik artefaktlar ve azaltma teknikleri

Bilgisayarlı Tomografinin kullanılmaya başlamasından itibaren metalik artefaktların azaltılması için farklı teknikler ve yöntemler geliştirilmeye başlanmıştır. Diş dolguları, vertebralara uygulamış metalik fiksatörler, ortopedik olarak uygulanmış eklem protezleri söz konusu metalik artefakt sebepleri olarak gösterilebilir. Uygulanmış metalik nesneler X ışınlarının dedektöre ulaşmasını engelleyerek alınan projeksiyon verilerinin bozulmasına, görüntüde parlak ve koyu çizgiler oluşmasına neden olacaktır. Bu da aynı zamanda görüntü kalitesinde bozulma, detaylı değerlendirmede zorlaşma ve aynı zamanda radyoterapi uygulanacak hastalarda planlamada eksiklikler oluşturmaktadır. Metalik bir nesneden X ışınları geçtiğinde saçılma, gürültü, ışın sertleşmesi, foton açlığı gibi farklı fiziksel etkiler ortaya çıkabilmektedir.

Işın sertleşmesi yüksek atom numaralı metalik malzemeler varlığında ortaya çıkmakta olup düşük enerjili fotonların metal tarafından daha kolay emilmesi nedeniyle oluşmaktadır. Ortamda kalan daha yüksek enerjiye sahip olan fotonlar x ışınlarının yönünü değiştirmekte Campton saçılmasına neden olmaktadır. Bu ışın sertleşmesi ve saçılma normalde dedektörde olmayacak alanlara da daha fazla fotonun ulaşmasıyla sonuçlanmaktadır. Bu da metal nesnenin kendisinin beyaz görünmesine metalin zayıflama ekseni hizasında çizgilenmelere ve siyah şeritler oluşmasına yol açmaktadır. Gürültünün de metalik artefakt oluşmasına katkısı bulunmaktadır. BT dedektörleri tarafından algılanan bir Poison dağılımını takip eden foton akışındaki değişiklikler, düşük foton miktarı dedektörde daha yüksek göreceli istatiksel hatalara sebep olabilmektedir. Doğrusal olmayan kısmı hacim (Nonlinear Partial Volume,

NLPV) metal nesnenin projeksiyon kenarını aşması, x ışını akış yönüne dik olarak zayıflama katsayısında farklılık oluşturması ile artefakt oluşumuna neden olmaktadır. Bu Kokhlear implant gibi uygulanmış küçük nesnelerde daha belirgindir (13). Söz konusu artefakt oluşmasını engellemek için kullanılan farklı Metalic Artefact Reduction (MAR) teknikleri ve yaklaşımları mevcuttur.

2.4.3.1. Metalik İmplant Optimizasyonu

Bu yöntemlerden görüntülenecek alanda olan metalik materyallerin çıkartılması veya metal olmayan implant kullanarak ilk aşamada artefakt oluşmasını engellemektir. Ancak metalik materyallerin çıkartılması çoğu zaman mümkün olmadığı için bu yöntem kullanılmasından ziyade görüntüleme sırasında veya sonrasında düzeltme yapılması tercih edilmektedir. Aynı zamanda artefakt oluşturan metal türleri arasında daha az artefakt oluşturan metallerin belirlenmesi diğer bir seçenek olabilmektedir. Paslanmaz çelikten ve titanyumdan yapılmış olan cerrahi klipslerin diğer metallerden yapılmış olanlara kıyasla daha az artefakt oluşturduğu gözlenmiştir (14). Görüntü kalitesini bozmayan artefakt oluşturmayan plastik klipslerin kullanılmasının daha ideal bir yaklaşım olacağı da belirtilmektedir. Titanyumun oluşturduğu artefaktın azaltılması için titanyum çivilere karbon fiber takviyesi sonrasında MRG ve BT görüntülemede daha az artefakt oluştuğu gözlenmiştir (15).

2.4.3.2. BT Parametreleri Değiştirme

X ışın tüp voltajı, tarama düzlemi, kesit kalınlığı, tüp akımı gibi BT parametrelerinin değiştirilmesi dual enerji BT çekimi diğer bir yöntem olarak kullanılmaktadır. X ışını tüp voltajı ve akımını arttırarak görüntülenecek alanda daha fazla foton daha yüksek enerjili foton oluşmasına sebep olunacaktır. Bunun sonucunda ham veri kalitesinde artış artefaktların iyileşmesi görüntü kalitesinde artış sağlanacaktır (16). Aynı zamanda yeniden yapılandırmada kesit kalınlığının azaltılmasının kilo voltajın arttırılması da uygulanmış implantlar düzeyinde oluşan artefaktları azaltmaktadır. X ışını tüp voltajı ve akımının artırılması hastanın alacağı radyasyon miktarını artıracağı için bu önemli bir dezavantaj oluşturmaktadır. Dual

enerji BT çekimi kullanarak ışın sertleşmesi ile oluşan artefaktların azaldığı, komşu yumuşak dokuların değerlendirilmesinin kolaylaştığı, kontrast gürültü oranının azaldığı gözlenmiştir (17).

2.4.3.3. Projeksiyonun Tamamlanması Yöntemleri

Projeksiyon tamamlama yöntemleri MAR tekniklerinin en sık kullanılan ve geliştirilen formudur. Bu yöntemlerden cerrahi klipsler ve anevrizma koilleri sonrası oluşan artefaktları azaltmada segmentasyon tabanlı enterpolasyon yöntemi örnek gösterilebilir (18). Bu yöntem artefaktların %20-40 oranında azaltan bir yaklaşım olduğu gösterilmiştir. Aynı zamanda polinom enterpolasyon yöntemi kemik yapılar komşuluğunda oluşan artefaktları engellemek için kullanılan yöntemlerdendir. Yeniden yansıtma yöntemi çizgisel artefaktları azaltmak için kullanılan yeniden projeksiyona dayalı bir yöntemdir. Bu yöntemde metalik artefakt oluşturabilecek nesneler ve normal anatomik yapılar arasında ayrım yapılarak ham görüntü oluşturulmaktadır. Bu görüntüde metal olarak tanımlanan alanlar ve artefakt bölgeleri yerine yumuşak doku dansitesinde alanlar eklenmektedir. Elde olunan bu önceki görüntü ileriye doğru yeniden yansıtılır enterpolasyon yöntemi kullanılarak projeksiyon verilerinin oluşmasına öncülük eder. Bu algoritma ile elde olunan görüntülerde artefaktlar azaltılır veya yok edilir. Aynı zamanda projeksiyon verilerindeki tutarsızlıklar sonucunda ortaya çıkan ikincil artefaktlarda da azalma gözlenmiştir (19).

2.4.3.4. Görüntü Sonrası İşleme

Daha az kullanılan diğer bir MAR yöntemi görüntü oluştuktan sonra artefaktların azaltılmasını içeren işlem sonrası yöntemlerdir. Artefaktlar oluştuktan sonra uygulandığı için ham veri düzeltme yöntemleri kadar etkili olmamakla birlikte, yeniden yapılandırma ve görüntü sonrası işleme yöntemlerinin birleştirilmesi faydalı olmaktadır. Bu konuda yapılmış olan bir çalışmada kalça protezlerinde oluşan artefaktları projeksiyon tabanlı bir yöntem ile azaltmaktadır (20). Farklı MAR yöntemleri olan basit doğrusal enterpolasyon yöntemi ve yeniden oluşturulmuş projeksiyon yöntemlerinin birlikte kullanılmasına dayanmaktadır. Öncelikle

projeksiyon görüntüsündeki metalin tespiti ve segmentasyonu işlemi gerçekleştirildi. Metalin çıkartılması sonucunda oluşan boşluklar iki boyutlu enterpolasyon yöntemi ile doldurulmuştur. Daha sonrasında düzeltilen verilerin yeniden oluşturulması için ticari bir algoritma kullanılmıştır. Sonuç olarak kalça protezine bağlı oluşmuş artefaktların önemli ölçüde azaldığı, istatiksel olarak görüntü kalitesinde iyileşme olduğu saptanmıştır.

Bu MAR tekniklerinin kullanılması oluşan artefaktları önemli ölçüde azaltmaktadır. Artefakt azaltmak için farklı MAR tekniklerinin birlikte kullanılması ve geliştirilmesi devam etmektedir. Buna rağmen yüksek proton numarasına sahip metal kullanımı, düzensiz ve büyük boyutlarda protez kullanımı, düşük doz BT çekimleri sonucunda artefaktların daha belirgin hale gelmesini tamamen önleyebilecek bir çözüm bulunmamaktadır.

Tek Enerjili Metal Artefakt Azaltma (Single-Energy Metal Artefact Reduction, SEMAR) projeksiyon tabanlı metal artefakt azaltma algoritmalarından biridir. İlk olarak standart filtrelenmiş geri projeksiyon (FBP) ile bir görüntü oluşturulur. Daha sonra metal verileri bir sinogram oluşturmak için ileriye yansıtılır. Sinogramdaki metal veri noktaları enterpolasyonlu değerlerle değiştirilerek yeniden oluşturulur. Elde edilen sinogram, orijinal sinogramla harmanlarak metal artefaktı içermeyen düzeltilmiş görüntü oluşturulur.

2.5. Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Kalitesi

BT görüntülemesi tıbbi radyasyon maruziyetinin en önemli sebeplerinden olup bu da bir sorun oluşturmaktadır. Tanısal değerlendirmenin bozulmaması kaydıyla radyasyon maruziyetinin minimumda tutulması bu açıdan önemli olarak görülmektedir. Tüp akımı, tüp potansiyeli, dönüş süresi gibi tarama parametreleri değiştirilerek doz azaltılması elde edilebilir. Aynı zamanda filtrelenmiş geri projeksiyon, yinelemeli yeniden yapılandırma teknikleri radyasyon dozunu azaltmak için kullanılmaktadır. Görüntü kalitesini etkileyen en önemli faktörlerden biri gürültüdür. Radyolojik görüntüdeki gürültü sinyal gürültü oranı (SNR) ile ölçülmektedir. SNR değerini ne kadar artırırsak görüntüdeki gürültü miktarı o kadar

az olur. Kontrast gürültü oranı (CNR) ise görüntüdeki detayın seçilebilirliği normal doku ve patolojiler arasında kontrast farklılığını ifade etmektedir. Birbirine komşu iki anatomik yapının SNR değerleri arasındaki farkın gürültüye oranı ile hesaplanmaktadır

2.5.1. Adaptif Yinelemeli Doz Azaltma 3D (AIDR 3D)

BT görüntüleri verilerden oluşturulmakta olup bu verilerin diagnostik kalitede görüntüye dönüştürmek için bir yazılım kullanılmaktadır. Bilgisayar hızının yavaş olması nedeniyle ilk dönemlerde filtrelenmiş geri projeksiyon (Filtered Back Projection, FBP) adı verilen bir algoritma tercih edilmiştir. Yeniden yapılandırma veya İterative Rekonstrüksiyon (IR) yöntemi bu dönemde görüntü oluşturması için daha uzun süreye ihtiyaç duyduğundan çok tercih edilmemekteydi. FB'nin ise hem yüksek gürültü hem de yüksek radyasyon dozu oluşturması bir sorun olmaktaydı. Bilgisayarların işlem gücü ve hızının artması sonucunda görüntü kalitesini bozmadan daha düşük radyasyon dozu ile görüntü oluşturmada IR kullanılmaya başlamıştır. Bu algoritma düşük doz, düşük gürültü oranı, yüksek uzaysal çözünürlük ve yüksek kontrast çözünürlüğü olanağı sunmaktadır. IR ilk başlarda kullanıldığında dokularda lekelenme, doku sınırlarında yapay keskinlik oluşması radyologların değerlendirmede zorluk çekmesine sebep olmuştur. Bunun sonucunda FBP görünümünü iyileştirerek gelişmiş yinelemeli yöntemler (Advanced İterative Methods, AIM) bulundu. Her satıcı genel prensip itibariyle aynı işi yapan kendi IR yazılım sürümünü (ASIR, AIDR, SAFIRE, IMR, IRIS ve İNTELLİ IP) oluşturdu. Bunların bazıları FBP görüntüsü oluştuktan sonra IR uygulamakta, bazıları projeksiyon verilerini kullanarak IR uygulamaktadır. IR yazılımını sadece doz azaltmakla kalmaz aynı zamanda metalik artefaktlar ve çizgilenme artefaktını azaltır, kontrast-gürültü oranını artırarak kontrast dozunu azaltmaktadır. Toshiba (Canon) daha kısa süreli yeniden yapılandırma, doz azaltma ve daha iyi görüntü kalitesi sağlamak için 3D işleme algoritması kullanan yinelemeli doz azaltma sistemi geliştirdi. AIDR 3D yeniden yapılandırma verilerinden gürültüyü seçici olarak çıkartmakta, uzaysal çözünürlüğü korumakta ve sinyal-gürültü oranını iyileştirmektedir (21).

3. GEREÇ ve YÖNTEM

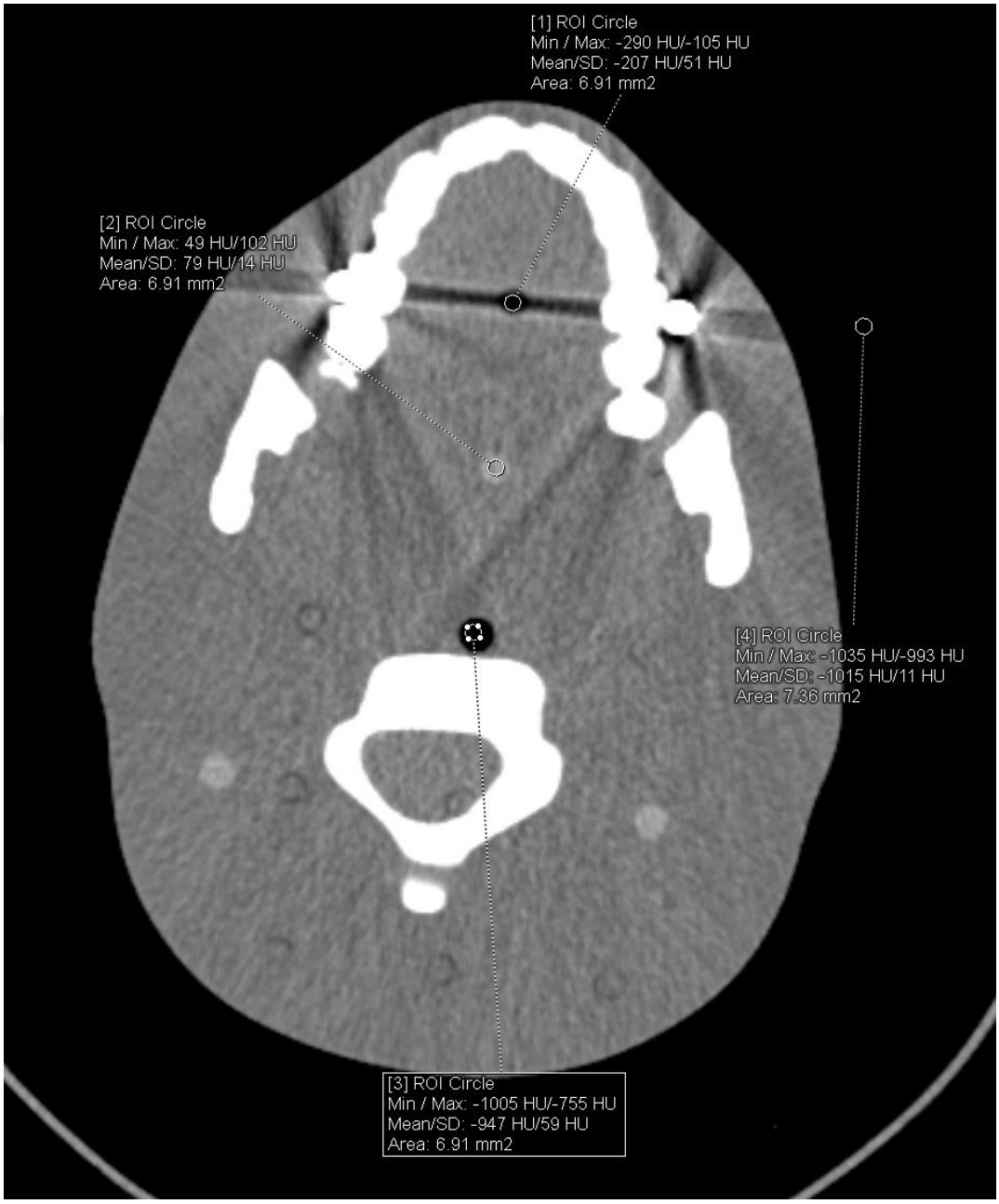
Çalışmamızda insan doku eşdeğeri kranial fantom (ATOM® 701-B anthropomorphic phantom Computerized Imaging Reference Systems Inc. Norfolk, VA) kullanılmış olup fantom haznelerine normal dokuları temsilen yumuşak doku dansitesi, yağ dansitesi ve hava dansitesi, artefakt oluşumu için nazofarenks komşuluğundaki karotis arter segmentlerine koil materyalleri yerleştirilerek nazofarenks BT tetkikleri yapılmıştır. BT protokolü farklı kVp (80,100,120,135) ve mAs (3- 7- 14- 32- 64- 128 mAs) değerlerinde yapılmakta olup 1 mm kesit kalınlığında helikal tarama yöntemi ile AIDR 3D (-) SEMAR (-) olarak yapılmıştır. Her BT çekiminde nazofarenks bölgesi 5 cm'lik alan görüntüsü elde edilmiş olup daha sonra rekonstrüksiyon yapılarak AIDR 3 D (+) SEMAR (+) görüntüleri oluşturuldu. Elde olunan görüntülerin ''European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography' kriterlerine göre 5 puan üzerinden gürültü, artefakt ve anatomik detayların seçilebilirliği her iki gözlemci tarafından ayrı ayrı değerlendirildi. Değerlendirmede 5 puan mükemmel, 4 puan iyi, 3 puan orta diagnostik kalitede, 2 puan düşük kalitede ve 1 puan non-diagnostik kalitede olarak kabul edilmiştir. İki gözlemcinin ortalama olarak ≥3 üzerinde değerlendirdiği görüntüler nitelikli olarak kabul edilmiştir. Ayrıca yağ, yumuşak doku ve hava dansitelerinin Hounsfield Unit değerleri İlgi alanı (Region Of İnterest, ROI) iki farklı gözlemci tarafından kör olarak ölçülmüştür. İki gözlemcinin değerlerinin ortalaması alınarak nihai puanlama yapılmıştır. Elde edilen nazofarengeal farklı dansite alanlarının sinyal gürültü oranı (SNR), kontrast gürültü oranı (CNR) matematiksel formüllerle aşağıdaki gibi hesaplandı.

$$SNR = \frac{SI(ROIa)}{SD(ROIa)}$$

$$CNR = \frac{ROI(fantom) - ROI(hava)}{\sqrt{\frac{1}{2}(SD(fantom)^2 + SD(hava)^2)}}$$

SNR değeri Sinyal İntensitesinin (SI) Standart Sapmaya (SD) oranı olarak hesaplandı. CNR ise ölçüm yapılmış olan yer ile hava dansitesi ilgi alanı ROİ'lerinin

çıkarımı ve standart sapmalarının karelerinin toplamının yarısının karekökü olarak hesaplandı.



Şekil 2. Örnek 1. ROİ ölçümleri

3.1. İstatistiksel Değerlendirme

Verilerin normalitesine Kolmogorov Smirnov testi ile bakıldı. AIDR ve SEMAR (+), AIDR ve SEMAR (-) verilerinin karşılaştırılması Mann-Whitney U testi ile yapıldı. SNR, CNR ve subjektif değerlendirme verilerin korelasyon değerlendirmesi Spearman's korelasyon testiyle yapıldı. İstatiksel analiz değerlendirmesi MedCalc (trial version 20 Mariakerke, Belgium) kullanılarak yapıldı. $P<0,05$ olanlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4. BULGULAR

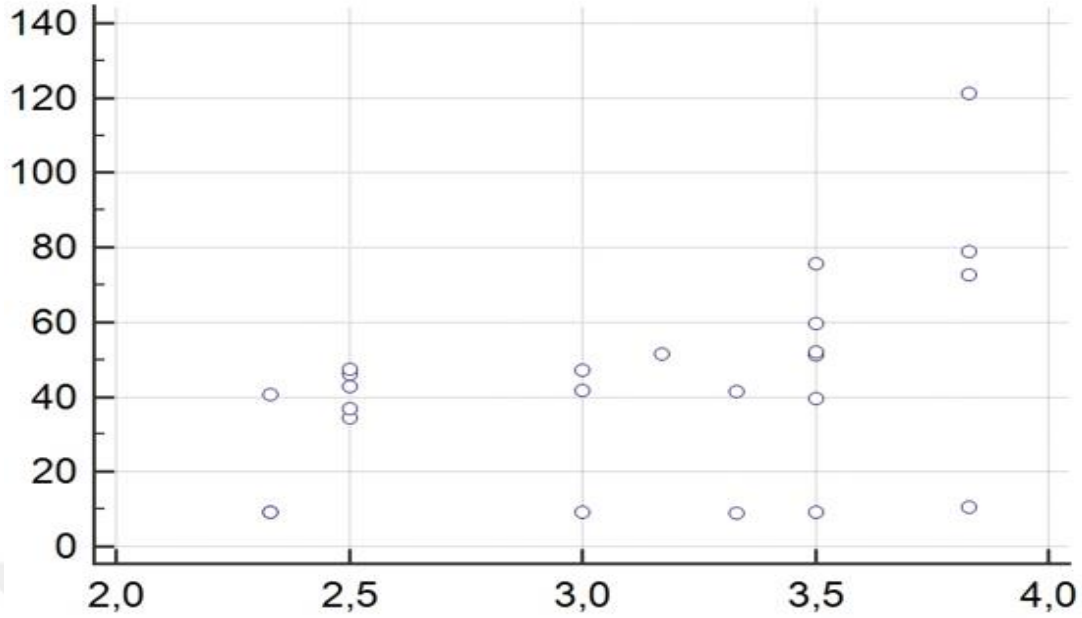
AIDR (-) ve SEMAR (-) durumlarda yağ SNR 0,8996±4,9015, yumuşak doku dansitesi SNR 4,3217 ± 2,7138, subjektif değerlendirme 1,7008 ± 0,3490, AIDR (+) ve SEMAR (+) durumlarda yağ SNR -6,7908±3,7125, yumuşak doku dansitesi SNR 7,9387 ± 2,6235, subjektif değerlendirme 3,1100 ± 0,5441 olarak değerlendirildi.

AIDR (-) ve SEMAR (-) durumlarda yağ CNR 18,6778±21,3006, yumuşak doku dansitesi CNR 36,1443 ± 27,0927, AIDR (+) ve SEMAR (+) durumlarda yağ CNR 43,2665±27,0076, yumuşak doku dansitesi CNR 71,7703 ± 28,2387 olarak ölçülmüştür.

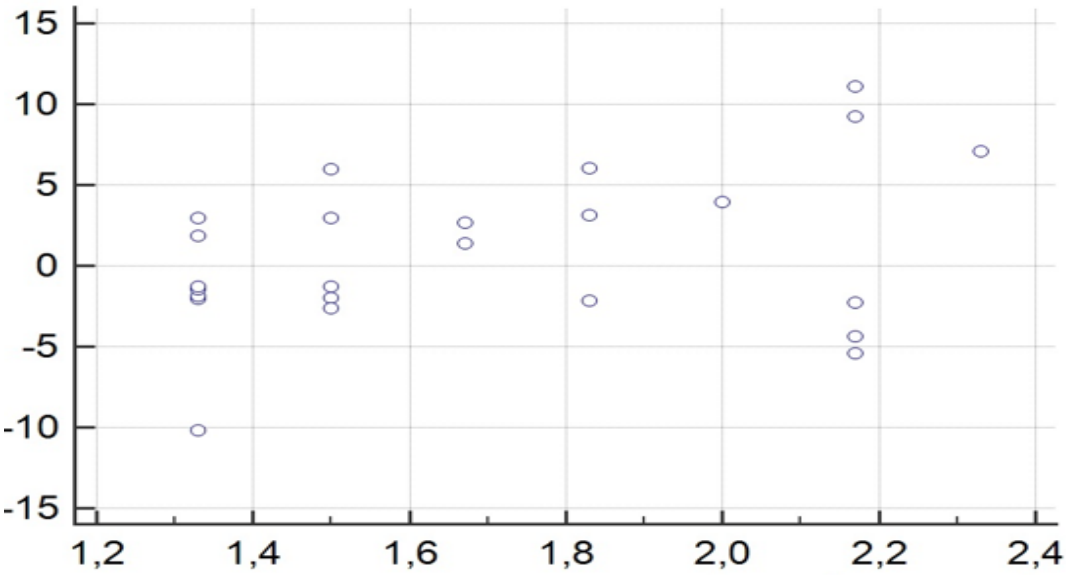
Subjektif değerlendirme verilerinin CNR değerleri ile korelasyonunda AIDR (-) ve SEMAR (-) çekimlerde yumuşak doku dansitesi CNR; P=0,0001 r= 0,701, yağ CNR; P=0,0006 r= 0,651, AIDR (+) ve SEMAR (+) çekimlerde yumuşak doku dansitesi CNR; P=0,0003 r= 0,679, yağ CNR; P=0,0099 r= 0,516 olarak değerlendirildi.

Subjektif değerlendirme verilerinin SNR değerleri ile korelasyonunda AIDR (-) ve SEMAR (-) durumlarda yumuşak doku dansitesi SNR; P=0,0010 r= 0,628, yağ SNR; P=0,2123 r= 0,264, AIDR (+) ve SEMAR (+) çekimlerde yumuşak doku dansitesi SNR; P=0,0060 r= 0,544, yağ SNR; P=0,0148 r=-0,491 olarak saptanmıştır.

Subjektif değerlendirme AIDR ve SEMAR açık ve kapalı gruplarda SNR ve CNR değerleri ile anlamlı korelasyon göstermektedir. Fakat, AIDR (-) ve SEMAR (-) grupta daha yüksek korelasyon kuvveti göstermektedir. Çünkü AIDR ve SEMAR görüntü kalitesinde optimal düzeyde değerlendirme sağladığından SNR ve CNR değerinin artışı kapalı grupta daha etkin değerlendirme sağlamaktadır.

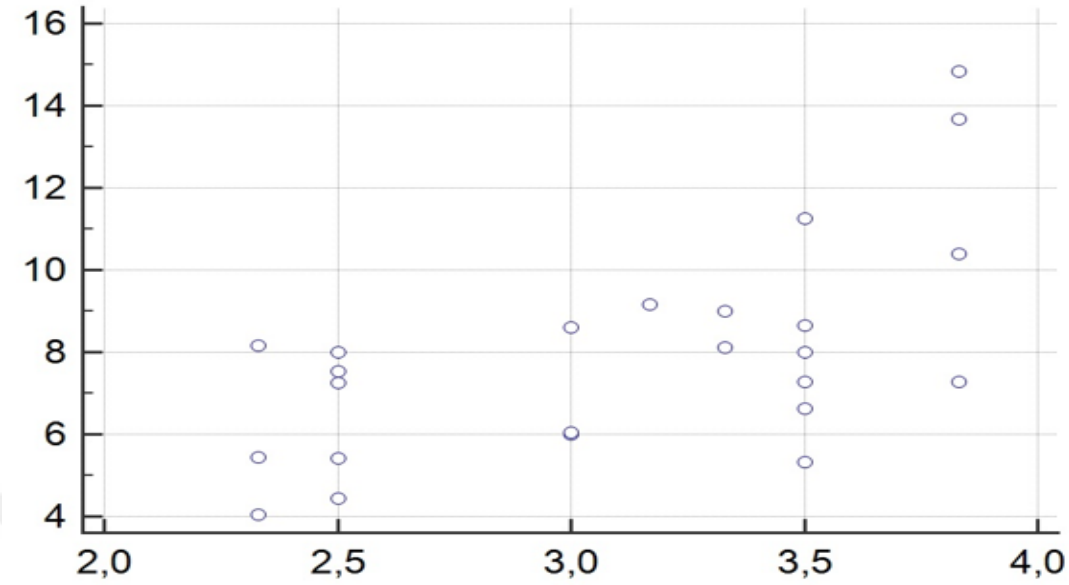


Şekil 3. AIDR (+) ve SEMAR (+) grupta yağ CNR değerinin subjektif değerle korelasyonu.

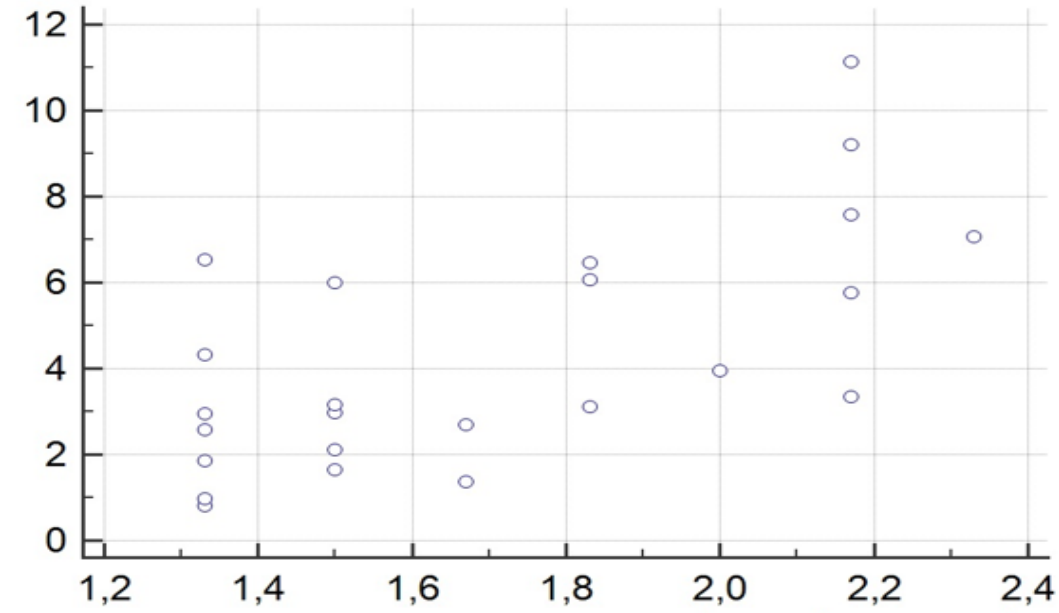


Şekil 4. AIDR (-) SEMAR (-) grupta yağ SNR değerinin subjektif değerlendirme ile korelasyonu

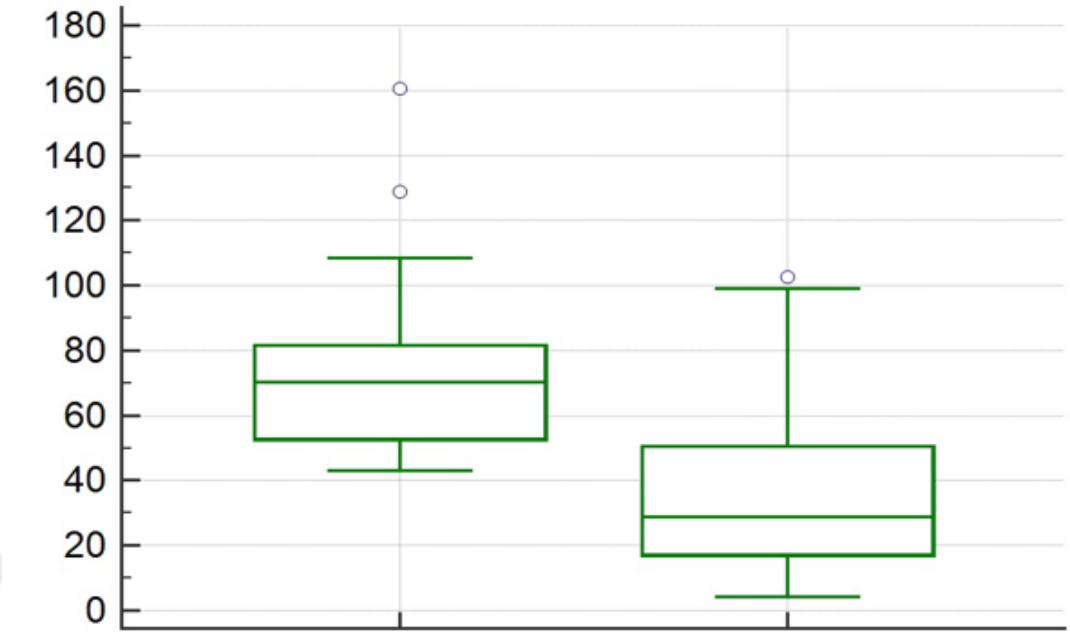
AIDR ve SEMAR açık ve kapalı gruplar arasındaki istatiksel analiz değerlendirilmesinde yağ SNR P <0,0001, yumuşak doku dansitesi SNR P = 0,0001, yağ CNR P = 0,0001, yumuşak doku dansitesi CNR P <0,0001, subjektif değerlendirme P <0,0001 olarak saptanmıştır.



Şekil 5. AIDR (+) SEMAR (+) yumuşak doku dansitesi SNR subjektif değerlendirme.



Şekil 6. AIDR (-) SEMAR (-) yumuşak doku dansitesi SNR subjektif değerlendirme.



Şekil 7. AIDR (+) SEMAR (+) ve AIDR (-) SEMAR (-) yumuşak doku CNR değeri karşılaştırma

AIDR ve SEMAR tekniğinin açık olması yumuşak doku dansitesinde SNR ve CNR değerinde, yağda ise CNR değerinde anlamlı yükselmeye neden olurken, yağ SNR değerinde anlamlı düşüşe neden oldu. Ayrıca AIDR ve SEMAR tekniğinin birlikte kullanımı kapalı duruma göre subjektif değerlendirmede anlamlı artışa neden oldu. Bu veriler AIDR ve SEMAR tekniğinin görüntü kalitesinde artışa neden olduğunu göstermektedir.

AIDR (-) ve SEMAR (-), AIDR (+) ve SEMAR (+) çekimlerde çekim parametreleri, subjektif değerlendirme verileri azalma sırasına göre aşağıdaki tablolarda gösterilmiştir.

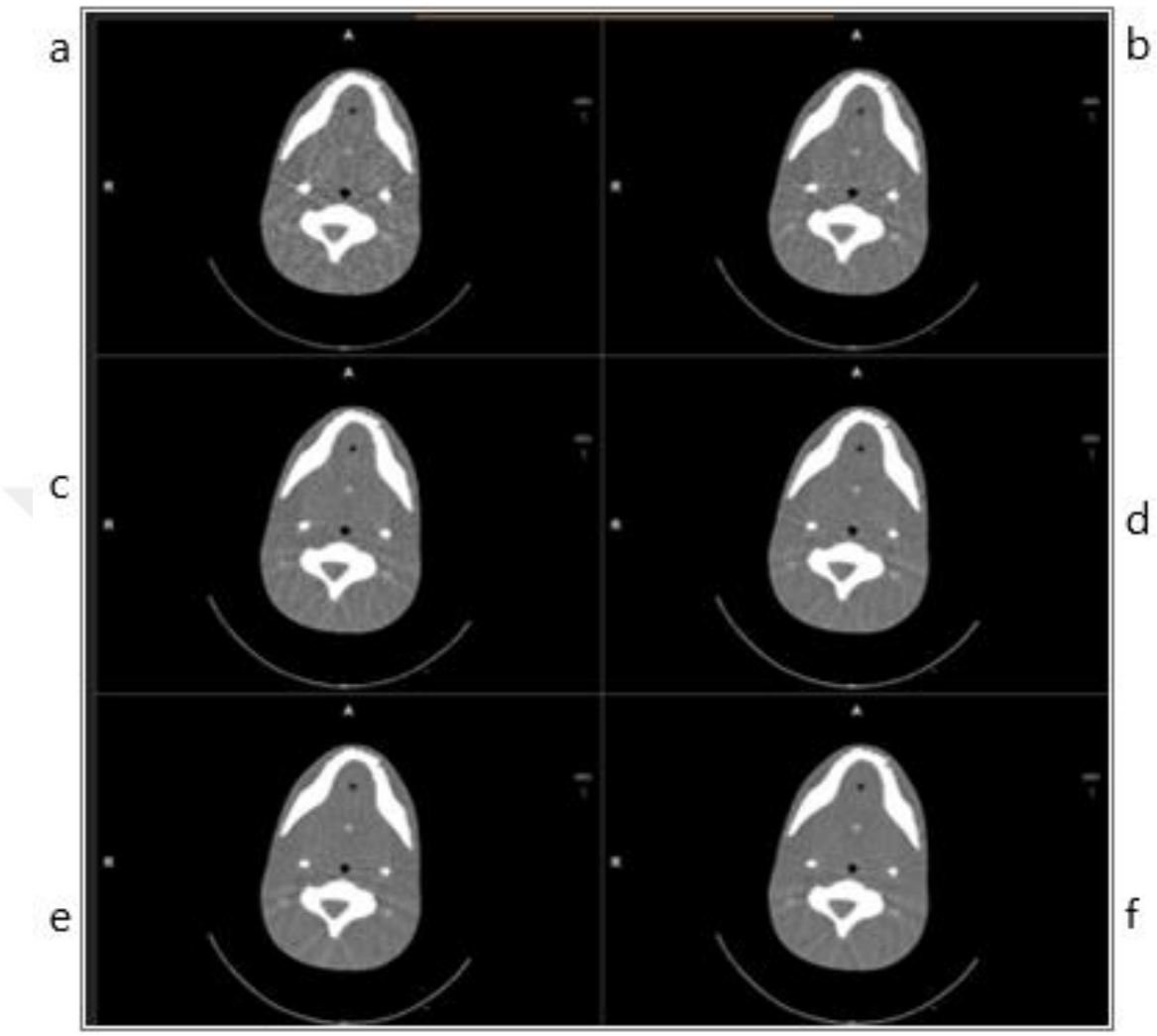
Tablo 1. AIDR (-) ve SEMAR (-) çekim verileri.

Tüp voltajı (kVp)	Tüp akımı (mAs)	CTDI Vol (mGy)	Dose Lenght Product (DLP)	Ortalama subjektif değerlendirme
135	129	57,3	286,5	4,17
135	64	26,9	134,5	3,5
120	129	43,3	216,5	3,33
135	32	13,5	67,5	3,33
120	64	20,4	102	3
100	129	26,4	132	2,87
120	32	10,2	51	2,5
135	14	5,9	29,5	2,5
80	64	7	35	2,17
80	129	14,1	70,5	2,17
100	64	13,1	65,5	2,17
120	14	4,5	22,5	2,17
135	7	2,9	14,5	2,17
100	32	6,5	32,5	1,83
135	3	1,5	7,5	1,67
80	14	1,5	7,5	1,5
80	32	3,5	17,5	1,5
100	14	2,9	14,5	1,5
120	7	2,2	11	1,5
80	3	0,4	2	1,33
80	7	0,8	4	1,33
100	3	0,7	3,5	1,33
100	7	1,4	7	1,33
120	3	1,1	5,5	1,33

Tablo 2. AIDR (+) ve SEMAR (+) çekim verileri.

Tüp voltajı (kVp)	Tüp akımı (mAs)	CTDI Vol (mGy)	Dose Lenght Product (DLP) (mGycm)	Ortalama subjektif değerlendirme
120	129	43,3	216,5	5
135	129	57,3	286,5	5
135	64	26,9	134,5	4,83
100	129	26,4	132	4,67
120	64	20,4	102	4,67
80	129	14,1	70,5	4,5
100	64	13,1	65,5	4,17
120	32	10,2	51	4,17
135	14	5,9	29,5	4,17
135	32	13,5	67,5	4,17
80	64	7	35	3,83
100	32	6,5	32,5	3,83
80	32	3,5	17,5	3,5
120	14	4,5	22,5	3,5
135	7	2,9	14,5	3,5
100	14	2,9	14,5	3,17
80	14	1,5	7,5	2,67
120	7	2,2	11	2,67
135	3	1,5	7,5	2,67
80	7	0,8	4	2,5
100	3	0,7	3,5	2,5
100	7	1,4	7	2,5
120	3	1,1	5,5	2,33
80	3	0,4	2	2,17

AIDR (-) ve SEMAR (-) çekimlerde 3 ve üzeri subjektif değerlendirmeye sahip görüntü elde etmek için 67,5 mGycm doz gerekirken AIDR (+) ve SEMAR (+) olduğu çekimlerde aynı kalitede görüntü elde etmek için 14,5 mGycm doz yeterli olmaktadır. Bu da AIDR ve SEMAR açılarak aynı kalitede görüntü oluşturmak için %78,52 daha az doz kullanılabileceğini gösterebilmektedir. AIDR (+) ve SEMAR (+) olması istatiksel olarak anlamlı doz azalmasını ve aynı dozda istatiksel olarak anlamlı görüntü kalitesi artışı sağlamaktadır ($p<0.001$ ve $P<0.001$).



Şekil 8. Örnek 2: Yukarıdaki fotoğrafta 100 kVp değerinde sırasıyla soldan sağa (a-b-c-d-e-f) 3-7-14-32-64-129 mAs değerlerinde çekimler gösterilmiştir.

AIDR (+) ve SEMAR (+) olarak 100 kVp 14 mAs değerlerinde yağ ve yumuşak doku dansitesinin subjektif değerlendirilmesi optimal kabul edilebilir görüntü kalitesinde saptanmıştır. Bu değerlerde hastanın almış olduğu radyasyon miktarı (DLP değeri) en az olup 14.50 mGy.cm olarak ölçülmüştür.

5. TARTIŞMA

Nazofarengeal düzeydeki patolojilerin değerlendirilmesi geçirilmiş işlemler nedeniyle uygulanmış olan metalik materyallerden kaynaklanan artefaktlar nedeniyle optimal yapılamamaktadır. Bu düzeydeki metalik artefaktların azaltılması anatomik detayın ve patolojilerin daha görülebilir olması amacıyla SEMAR tekniği kullanılmaktadır. Bunun sonucunda metalik artefaktlar tamamen yok olmasa bile dokuların değerlendirilmesi daha kolay yapılabilmektedir. Aynı zamanda BT kullanımı maruz kalınan radyasyon dozu hassas dokularda özellikle lens ve tiroid glandına zarar vermektedir. Yapılan çalışmalarda medikal radyasyonun özellikle lösemi ve tiroid kanseri oranında artışa sebep olduğu gösterilmiştir (22). Bunun için tanısal kapasitesinde bir azalma olmadan çekimlerde uygulanan radyasyon dozu azaltılması geniş ilgi çekmektedir. Bunun için farklı teknikler kullanılmaktadır. Kullanılan tekniklerde görüntü kalitesinde bozulma olmadan uygulanan radyasyon doz miktarının azaltılması hedeflenmektedir. Bu çalışmamızda gördük ki, nazofarengeal alanın değerlendirilmesinde AIDR ve SEMAR tekniğinin birlikte kullanımı görüntü kalitesini artıran tekniklerden olup metalik artefaktı azaltma ve görüntü kalitesinin artışına binaen rutin BT çekim parametreleri ile karşılaştırıldığında radyasyon dozunu da azaltmaktadır. AIDR ve SEMAR tekniğinin ayrı ayrılıkta görüntü kalitesi üzerine etkisini gösteren çalışmalar literatürde bulunmakta olup birlikte kullanıldığı çalışmalar bulunamamıştır. Bu yönüyle çalışmamızın literatürde ilklerden olduğunu düşünmekteyiz.

Daniel T. ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada tekrarlayan baş boyun kanserlerinin saptanmasında SEMAR tekniğinin kullanılmasının faydaları gösterilmiştir. Yapılan çalışmada retrospektif olarak değerlendirilmiş olan hastaların görüntüleri SEMAR tekniği ile yeniden oluşturularak tümör saptanabilirliği tekrar değerlendirilmiştir. Standart BT ile karşılaştırıldığında özellikle tekrarlayan baş boyun tümörlerinin SEMAR kullanılmasının artefakt azaltmada ve görüntü gürültüsünün azaltılmasında etkin olduğu gözlenmiş olup görüntü değerlendirilmesinde iyileşme sağlandığı gözlenmiştir (23). Bizim çalışmamızda da benzer sonuçlar saptanmış olup SEMAR tekniği kullanılması sonucunda görüntü gürültüsünde azalma farklı dansiteler arasında seçilebilirliğin artması gözlenmiştir.

D.Prell ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada anevrizma tedavisinde uygulanmış olan klips materyalleri, endovaskuler stent sonrasında oluşan artefaktların azaltılması amaçlanmıştır. Bu çalışmada komşu beyin parankiminde erken evrede oluşabilecek hematom ve benzeri patolojilerin değerlendirilmesinde SEMAR tekniği kullanılması sonrasında görüntü kalitesindeki değişiklik değerlendirilmiştir. Artefakt komşuluğundaki oluşan hematomun SEMAR tekniği uygulandıktan sonra elde edilen görüntülerde daha net bir şekilde görüldüğü vurgulanmıştır. Aynı zamanda görüntü ayrıntılarını engelleyen metalik artefaktların minimuma indiği rutin takiplerde geçiş alanlarının değerlendirilmesinin daha kolay olduğu saptanmıştır (24). Fantom üzerinde yapmış olduğumuz çalışmamızda da yüksek dansiteli alanların SEMAR tekniği uygulandıktan sonra seçilebilirliği artmıştır. Bu anlamda artefaktların azaltılması görüntü alanındaki dansite artışının tespitinin sağlanmasında etkili olup görüntü kalitesi açısından bu çalışma ile benzer sonuçlar elde edilmiştir.

Peter B. ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada Iterative Reconstruction (IR) tekniği uygulamadan önce ve sonra 15.000 BT görüntüsü değerlendirilmiştir. Bu çalışmada IR algoritması uygulanması sonucunda klinik rutinde alınan radyasyon dozunun önemli düzeyde azaldığı, doz tasarrufu sağlandığını göstermiştir (25). Bizim çalışmamızda da AIDR ve SEMAR tekniğinin uygulanması rutin nazofarenks protokol BT çekim dozları ile kıyaslandığında radyasyon maruziyetini azalttığı gözlenmiştir. Aynı zamanda yağ dansitesi ve yumuşak doku dansitesi değerlendirilmesinde yani görüntü kalitesinde artış olduğu saptanmıştır. Roberto S. ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada koroner BT değerlendirilmesinde AIDR kullanılmasının görüntü gürültüsünde %50 oranında azalma bunun sonucunda %65 oranında doz azaldığı gözlenmiştir. AIDR uygulanması sonucunda görüntü kalitesinde herhangi bozulma olmayıp alışılmış olan koroner BT görüntü kalitesi korunmuştur (26). Tsuneo Y. ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada AIDR kullanılmasının toraks BT'de farklı mAs değerlerinde yapılan çekimlerde görüntü kalitesini bozmadan radyasyon maruziyetini %50 oranında azalttığı gözlenmiştir. AIDR kullanılmasının hem mediasten hem de akciğer parankim değerlendirilmesinde AIDR kapalı görüntülere kıyasla daha üstün olduğu saptanmıştır (27). Biz çalışmamızda AIDR tekniğini tek başına kullanmadık ancak benzer oranda doz azalttığını düşünüyoruz. Bizim

çalışmamızda yaklaşık %78 doz azalması mevcut olup bu da AIDR kullanılmasına ek olarak SEMAR kullanılmasının da doz azalmaya katkısı olduğu göstermektedir. Bu katkı da yukarıdaki çalışmalar baz alındığında tahmini olarak %13-28 oranındadır.

Çalışmamızda bulunan kısıtlayıcı faktörlerden fantom üzerinde yapılmış olması gösterilebilir. Gerçek hasta grupları üzerinde yapılacak çalışmalar ile bu tekniklerin daha detaylı değerlendirilmesi gerekmektedir.

6. SONUÇ

Çalışmamızda, uygulanmış metalik materyallere bağlı oluşan artefaktları azaltmak, görüntü kalitesini iyileştirmek, radyasyon dozunu azaltmak için AIDR 3D ve SEMAR tekniklerinin birlikte kullanılması değerlendirilmiştir. SEMAR tekniğinin uygulanması özellikle artefaktlara bağlı oluşan görüntü kalitesinin bozulması durumlarında kullanılabilir bir yöntem olarak karşımıza çıkmaktadır. AIDR 3D ve SEMAR tekniklerinin birlikte kullanımı nazofarengeal alanda görüntü kalitesinin belirgin artırarak radyasyon dozunun azaltılmasını sağlayan önemli tekniklerdir.

KAYNAKLAR

1. Yu MC, Yuan JM. Epidemiology of nasopharyngeal carcinoma. Semin Cancer Biol. 2002;12(6):421-9.
2. Eloy P, Watelet JB, Hatert AS, Bertrand B. Thornwaldt's cyst and surgery with powered instrumentation. B-ENT. 2006;2(3):135-9.
3. Makhasana JA, Kulkarni MA, Vaze S, Shroff AS. Juvenile nasopharyngeal angiofibroma. J Oral Maxillofac Pathol. 2016;20(2):330.
4. Tsao SW, Tsang CM, Lo KW. Epstein-Barr virus infection and nasopharyngeal carcinoma. Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci. 2017;372(1732).
5. Jicman Stan D, Niculet E, Lungu M, Onisor C, Rebegea L, Vesa D, et al. Nasopharyngeal carcinoma: A new synthesis of literature data (Review). Exp Ther Med. 2022;23(2):136.
6. Guo R, Mao YP, Tang LL, Chen L, Sun Y, Ma J. The evolution of nasopharyngeal carcinoma staging. Br J Radiol. 2019;92(1102):20190244.
7. Kalender WA. X-ray computed tomography. Phys Med Biol. 2006;51(13):R29-43.
8. Seeram E. Computed Tomography: Physical Principles and Recent Technical Advances. J Med Imaging Radiat Sci. 2010;41(2):87-109.
9. Nagarajappa AK, Dwivedi N, Tiwari R. Artifacts: The downturn of CBCT image. J Int Soc Prev Community Dent. 2015;5(6):440-5.
10. Xue Z, Antani S, Long LR, Demner-Fushman D, Thoma GR. Window classification of brain CT images in biomedical articles. AMIA Annu Symp Proc. 2012;2012:1023-9.
11. Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT: recognition and avoidance. Radiographics. 2004;24(6):1679-91.
12. Mori I, Machida Y, Osanai M, Iinuma K. Photon starvation artifacts of X-ray CT: their true cause and a solution. Radiol Phys Technol. 2013;6(1):130-41.
13. Stayman JW, Dang H, Otake Y, Zbijewski W, Noble J, Dawant B, et al. Overcoming Nonlinear Partial Volume Effects in Known-Component Reconstruction of Cochlear Implants. Proc SPIE Int Soc Opt Eng. 2013;8668:86681L.

14. Weese JL, Rosenthal MS, Gould H. Avoidance of artifacts on computerized tomograms by selection of appropriate surgical clips. Am J Surg. 1984;147(5):684-7.
15. Zimel MN, Hwang S, Riedel ER, Healey JH. Carbon fiber intramedullary nails reduce artifact in postoperative advanced imaging. Skeletal Radiol. 2015;44(9):1317-25.
16. Lee IS, Kim HJ, Choi BK, Jeong YJ, Lee TH, Moon TY, et al. A pragmatic protocol for reduction in the metal artifact and radiation dose in multislice computed tomography of the spine: cadaveric evaluation after cervical pedicle screw placement. J Comput Assist Tomogr. 2007;31(4):635-41.
17. Lewis M, Reid K, Toms AP. Reducing the effects of metal artefact using high keV monoenergetic reconstruction of dual energy CT (DECT) in hip replacements. Skeletal Radiol. 2013;42(2):275-82.
18. Yu H, Zeng K, Bharkhada DK, Wang G, Madsen MT, Saba O, et al. A segmentation-based method for metal artifact reduction. Acad Radiol. 2007;14(4):495-504.
19. Karimi S, Cosman P, Wald C, Martz H. Segmentation of artifacts and anatomy in CT metal artifact reduction. Med Phys. 2012;39(10):5857-68.
20. Yu L, Li H, Mueller J, Kofler JM, Liu X, Primak AN, et al. Metal artifact reduction from reformatted projections for hip prostheses in multislice helical computed tomography: techniques and initial clinical results. Invest Radiol. 2009;44(11):691-6.
21. Ohno Y, Takenaka D, Kanda T, Yoshikawa T, Matsumoto S, Sugihara N, et al. Adaptive iterative dose reduction using 3D processing for reduced- and low-dose pulmonary CT: comparison with standard-dose CT for image noise reduction and radiological findings. AJR Am J Roentgenol. 2012;199(4):W477-85.
22. Shao YH, Tsai K, Kim S, Wu YJ, Demissie K. Exposure to Tomographic Scans and Cancer Risks. JNCI Cancer Spectr. 2020;4(1):pkz072.
23. Troeltzsch D, Shnayien S, Heiland M, Kreutzer K, Raguse JD, Hamm B, et al. Detectability of Head and Neck Cancer via New Computed Tomography Reconstruction Tools including Iterative Reconstruction and Metal Artifact Reduction. Diagnostics (Basel). 2021;11(11).

24. Prell D, Kyriakou Y, Struffert T, Dorfler A, Kalender WA. Metal artifact reduction for clipping and coiling in interventional C-arm CT. AJNR Am J Neuroradiol. 2010;31(4):634-9.
25. Noel PB, Renger B, Fiebich M, Munzel D, Fingerle AA, Rummeny EJ, et al. Does iterative reconstruction lower CT radiation dose: evaluation of 15,000 examinations. PLoS One. 2013;8(11):e81141.
26. Sasdelli Neto R, Nomura CH, Macedo AC, Bianco DP, Kay FU, Szarf G, et al. Coronary computed tomography angiography with 320-row detector and using the AIDR-3D: initial experience. Einstein (Sao Paulo). 2013;11(3):400-4.
27. Yamashiro T, Miyara T, Honda O, Kamiya H, Murata K, Ohno Y, et al. Adaptive Iterative Dose Reduction Using Three Dimensional Processing (AIDR3D) improves chest CT image quality and reduces radiation exposure. PLoS One. 2014;9(8):e105735.