

T.C.
Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi
Radyoloji Anabilim Dalı

**PARANAZAL BT GÖRÜNTÜLEMEDE
SEMAR VE AIDR TEKNİKLERİNİN
KULLANIMININ RADYASYON DOZU VE
GÖRÜNTÜ KALİTESİ İLİŞKİSİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dr. Şeyma Nur ALTINOK

UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Adem KARAMAN

ERZURUM-2023

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER	i
TABLOLAR DİZİNİ	iii
ŞEKİLLER DİZİNİ	iv
KISALTMALAR DİZİNİ	vi
ÖNSÖZ.....	vii
TEŞEKKÜR	viii
ÖZET.....	ix
ABSTRACT	xi
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Paranasal Sinüsler	3
2.1.1. Embriyoloji.....	3
2.1.2. Anatomi	4
2.1.2.1. Maksiller Sinüsler.....	4
2.1.2.2. Etmoid Sinüsler	4
2.1.2.3. Sfenoid Sinüsler.....	4
2.1.2.4. Frontal Sinüsler.....	5
2.1.2.5. Paranasal Sinüslere Ait Bazı Varyasyonlar	5
2.1.2.5.1. Onodi Hücresi	5
2.1.2.5.2. Agger-Nasi Hücresi	5
2.1.2.5.3. Haller Hücresi	5
2.1.2.5.4. Konka Bullosa.....	5
2.1.2.5.5. Unsinat Bulla	6
2.1.2.6. Bazı Önemli Anatomik Yapılar	6
2.1.2.6.1. Osteomeatal Ünite.....	6
2.1.2.6.2. Nazal Kavite	6
2.1.2.6.3. Lateral Nazal Duvar.....	7
2.1.2.6.4. İnfratemporal ve Pterigopalatin Fossalar	7
2.1.2.6.5. Hipofizer Fossa	8
2.1.3. Paranasal Sinüslerde Görüntüleme.....	8
2.1.3.1. Radyografiler	8

2.1.3.1.1. Waters Grafisi	8
2.1.3.1.2. Caldwell Grafisi	8
2.1.3.1.3. Lateral Sinüs Grafisi	9
2.1.3.1.4. Submentoverteks Grafi	9
2.1.3.2. Bilgisayarlı Tomografi.....	9
2.1.3.3. Manyetik Rezonans Görüntüleme	10
2.2. BT	11
2.2.1. Jeneratör	12
2.2.2. Tarama Ünitesi	12
2.2.3. Hasta Masası.....	13
2.2.4. Görüntü İşleyicisi	14
2.3. BT Artefaktları	15
2.3.1. Foton Açlığı.....	15
2.3.2. Işın Sertleşmesi.....	15
2.4. SEMAR	16
2.5. AIDR 3D	17
2.6. Radyasyon Dozu Hesabı	19
2.6.1. Volume CT Dose Index (Hacim BT doz indeksi, CTDIvol)	19
2.6.2. Dose-Length Product (Doz-Uzunluk Ürünü, DLP).....	19
2.6.3. Effective Dose (Efektif Doz, ED)	19
3. GEREÇ VE YÖNTEMLER.....	21
3.1. Görüntüleme.....	21
3.2. Nesnel Değerlendirme	22
3.3. Öznel Değerlendirme	23
3.4. Radyasyon Dozu Hesabı	26
3.5. Kullanılan İstatistiksel Yöntemler.....	26
4. BULGULAR	28
5. TARTIŞMA	41
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	46
KAYNAKLAR	47

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 2. Lokalizasyonlara Göre Nesnel Değerlendirme Sonuçları.....	29
Tablo 3. Öznel Değerlendirmede Wilcoxon Testi ile Yöntemler Öncesi-Sonrası Puan Ortalamalarının Farkının İncelenmesi	30
Tablo 4. Öznel Verilerde Yöntemler Öncesi-Sonrası Değerlendirmeler Arasındaki Farkın Anlamlılığının McNemar Testi ile İncelenmesi.....	30
Tablo 5. Öznel Değerlendirmede Gözlemciler Arası Uyumun Kappa Testi ile İncelenmesi.....	30
Tablo 6. Her İki Gözlemcinin Öznel Puanları ve Çekimlere Ait Doz Değerleri ve Cihazımızın Presetine Ait Parametreler	31

ŞEKİLLER DİZİNİ

- Şekil 1.** Yapılan ölçümlere ait örnek görüntü. Soldan sağa doğru sırası ile mukoza(1), yağ(2), yumuşak doku(3), iç hava(4) ve dış hava(5) dansitelerine ait örnek ölçümler gösterilmektedir..... 23
- Şekil 2.** Yumuşak doku penceresinde her iki gözlemciden en düşük öznel puanı alan örnek görüntü, SEMAR ve AIDR 3D yöntemleri kapalıyken 80 kVp ve 3 mAs parametreleri kullanıldı, gözlemcilerin puan ortalamaları sırasıyla 1,33 ve 1,67 olarak kaydedildi..... 25
- Şekil 3.** Yumuşak doku penceresinde her iki gözlemciden değerlendirmeye uygun puan alan en düşük radyasyon dozuna sahip görüntü, SEMAR ve AIDR 3D yöntemleri açıkken 100 kVp ve 3 mAs parametreleri kullanıldı, gözlemcilerin puan ortalamaları sırasıyla 3,33 ve 3,67 olarak kaydedildi. . 26
- Şekil 4.** Mukozaya ait SNR ve CNR değerleri ile öznel puanların korelasyonu sunulmaktadır. Üstteki grafikte SEMAR ve AIDR 3D mevcut değilken alttaki grafikte ise her iki yöntem mevcutken elde olunan veriler sunulmuştur..... 32
- Şekil 5.** Yumuşak dokuya ait SNR ve CNR değerleri ile öznel puanların korelasyonu sunulmaktadır. Üstteki grafikte SEMAR ve AIDR 3D mevcut değilken alttaki grafikte ise her iki yöntem mevcutken elde olunan veriler sunulmuştur..... 33
- Şekil 6.** Yağ dokuya ait SNR ve CNR değerleri ile öznel puanların korelasyonu sunulmaktadır. Üstteki grafikte SEMAR ve AIDR 3D mevcut değilken alttaki grafikte ise her iki yöntem mevcutken elde olunan veriler sunulmuştur..... 34
- Şekil 7.** Paranasal havaya ait SNR ve CNR değerleri ile öznel puanların korelasyonu sunulmaktadır. Üstteki grafikte SEMAR ve AIDR 3D mevcut değilken alttaki grafikte ise her iki yöntem mevcutken elde olunan veriler sunulmuştur. 35

Şekil 8. Dış havaya ait SNR değerleri ile öznel puanların korelasyonu sunulmaktadır. Üstteki grafikte SEMAR ve AIDR 3D mevcut değilken alttaki grafikte ise her iki yöntem mevcutken elde olunan veriler sunulmuştur.	36
Şekil 9. 80 kVp'de sırasıyla farklı mAs değerlerinde SEMAR ve AIDR 3D kapalı iken gerçekleştirilen çekimler	37
Şekil 10. 80 kVp'de sırasıyla farklı mAs değerlerinde SEMAR ve AIDR 3D açık iken gerçekleştirilen çekimler.....	37
Şekil 11. 100 kVp'de sırasıyla farklı mAs değerlerinde SEMAR ve AIDR 3D kapalı iken gerçekleştirilen çekimler	38
Şekil 12. 100 kVp'de sırasıyla farklı mAs değerlerinde SEMAR ve AIDR 3D açık iken gerçekleştirilen çekimler.....	38
Şekil 13. 120 kVp'de sırasıyla farklı mAs değerlerinde SEMAR ve AIDR 3D kapalı iken gerçekleştirilen çekimler	39
Şekil 14. 120 kVp'de sırasıyla farklı mAs değerlerinde SEMAR ve AIDR 3D açık iken gerçekleştirilen çekimler.....	39
Şekil 15. 135 kVp'de sırasıyla farklı mAs değerlerinde SEMAR ve AIDR 3D kapalı iken gerçekleştirilen çekimler	40
Şekil 16. 135 kVp'de sırasıyla farklı mAs değerlerinde SEMAR ve AIDR 3D açık iken gerçekleştirilen çekimler	40

KISALTMALAR DİZİNİ

AAPM	: American Association of Physicists in Medicine (Amerikan Tıp Fizikçileri Derneği)
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)
E	: X ışını enerjisi
ED	: Efektif Doz
FBP	: Filtered Back Projection (filtrelenmiş geri yansıtma)
FESC	: Fonksiyonel Endoskopik Sinüs Cerrahisi
HU	: Hounsfield Ünite
IR	: Iterative Reconstruction (yinelemeli yeniden yapılandırma)
kV	: Kilovolt
kVp	: Kilovolt pik
mA	: Miliamper
MAR	: Metal Artefact Reduction (metal artefakt redüksiyon tekniği)
mAs	: Miliamper saniye
mGy	: miliGray
mGy-cm	: miliGray-cm
MR	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
mSv	: miliSievert
Ort±SD	: ortalama ± standart sapma
SEMAR	: Single-Energy Metal Artifact Reduction
SNR	: Sinyal/Gürültü Oranı
TRD	: Türk Radyoloji Derneği
Z	: Ortam atom numarası

ÖNSÖZ

‘Paranasal BT Görüntülemesinde SEMAR ve AIDR Tekniklerinin Kullanımının Radyasyon Dozu ve Görüntü Kalitesi İlişkisinin Değerlendirilmesi’ isimli tez Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından incelenmiş ve kurulun 30.09.2021 tarihli 06 sayılı toplantısının 30 numaralı kararı ile bu çalışmanın gerçekleştirilmesinde bilimsel ve etik açıdan sakınca olmadığına 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 9902 nolu ve TTU-2021-9902 kodlu proje olarak kabul edilerek maddi olarak desteklenmiştir. Proje yürütülürken 23.06.2022 ve 21.12.2022 tarihli iki adet ara rapor ile projenin aşamaları hakkında ilgili birime bilgi verilmiştir.

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. Recep SADE'ye, Doç. Dr. Fadime Güven'e, Doç. Dr. Rüstem Berhan PİRİMOĞLU'na, Doç. Dr. Gökhan POLAT'a, Doç. Dr. Ahmet YALÇIN'a, Doç. Dr. Bahar Yılmaz ÇANKAYA'ya, Doç. Dr. Elif GÖZGEÇ'e, Dr. Öğr. Üyesi Fahri AYDIN'a, Dr. Öğr. Üyesi Mustafa YEŞİLYURT'a,

Tez çalışmam ve eğitimim sürecinde desteklerini esirgemeyerek benimle paylaşan değerli hocalarım Prof. Dr. Adem KARAMAN'a, Doç. Dr. Recep SADE'ye, Doç. Dr. Gökhan POLAT'a ve kıymetli arkadaşlarım Uzm. Dr. Elşad İSMAYILOV'a ve Arş. Gör. Muhammed Halid YENER'e,

Çözemediğimiz her işi basit ve kolay bir şekilde halleden her daim desteğini esirgemeyen bölüm sekreterimiz sevgili 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. Şeyma Nur ALTINOK

ÖZET

Paranasal BT Görüntülemesinde SEMAR ve AIDR Tekniklerinin Kullanımının Radyasyon Dozu ve Görüntü Kalitesi İlişkisinin Değerlendirilmesi

Amaç: Paranasal bilgisayarlı tomografi (BT) sık başvurulanan, radyasyon maruziyetine neden olan, fakat tanı koymada yararlı bir tekniktir. Bazı durumlarda artefaktlar görüntülemelerde tanınabilirliği azaltabilmektedir. Çalışmamızın amacı Single-Energy Metal Artifact Reduction (SEMAR) ve Adaptive Iterative Dose Reduction 3D (AIDR 3D) tekniklerini beraber uygulayarak paranasal sinüs BT için tanınabilirlik sınırlarında, daha az artefaktlı, daha düşük radyasyon dozlu çekim parametrelerini araştırmaktır.

Yöntem: Baş-boyun bölgesi eşdeğeri fantom maket kullanılarak paranasal sinüsler düzeyinde yağ, mukoz, yumuşak doku ve hava dansiteleri içeren aynı zamanda metal artefaktına sahip düzenek oluşturuldu. Mevcut düzenekle SEMAR ve AIDR 3D teknikleri kapalıyken ve açıkken farklı tüp voltaj ve akım değerleri ile görüntülemeler gerçekleştirildi. Görüntülemelerde elde edilen SNR, CNR değerleri kullanılarak nesnel değerlendirme yapıldı. Aynı zamanda iki farklı gözlemci tarafından tanınabilirlik görüntü kalitesi açısından kör olarak öznel değerlendirme yapıldı.

Bulgular: SEMAR ve AIDR 3D teknikleri uygulanan görüntülerde SNR ve CNR değerlerinin tamamında düzeyde değişim izlendi (SNR ve CNR için sırasıyla en büyük p değerleri $p=0,034$ ve $p<0,0001$). Yapılan öznel değerlendirmede yöntemler uygulandığında öznel puan ortalamasında anlamlı artış izlendi ($p<0,0001$). SEMAR ve AIDR 3D kapalıyken 24 çekimin 6'sı, SEMAR ve AIDR 3D açıkken 24 çekimin 20'si her iki gözlemciden de üç ve üzeri (değerlendirmeye uygun) ortalama puan aldı. SEMAR ve AIDR 3D açıkken öznel değerlendirmeden üç ve üzeri puan alan 20 çekimin 15'inde kıyaslama yapılan mevcut presete göre %21-96 oranında daha düşük radyasyon dozu tespit edildi. Öznel verilerde gözlemciler arası uyum Kappa testi ile 0,61 olarak belirlendi (iyi derecede uyum). Noktalı grafiklerle yapılan değerlendirmede öznel ve nesnel veriler arasında pozitif korelasyon tespit edildi.

Sonuç: Paranasal sinüs BT’de SEMAR ve AIDR 3D teknikleri birlikte kullanılarak, hem görüntü kalitesi geliştirilmiş hem de standart BT çekimlerine kıyasla daha düşük, kafa radyografi dozlarına benzer dozlarda ve uygun kalitede çekimler elde edilebilir.

Anahtar Kelimeler: Bilgisayarlı tomografi, SEMAR, AIDR 3D, paranasal sinüs görüntüleme, radyasyon doz redüksiyonu



ABSTRACT

Evaluation of the Relationship of Radiation Dosage and Image Quality With the Use of SEMAR and AIDR Techniques in Paranasal CT Imaging

Objective: Paranasal computed tomography (CT) is a frequently used and useful technique although it causes radiation exposure. In some situations, artefacts can reduce the diagnostic value of imaging. Our study aims to investigate the acquisition parameters for paranasal sinus CT imaging with less artefact and lower radiation dose at diagnostic limits by applying SEMAR and AIDR 3D techniques together.

Method: Using a head-neck equivalent phantom model, a setup was created which contained fat, mucosa and air densities and also metal artefacts at the level of the paranasal sinuses. With the current setup, images were performed with different tube voltage and current values when SEMAR and AIDR 3D techniques were off and on. An objective evaluation was made using the SNR and CNR values obtained in imaging. At the same time subjective evaluation of diagnostic image quality was performed by two different observers as blinded.

Results: Significant changes were observed in all of the SNR and CNR values in the images applied SEMAR and AIDR 3D techniques (the largest p values for SNR and CNR were $p=0.034$ and $p<0.0001$, respectively). When the methods were applied in the subjective evaluation, a significant increase was observed in the subjective score average ($p<0.0001$). Six of the 24 scans with SEMAR and AIDR 3D turned off, and 20 of the 24 scans with SEMAR and AIDR 3D turned on scored an average of three or more (eligible for evaluation) from both observers. When SEMAR and AIDR 3D were used, a lower dose was observed in 15 of the 20 scans that scored three or more in the subjective evaluation compared to the current preset. The radiation dose was 21-96% lower than the compared preset. Interobserver agreement was determined as 0.61 by the Kappa test (good agreement). In the evaluation made with dotted graphics, a positive correlation was found between subjective and objective data.

Conclusion: Image quality can be improved by using SEMAR and AIDR 3D techniques together in paranasal sinus CT. In addition, similar doses comparable to those of head radiography and scans of reasonable quality compared to standard CT scans can be obtained.

Keywords: Computed tomography, SEMAR, AIDR, paranasal sinus imaging, radiation dose reduction



1. GİRİŞ VE AMAÇ

Bilgisayarlı Tomografi (BT) paranasal sinüs ve nazal kavite anatomisinin çeşitli varyasyonlarını tespit etmede, paranasal sinüs ve nazal kavite patolojilerini, bu bölgeye komşu orbita, sellar fossa, oral kavite, pterigopalatin fossa, kafa tabanı ve nazofarinks gibi önemli alanların patolojilerinin paranasal sinüslerle olan bağlantılarını değerlendirmede kullanılan yararlı bir tetkiktir (1). Dezavantajı ise radyasyona maruziyet ve tekrarlayan çekimlerle alınan dozun artması, lens ve tiroid dokusu gibi radyasyona daha duyarlı komşu organlarda-anatomik yapılarda oluşacak patolojiler için predispozan faktör olmasıdır. Bu düzeyde görüntülenen alanda paranasal sinüs veya etraf anatomik yapılara uygulanmış metalik cerrahi materyaller, intrakranial embolizan materyaller-klipsler ve yüksek dansiteli yabancı cisimler görüntülemde artefakt oluşumuna neden olup değerlendirmeyi engelleyebilir. Oluşan artefaktlar foton açılığı ve foton sertleşmesi olarak bilinen tomografi fiziği ile ilgili mekanizmalara dayanmaktadır (2).

Tanısal getirisi, hızlı gerçekleştirilebilmesi ve hasta uyumunun kolay olması gibi avantajları nedeniyle sıkça başvurduğumuz BT' de hasta radyasyon maruziyetini azaltabilecek doz önerilerinde bulunabilmek ve gereksiz tekrar çekimlerden kaçınabilmek günümüzde geçmişe kıyasla belirgin artan çekim sayıları nedeniyle oldukça önem kazanmıştır. Güncel literatürde hem metal artefaktlarını engellemeye yönelik hem de radyasyon maruziyetini azaltmaya yönelik pek çok farklı çalışma bulunmaktadır. Hem bilim adamları hem de BT üreticileri tarafından bu konular ciddiye alınmaktadır. Bizim de kullandığımız Single-Energy Metal Artifact Reduction (SEMAR) ve Adaptive Iterative Dose Reduction 3D (AIDR 3D) gibi teknikler farklı üreticiler tarafından farklı isimlerle kullanıma sunulmakta ve halen geliştirilmeye devam etmektedir. Yapılan çalışmalarda kullanılan AIDR 3D ve benzeri uygulamalar genel olarak düşük radyasyon dozlarında görüntü kalitesini korumayı araştırmaktadır. SEMAR ve benzeri uygulamalar da metal artefaktlarında azalma ile görüntü kalitesinin geliştirilmesini araştırmaktadır. Var olan bilgilerden yola çıkarak oluşturduğumuz araştırma düzeninde fantom maket üzerinde her iki tekniği beraber uygulamayı hedefledik. Fantom maket ile gerçekleştirdiğimiz bu çalışmada farklı radyasyon dozlarına sahip çekimler gerçekleştirerek gerçek hasta çekimlerinde

kullanabileceğimiz parametreleri yapay bir ortamda araştırmayı amaçladık. Aynı anda uygulanan tekniklerle hem görüntü kalitesinin geliştirilmesinin hem de doz redüksiyonunun mümkün olup olmayacağını araştırmayı hedefledik.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Paranasal Sinüsler

Frontal, sfenoid, etmoid ve maksiller sinüslerden oluşan başın ön kısmında bulunan içi hava dolu, yüzeyi mukoperiosteum ve yalancı çok katlı silindirik epitelle ile kaplı odacıklardır (3, 4). Her biri orta hattın her iki yanında nazal kaviteler etrafında yerleşim gösterir ve küçük delikler vasıtası ile nazal kaviteye bağlanır. Sinonazal kavite paranasal sinüsler ve nazal kavitenin tamamını kapsayan adlandırmadır (4).

Paranasal sinüslerin çeşitli işlevleri olduğu düşünülür. Bunlar; başın ön kesiminde ağırlığın azaltılması, solunan havanın ısıtılıp nemlendirilmesi, sesin rezonansının artırılması ve komşuluğundaki bazı yapıların travmaya karşı korunaklı hale getirilmesidir (3).

2.1.1. Embriyoloji

Fetal hayatta 9-10. haftada nazal lateral duvarda yarıklar oluşur, bu yarıklar arasında etmotürbinal denilen tümsekler bulunur, ilerleyen dönemde bu yarıklar ve tümsekler birleşerek ya da kaybolarak alt konka dışındaki konkaları ve paranasal sinüslerin öncü yapılarını oluşturur. Paranasal sinüslerde ilk gelişen yapı orta meatus düzeyinde yer alan infundibulumdur. Gelişimi fetal üçüncü ayda başlar ve devamında infundibulum anteriorunda sırasıyla unsinat çıkıntı ve etmoid bulla gelişir. Maksiller sinüsler ve ön etmoid hücreler infundibulumdan gelişir. Frontal sinüs ön etmoid hücrelerden, sfenoid sinüs sfenoetmoidal bölgeden gelişir (3, 4).

Doğumda var olan sinüsler etmoid hücreler ve maksiller sinüslerdir (1). Etmoid hücreler yenidoğan döneminde görülebilir, bir-dört yaşlar arasında hava ile dolmaya başlar ve 12 yaş civarında erişkin görünümüne ulaşır (1, 4). Maksiller sinüsler doğumda sıvı dolu kesecikler halindedir, bir-dört yaşlar arasında hava ile dolmaya başlar ve bu durum 20 yaşına kadar devam eder (1, 4). Frontal ve sfenoid sinüsler doğum sonrasında gelişim gösterirler. Sfenoid sinüs bir-üç yaşlar arasında hava ile dolmaya başlar, 7-14 yaşlar arasında hızlı gelişim gösterir ve yetişkinlik döneminde

geç zamanlara kadar gelişimi devam edebilir (1, 4). Frontal sinüs bir-sekiz yaşlar arasında hava ile dolmaya başlar, beş-sekiz yaşlar arasında hızlı büyüme gösterir ve 12 yaş civarında yetişkin görüntüsüne ulaşır (1, 4).

2.1.2. Anatomi

2.1.2.1. Maksiller Sinüsler

Piramidal şekilli, tepesi maksiller kemik zigomatik çıkıntıda, tabanı lateral nazal duvarda yerleşimli sinüslerdir. Tabanı dışında ön, arka ve üst duvarları bulunur. Arka duvarı komşuluğunda pterigopalatin fossa yer alır. Üst duvarı aynı zamanda orbital boşluğun tabanıdır, burada bulunan oluktan infraorbital arter ve sinir geçer. Maksiller sinüsler tabanı üzerindeki ostiumları vasıtasıyla infundibulumun posterioruna, orta meatus düzeyine açılır. Doğal ostiumu dışında aksesuar ostiumları olabilir. Sinüs iç yüzeyi yalancı çok katlı silindirik epitelle kaplıdır (3, 4).

2.1.2.2. Etmoid Sinüsler

Etmoid kemik dört parçadan oluşur; horizontal (kribriform) plate, vertikal (perpendiküler) plate ve iki adet lateral mas (labirint). Labirintlerin lateral duvarı olan lamina papyracea aynı zamanda orbita medyal duvarıdır. Labirintler çok sayıda ince duvarlı hava dolu odacıklar olan etmoid hücrelerin oluşturduğu kısım olup bazal lamella düzeyi ön-orta etmoid hücreler ile arka etmoid hücreler arasındaki sınırdır. Bazal lamella aynı zamanda lamina papyracea ile orta konkanın birbirine yapışma alanıdır. Ön ve orta etmoid hücreler ostiumu vasıtasıyla orta meatusa, arka etmoid hücreler ise ostiumu vasıtasıyla üst meatusa açılır (3, 5).

2.1.2.3. Sfenoid Sinüsler

Ortasında ince bir septa ile ikiye ayrılan, boyutları oldukça değişken paranasal sinüslerdir. İnternal karotid arter, vidian kanalı, kavernoöz sinüs, optik sinir ve hipofiz fossa gibi önemli yapılara komşulukta yerleşimlidir. Ön duvarındaki ostiumları ile sfenoetmoidal resese açılır ve üst konka arkasına üst meatusa drene olur (1, 3, 4).

2.1.2.4. Frontal Sinüsler

Frontal kemik iç ve dış tabulası arasında yerleşimli, orta kesimde bir septa ile ikiye ayrılan paranasal sinüstür. Sinüs ostiumları frontal reses vasıtasıyla direkt infundibulum veya orta meatusa açılırlar. Genelde biri diğerinden küçüktür. Inferior komşuluğunda orbita, posteriorunda ise ön kranial fossa bulunur (4).

2.1.2.5. Paranasal Sinüslere Ait Bazı Varyasyonlar

2.1.2.5.1. Onodi Hücresi

Posterior etmoid hücrede optik sinire yakın yerleşimde meydana gelen superior-lateral kısım pnömotizasyonudur. Optik sinir ve internal karotis arter yaralanma riskini artıran bir etmendir (6).

2.1.2.5.2. Agger-Nasi Hücresi

Etmoid hücrelerin en öndeki kısmında bulunur, frontal resesin anterior-lateral-inferiorundadır. Tekrarlayan kronik frontal sinüzitin nedenidir (6).

2.1.2.5.3. Haller Hücresi

Haller hücresi orbita tabanında maksiller sinüs tavanında yerleşimli maksiller sinüs ostiumunu ve etmoid infundibulumu daraltan, etmoid hücrelerden kaynaklanan bir varyasyondur. Tekrarlayan maksiller sinüzitte önemlidir (6).

2.1.2.5.4. Konka Bullosa

Konka pnömotizasyonudur. Alt ve üst konka bullosa nadir görülür fakat ekspansil olduğu durumlarda obstrüksiyona neden olup belirti oluşturabilir (6).

2.1.2.5.5. Unsinat Bulla

Unsinat çıkıntının pnömonitizasyonudur. İnfundibulumu daraltarak sinüs havalanmasını zorlaştırabilir (6).

2.1.2.6. Bazı Önemli Anatomik Yapılar

2.1.2.6.1. Osteomeatal Ünite

Orta konkanın üst-iç kesiminde maksiller, frontal sinüsler ve ön-orta etmoid hücrelerin drene olduğu alandır. Burayı oluşturan yapılar infundibulum, hiatus semilunaris, etmoid bulla, unsinat çıkıntı ve maksiller ostiumdur. Etmoid bulla frontal resesin arkasında lamina papiroseanın lateralinde yer alan en geniş etmoid hücredir. Orta meatusun çatısını oluşturur. Hiatus semilunaris etmoid bulla altında, unsinat çıkıntı arkasında bulunan bir açıklıktır. Unsinat çıkıntı kanca şeklinde bir çıkıntıdır. Fonksiyonel endoskopik sinüs cerrahisinde (FESC) çıkarılabilen bir parçadır. Bu yüzden ucunun yapıştığı bir yapı varsa bildirmek önemlidir. İnfundibulum hiatus semilunarisin devamında bulunan bir yarıktır. Orta meatusta paranasal sinüslerin açılma alanıdır. Maksiller sinüs ve etmoid hücreler ostiumları ile ve frontal sinüs ise genellikle frontal reses ile buraya açılır (4).

2.1.2.6.2. Nazal Kavite

Paranasal sinüslerin ortasında yer alan, nazal septa ile ikiye ayrılan, paranasal sinüslerin açıldığı, önde nazal vestibül ve arkada koana arasındaki bölgedir. Üst komşuluğunda kafa tabanı alt komşuluğunda ağız boşluğu yer alır. Vestibüler bölge kavite girimi olup bu alanda ter-salgı bezleri ve cilt epiteli mevcuttur. Olfaktor bölge kavite tavanındaki olfaktor sinirin yerleşim alanıdır. En geniş kısım ise bu ikisi arasındaki respiratuvar bölgedir (4).

2.1.2.6.3. Lateral Nazal Duvar

Bu alanda üç konka ve üç meatus bulunur. Alt konkanın altında bulunan alt meatus nazolakrimal kanalın açıldığı alandır. Alt-orta konka arasında orta meatus bulunur, osteomeatal ünitenin bulunduğu alandır. Orta-üst konka arasında üst meatus bulunur, sfenoetmoidal resesin bulunduğu alandır. Bazen varyasyonel olarak üst konkanın yukarısında yerleşimli dördüncü bir konka bulunabilir (4).

2.1.2.6.4. İnfratemporal ve Pterigopalatin Fossalar

İnfratemporal fossa maksiller sinüsün arka-dış komşuluğunda, farinks ile mandibular ramuslar arasında yer alır. Medyalde sfenoid kemik pterigoid çıkıntıları ile maksiller sinüs posterior duvarı arasında bulunan pterigomaksiller fissüre doğru uzanır. Bu bölge derin zigomatik ark ile temporal fossaya, pterigomaksiller fissür ile pterigopalatin fossaya, foramen ovale ve spinosum ile orta kranial fossaya ve inferior orbital fissür ile orbitaya açılır. Burada bulunan yapılar: maksiller arter, posterior-süperior alveolar sinir, mandibular sinir ve lingual dalı, korda timpani, temporal kas, otik gangliyon, pterigoid kaslar ve venöz pleksustur (7, 8).

Pterigopalatin fossa infratemporal fossanın medyalinde yer alır. Ters dönmüş bir piramit şeklindedir. Önünde maksiller sinüs arkasında pterigoid çıkıntılar üstünde orbital apeks bulunur. Bu bölge pterigomaksiller fissür ile infratemporal fossaya, sfenopalatin foramen ile nazal kaviteye, inferior orbital fissür ile orbitaya, foramen rotundum ile orta kranial fossada kavernöz sinüs ve Meckel kavitesi düzeyine, palatovaginal kanal ile nazofarinkse, büyük ve küçük palatin kanallar ile damağa açılır. Burada bulunan yapılar: maksiller arter ve distal dalları, pterigopalatin gangliyon, maksiller sinir, maksiller sinirin zigomatik, posterior-süperior alveolar ve infraorbital dalları, vidian siniri ve emisserian venlerdir (9, 10).

Her iki boşluk çok sayıda alan ile bağlantılı olup enfeksiyon-neoplaziler için uzanım yolları oluşturmaları, çok sayıda önemli anatomik yapı bulundurmaları açısından oldukça önemlidir.

2.1.2.6.5. Hipofizer Fossa

Sfenoid kemikte sfenoid sinüs komşuluğunda, hipofiz bezinin yerleştiği alandır. Alt, ön ve arka duvarları kemik yapıdan oluşur. Her iki yan duvarını ve tavanını dural kalınlaşmalar oluşturur. Burada hipofiz bezi dışında beyin omurilik sıvısı, kavernöz sinüs, üçüncü, dördüncü, altıncı kafa sinirleri, beşinci kafa sinirinin oftalmik ve maksiller dalları ve hipofizer vasküler yapılar bulunur. Her iki lateral komşuluğunda internal karotid arterler, lateral-inferiorunda Meckel kaviteleri, süperiorunda ise optik sinir bulunur. Transsfenoidal hipofiz cerrahisi nazal kavite ve sfenoid sinüs geçilerek hipofiz bezine ulaşılan cerrahi bir tekniktir (4, 11).

2.1.3. Paranazal Sinüslerde Görüntüleme

2.1.3.1. Radyografiler

Paranazal sinüs görüntülemeye radyografiler günümüzde BT ve MRG kadar sık kullanılmamaktadır. Bu tetkiklerden önceki dönemlerde ucuz ve kolay ulaşılır olmaları bakımından daha yaygın kullanılmışlardır. Burada birkaçından kısaca değinilecektir.

2.1.3.1.1. Waters Grafisi

Hasta ayakta iken, hastanın burnu ve çenesi filme degecek şekilde ağız açık çekilir. Maksiller ve frontal sinüsler iyi görüntülenebilir. Paranazal görüntüleme ve maksiller kemik kırıkları için kullanılabilir (4, 12).

2.1.3.1.2. Caldwell Grafisi

Hasta yüz üstü pozisyonda yatar iken alını ve burnu filme degecek şekilde çekilir. En iyi frontal sinüs, kısmen de etmoid hücreler görüntülenebilir (4, 12).

2.1.3.1.3. Lateral Sinüs Grafisi

Hasta ayakta iken başı lateral pozisyonda çekilir. En iyi frontal ve sfenoid sinüsler görüntülenebilir (4, 12).

2.1.3.1.4. Submentoverteks Grafi

Hasta yüz üstü pozisyonda yatar iken başı 30-40 derece hiperekstansiyona getirilerek çekilir. Kafa tabanı grafisidir. Arka-orta etmoid hücreler, sfenoid ve frontal sinüsler görüntülenebilir (4, 12).

2.1.3.2. Bilgisayarlı Tomografi

Paranasal sinüs anatomisini ve patolojilerini, çevre dokularla olan ilişkilerini grafilere göre çok daha iyi ve ayrıntılı gösterebilen yöntem olduğundan paranasal sinüs görüntüleme de sık başvurulanan tetkiktir. Çeşitli görüntüleme endikasyonları olup Türk Radyoloji Derneği (TRD)'nin yayınladığı ilgili rehberde (13) şöyle belirtilmiştir: *'konjenital anomaliler, maksillofasiyal ve sinonazal bölgenin fibro-kemik lezyonları, sinonazal bölgenin benign ve malign tümörleri, yüz travması, akut ve kronik enfeksiyonlar veya enflamatuvar süreçler, cerrahi, kemoterapi veya radyasyon terapısından sonra izlem, radyasyon tedavisi planlaması, preoperatif ve intraoperatif planlama ve / veya rehberlik, hemoraji / burun kanaması'*. Görüntüleme saniyeler içinde veya daha kısa sürede gerçekleşir. BT öncesinde kronik rinosinüzit hastalarına birkaç gün dekonjestan tedavi verilebilir. Görüntüleme için hasta baş kısmı gantry'e (tarama ünitesi) girecek şekilde sırt üstü veya yüz üstü pozisyonda yatırılır, üç planda dış kulak yolu görüntünün ortasına gelecek şekilde ortalama yapılmalı ve simetriye dikkat edilmelidir, görüntülenecek alan pilot görüntüde seçilir (13). Aksiyal planda üstte frontal sinüsü altta sert damağı kapsayacak şekilde ve sert damağa paralel kesitlerle, koronal planda ise önde nazal kemiği arkada sfenoid sinüsü kapsayacak şekilde ve sert damağa dik kesitlerle görüntüleme yapılmalıdır (13). Genellikle sadece aksiyal planda yüksek rezolüsyonlu ham görüntüler elde edilir ve rekonstrüksiyon algoritmaları ile istenilen kesit kalınlığında, kesit aralığında ve planında, kemik pencerede görüntüler üretilir. Tümöral-vasküler patolojilerde, komplike olmuş

enfeksiyonlarda gereklilik halinde kontrast madde kullanılır ve yumuşak doku algoritmasında da reformat görüntüler ilave edilir, ayrıca rinore için gerçekleştirilen sisterno-BT’de hasta çekim esnasında yüz üstü pozisyonda yatırılmalı ve yüzü karşıya bakmalı, bu çekimde yumuşak doku algoritmasında da reformat görüntüler elde edilmelidir (4). TRD’nin ilgili kılavuzunda (13) görüntüleme için örnek protokol şöyle aktarılmaktadır:

‘Kolimasyon/kesit kalınlığı:0.5 mm veya 0.625 mm

FOV: 18-24 cm

kVp, mAs: 120-130 kV, 150 mAs (hastanın yaşı, kilosu, sinüs bölgesinin kalınlığına göre ve çocuklarda çocuğun yaşına göre otomatik ekspozur değerleri değişir).

Kemik pencerede:

Pencere genişliği: 3000-4000 HU

Pencere düzeyi: 200-300 HU

Yumuşak doku penceresinde:

Pencere genişliği: 1300-2000 HU

Pencere düzeyi: 80-200 HU

Kontrast madde:

Tümör, vasküler patolojilerde ve komplike olmuş enfeksiyonda (apse vb.) hekimin gerekli gördüğü olgularda kontrast madde kullanılır ve yumuşak doku algoritmasında da reformat görüntüler ilave edilir.’

2.1.3.3. Manyetik Rezonans Görüntüleme

İyonizan radyasyon maruziyeti oluşturmada gerçekleştirilebilen tetkiktir. Paranasal sinüs ve komşuluğundaki alanların tümöral patolojilerini enflamatuvar patolojilerden ayırmada, agresif enfeksiyonların, tümöral patolojilerin invazyonlarının ve çevre-perinöral yayılımlarının değerlendirilmesinde, fungal sinüzit tanısında sinyalsiz sinüslerin gösterilmesinde, ön kranial fossa edinsel-doğumsal anatomik defektlerini göstermede kullanılabilir (4). BT ye göre daha uzun görüntüleme süresinde gerçekleştirilebilen, kortikal kemiği ve osteomeatal ünite gibi küçük

anatomik alanları BT' ye göre daha zayıf düzeyde değerlendirebilen bir tekniktir (4). Çekim esnasında BT' ye göre daha dar ve kapalı bir çekim ünitesi içerisinde daha uzun bir süre hastanın uzanması gerekmekte olup kapalı alan korkusu olan hastalar uyum sağlayamayabilir.

2.2. BT

X ışınları kullanılarak gerçekleştirilen bir yöntemdir. İlk işlevsel BT görüntüleme 1972 yılında Hounsfield tarafından gerçekleştirilmiştir (14). BT'de önce elektrik enerjisinden X ışınları elde edilir, ardından X ışınları görüntülenecek alana 360 derece dönebilen bir mekanizma vasıtasıyla uygulanır. Görüntülenen alandan geçip cihaza yeniden ulaşan X ışınları cihaz üzerindeki dedektörler ile kaydedilir, görüntülenen alana ait her yönden elde olunan bilgiler sayesinde kesitsel olarak iki boyutlu düzlemde farklı noktalara ait bilgiler kaydedilir (15).

Tarihsel gelişim süreci ile BT cihazı bugünkü halini almıştır. Birinci nesil ve ikinci nesil BT cihazlarında görüntü eldesi bir düzlem boyunca öteleme hareketi ile tarama yapıldıktan sonra tüp ve dedektörün başka bir düzleme döndürülüp işlemin tekrarlanmasını ifade eden translasyon-rotasyon tekniği ile elde edilmekteydi ve görüntüleme süresi oldukça uzundu (14). Daha sonra üçüncü nesil BT cihazlarında tüp ve dedektörlerde aynı anda dönme hareketi gerçekleştirildi ve görüntüleme süresinde azalma elde edildi, bunu hastanın etrafını saran halka şekilli dedektör sistemine sahip, sadece X ışını üreten tüpün dönme gerçekleştirdiği dördüncü nesil BT cihazları takip etmiştir (14). Fakat bu sistemlerin tamamında X ışını tüpüne gereken elektrik enerjisini taşıyan kablolar nedeniyle dönme hareketi devamlılık kazanamamış, cihazın eski konumuna ulaştıktan sonra görüntüleme devam edebilmiştir, bu durum görüntüleme hızını ciddi şekilde kısıtlayan bir faktör olmuştur (14). Kabloların oluşturduğu kısıtlılıktan kurtulmak amacıyla anodu yarım daire şeklinde olan ve hastaya yakın konumlandırılan bir elektron tabancası şeklinde X ışını tüpü barındıran elektron ışınli BT (electron beam CT) üretilmiştir (14). Bu sistemde dönme hareketi olmadığından oluşturduğu hız kısıtlılığı da ortadan kaldırılmıştır, fakat farklı kısıtlılıklar barındırmaktadır. X ışını tüpünde kesintisiz dönüşü sağlayabilen, öncelikle dinamik çekimler için tasarlanmış olan, gerekli elektrik enerjisini kablolar yerine kayan

halkalarla aktarabilen slip-ring teknolojisine sahip BT cihazları ise hız kısıtlılığını azaltan bir diğer teknoloji olmuştur (14). İlerleyen dönemde bu teknolojiye hareketli hasta masası eklenerek helikal BT elde edilmiştir. Şu an kullanılan sistemlerin çoğu dedektör kapasitesinin artırıldığı oldukça kısa sürede görüntüleme imkânı sağlayan çok kesitli helikal BT sistemleridir (14). Biz de çekimlerimizi bölümümüzde bulunan multidedektörlü helikal BT cihazı ile gerçekleştirdik. Üretilen diğer BT görüntüleme yöntemleri ise çift enerjili BT(dual-enerji BT) ve çift kaynaklı BT cihazlarıdır (14).

BT cihazının bölümleri jeneratör, tarama ünitesi(gantry), hasta masası ve görüntü işleyicisidir.

2.2.1. Jeneratör

X ışını eldesi için gerekli elektrik enerjisini sağlar. Jeneratörde bulunan yüksek(20-150 kV) ve düşük(10 kV civarı) iki farklı tip voltaj ile hem istenilen enerji seviyesinde X ışını üretimi hem de elektron emisyonunun devamlılığı sağlanır (16).

2.2.2. Tarama Ünitesi

X ışını tüpü, foton dedektörleri ve koruyucu elemanlardan oluşur. X ışını tüpü ve dedektörler üniteye karşılıklı olarak yerleşimlidirler.

X ışını tüpünde genellikle tungstenden üretilen anot ve katot bölümleri bulunur. Jeneratör vasıtası ile uygulanan elektrik akımı tüpte potansiyel fark oluşmasına ve katotta ısısı artan elektronların anoda doğru serbest elektron olarak yayılmasına neden olur. Tüpün içerisindeki hava boşaltılarak oluşan serbest elektronların katottan anoda direkt olarak yayılabilmesi sağlanır (17). Anoda ulaşan serbest elektronlar karakteristik X ışını veya *Bremsstrahlung* (kırılma) X ışını oluşturur (17). Serbest elektronun anottaki atomun iç yörüngesinden bir elektron koparması ile ortaya çıkan boşluk, üst yörüngelerden bir elektron ile doldurulurken karakteristik X ışını oluşur (17). Serbest elektron anottaki pozitif yük barındıran atomlar ile etkileşerek yön değiştirir ve enerji kaybederse ortaya çıkan enerji *Bremsstrahlung* X ışını oluşturur (17). Fakat BT cihazında üretilen enerjinin yaklaşık %99 u ısıya, %1 i X ışınına

dönüşür. Ortaya çıkan ısı enerjisinin yalıtımı ve tüpün soğutulması amacıyla tüp yağ ile yalıtılmış bir muhafaza içerisine yerleştirilir (16, 17). Tüp üzerinden geçirilen elektrik akımı miliamper (mA)'in, saniye ile çarpılması ile miliamper saniye (mAs) birimi elde edilir. Diğer tüp ayarları sabitken mA veya mAs değerinin artırılması ile üretilen X ışın miktarı doğru orantılı olarak artar (18). Tüpe uygulanan maksimum voltaj, kilovolt pik (kVp) olarak adlandırılır. Bu değer aynı zamanda tüp tarafından üretilen farklı enerji seviyelerine sahip X ışını demeti içinde enerjisi en yüksek X ışınlarının kilovolt değeridir. Diğer tüp ayarları sabitken kVp değerinin artırılması hem üretilen X ışın miktarının hem de ışın demetindeki X ışınlarının enerji seviyesinin artmasına neden olur. kVp değerinin değişimi ile üretilen X ışını miktarındaki değişim akımda olduğu gibi doğrusal değildir, kVp'deki %15'lik artış X ışını miktarında %35-40'lık bir artış meydana getirir (19, 20).

BT cihazı tarafından üretilen X ışını hastadan geçtikten sonra çeşitli etkileşimler sonucunda atenüasyona uğrayarak dedektörlere ulaşır ve burada önce ışık sinyaline sonra elektrik sinyaline dönüştürülerek kaydedilir (15). Atenüasyona neden olan mekanizmalar BT artefaktları bölümünde anlatılacaktır.

Tarama ünitesinin diğer parçası olan koruyucu elemanlar kaynak kolimatörü (diafram) ve dedektör kolimatörüdür (grid). Görüntü kalitesini bozan ve hasta dozunu artıran X ışınlarının azaltılması amacıyla kullanılırlar (15).

2.2.3. Hasta Masası

Çekim esnasında hastanın uzandığı ve tarama ünitesi içinde hareket eden mekanizmadır. Tarama ünitesinin bir tam turu esnasında hasta masasının milimetre cinsinden hareket miktarının, milimetre cinsinden kesit kalınlığına oranına *pitch* ya da *detector pitch* (dedektör adımı) adı verilir (21). Eğer dedektör adımı birden büyükse tarama esnasında kesitlere yansımayan alanlar olacaktır, fakat alınan radyasyon dozu azalacaktır; tersine dedektör adımı birden küçükse aynı alan tekraren görüntülenecek ve alınan radyasyon dozu da artacaktır. Dedektör adımı büyüdükçe çekim süresi de kısalmır. Çoklu dedektör sıralı BT cihazlarında *beam pitch* (ışın adımı) kullanılır. Hesabı dedektör adımını, dedektör sıra sayısına bölerek yapılır (15, 22, 23).

2.2.4. Görüntü İşleyicisi

Kaydedilen elektronik sinyaller görüntü işleyicisi ile analog devamlı verilerden dijital kesintili verilere dönüştürülür (15). Dijital veriler işleyicide depolanır ve bunlardan matematiksel algoritmalar yardımıyla kullanılacak olan veriler hesaplanır. Bu işleme transformasyon denir (15). Elde edilmiş orijinal veri setlerine matematiksel algoritmalar uygulanarak tüm görüntüyü temsil eden yeni veri seti oluşturan transformasyona geri yansıtma (*back projection*, BP) adı verilir (15, 24). Bu işlem öncesinde görüntü bulanıklığını azaltmak amacıyla bazı verileri filtrelemek için matematiksel formüller uygulanırsa işlem *filtered back projection* (filtrelenmiş geri yansıtma, FBP) olarak isimlendirilir (15, 24). FBP, analitik bir yeniden yapılandırma(rekonstrüksiyon) yöntemi olup kullanımının hızlı ve kolay olması nedeniyle günlük pratikte rutin olarak kullanılmaktadır (24). FBP komşu pikseller arasındaki kontrastı azaltmaya ya da çoğaltmaya yarar (15). FBP ile uygulanan filtreye bağlı olarak görüntü keskinliği arttırıldıkça var olan gürültü miktarı da artmaktadır, ayrıca FBP tekniğinde radyasyon dozu azaltıldıkça ortaya çıkan gürültü miktarında artma izlenir (24).

BT ile elde olunan verilerden ve görüntülerden farklı teknikler uygulanarak üç boyutlu, yüksek/düşük dansite ağırlıklı ve farklı kesit kalınlığına sahip görüntüler gibi pek çok yeni görüntü türetilir (15).

Oluşturulan görüntüler piksel denilen karelere bölünmüş olan ekrana aktarılır. Her piksel görüntülen 3 boyutlu alanın 2 boyutlu yansımasını temsil eder ve sayılarla değeri tayin edilir (22). Pikselin temsil ettiği sayı ne kadar büyükse ekrandaki parlaklığı o kadar fazla olacaktır (15). Pikselin sayısal değerinin parlaklık olarak karşılığı *Hounsfield Ünite* (HU) olarak isimlendirilir, kullanılan cihazlarda bu değer aralığı -1024 HU ile +3071 HU arasındadır (15). Bazal HU değerleri olarak ise distile suyun ve havanın 0 °C sıcaklıkta 10 Pascal basınç altındaki görüntüleme değerleri kullanılmıştır, bunlar sırasıyla su için 0 HU, hava için -1000 HU olarak tayin edilmiştir (15).

2.3. BT Artefaktları

BT’de X ışınları kullanılmaktadır. X ışını bir maddeden geçerken, maddenin atomları ve ışın arasındaki etkileşim sonucunda, madde tarafından emilir veya etrafa saçılır, bu olayların toplamı atenüasyonu belirler. Atenüasyon, X ışını demetinin maddeden geçerken yoğunluğunda meydana gelen azalmadır (25). Işın ve madde arasındaki etkileşimler *Rayleigh* (koherent) saçılması, *Compton* saçılması ve fotoelektrik etkidir (25, 26). BT de tanısal amaçlı kullanılan X ışını enerji seviyesinde en sık oluşan etkileşimler fotoelektrik etki ve *Compton* saçılmasıdır (2). Fotoelektrik etkide, atom ile karşılaşan X ışını iç yörüngeden bir elektronun koparılmasına neden olur ve ortamda emilerek kaybolur (25). *Compton* saçılmasında ise maddenin içinde bulunan serbest bir elektronla veya atoma zayıf bağlı bir dış yörünge elektronu ile karşılaşan X ışını enerjisinin bir miktarını bu elektrona aktardıktan sonra saçılır (2, 26).

2.3.1. Foton Açlığı

Fotoelektrik etki gerçekleşme ihtimali ortamı oluşturan maddenin atom numarasının (Z) X ışının enerjisine (E) oranının küpü $((Z/E)^3)$ ile ve ortamın yoğunluğu ile orantılı olarak artar (2, 25, 27) . Bu da insan vücuduna yerleştirilmiş yüksek atom numaralı ve yoğunluklu metalik materyalde yumuşak dokuya kıyasla çok daha fazla miktarda fotoelektrik etki gerçekleşmesine ve X ışını atenüasyonunun artmasına neden olur. Sonuçta BT dedektörüne bu seviyeden ulaşan X ışını miktarı azalır ve görüntüde yüksek ve düşük dansiteli ince çizgilenmeler oluşur. Meydana gelen bu olaya ve artefaktına ‘‘foton açlığı’’ adı verilir (2, 27).

2.3.2. Işın Sertleşmesi

BT’ de kullanılan X ışın demetinde farklı enerji seviyesinde X ışınları bulunur. İşte bu farklı enerji seviyesindeki X ışınları metal, kemik doku gibi daha büyük atom numaralı ve yoğun ortamlarla karşılaştığı zaman dokuda farklı düzeylerde emilime uğrarlar. Düşük enerjili ışınlar fotoelektrik etki ile daha fazla emilirken yüksek enerjili olanlar daha az emilecek ve bu ortamı geçen X ışınlarının enerji düzey ortalaması ilk

gelen ışın demetine göre yükselecektir (2). Sonraki ışın demeti daha düşük yoğunluklu komşu dokularda daha az atenüasyon göstererek görüntüde bu düzeyde düşük dansiteli bir artefakt oluşumuna neden olacaktır. Bu olaya ve görüntüde bu seviyede oluşan düşük dansiteli artefakta ‘‘ışın sertleşmesi’’ adı verilir (27). *Cubbing* artefaktı, çizgi ve koyu band artefaktı (*streak and dark band artefact*) ışın sertleşmesine örnek artefaktlardır. *Cubbing* artefaktı görüntülenen maddenin farklı kalınlık özelliği nedeniyle farklı lokalizasyonlarında X ışını demetinin farklı sertleşme derecesi göstermesi ile oluşan artefaktır. Çizgi ve koyu band artefaktında ise heterojen yapı ve şekildeki dens madde üzerinden geçen X ışını demeti, tüp pozisyonuna göre daha az dens yüzeyi taradığında daha az sertleşir ve bu artefakta neden olur. Kemik yapılar, kontrast madde uygulanmış bazı alanlar ve metal implantları bulunan alanlarda gerçekleşebilir (28).

2.4. SEMAR

Günlük pratikte rutin olarak kullanılan FBP tekniği ışın sertleşmesi ve foton açlığı artefaktlarını engellemede yeterince başarı gösterememektedir (29). Vücuda klinik endikasyonlarla yerleştirilen metaller sebebiyle oluşan artefaktları engellemek amacıyla çeşitli teknikler geliştirilmektedir. Bunlardan biri de projeksiyon temelli metal artefaktlarını azaltma (*metal artifact reduction*, MAR) tekniğidir. Temel amaç elde olunan verilerde bozulmaları tesbit ederek görüntüden çıkarmaktır. MAR tekniği projeksiyon verileri üzerinde görüntü oluşturulmadan veya oluşturulan görüntülerin verileri kullanılarak uygulanabilir. MAR teknikleri veri eldesi sonrasında uygulanan bir teknik olup BT’ de herhangi bir doz değişikliği oluşturmadan uygulanabilir (2).

MAR tekniklerinden biri de kullandığımız *Single-Energy Metal Artifact Reduction* (SEMAR (Canon Sağlık Sistemleri, Otawara, Japonya)) tekniğidir (30). Bu teknikte görüntünün ham verisine FBP uygulanarak kaynak görüntü elde edilir, sonrasında kaynak görüntüde metal nesnenin bulunduğu alan cihaz tarafından segmente edilerek sadece metal nesnenin görüntüsü oluşturulur (30). Metale ait veriler ileri yansıtma (*forward projection*) ile ayrı olarak elde edilir ve metale ait veriler ham verilerden çıkarılır (30). Metalsiz ham verilere uygulanan özel bir algoritma ile metalden etkilenen veriler tahmin edilir ve çıkarılır (30). Kalan ham verilere yeniden

FBP ve ardından gradient iyileştirme denilen işlem uygulanır, uygulanan bu işlem görüntü kenarları bozulmadan ham veriler arasındaki geçişi yumuşatır (30). Metale ait verilerden sadece metal içeren görüntü FBP kullanılarak oluşturulur ve metalsiz iyileştirilmiş görüntüye sadece metale ait olan görüntü yerleştirilir (30). Böylece yeniden yapılandırılmış, artefaktları azaltılmış son görüntü elde edilir (30). SEMAR özelinde MAR teknikleri için temel mekanizma bu şekildedir.

2.5. AIDR 3D

BT iyonize radyasyon kullanılan bir tekniktir. Pek çok klinik durumda kullanılmakta ve bazı durumlarda tekrarlayan BT çekimleri ile hastaların durumu takip edilmektedir. Bu sebeple hastanın maruz kaldığı radyasyon miktarını azaltmak önemli bir konudur. Alınan radyasyon dozunu azaltmak için BT’de tüp akımı, tüp voltajı, pitch ve rotasyon zamanı gibi parametreler değiştirilmektedir. BT üreticileri ve bilim insanları bu konu üzerine pek çok araştırma yapmaktadır (31).

BT’de görünürlüğü etkileyen faktörler bulanıklık ve gürültüdür (32). Bulanıklık küçük nesnelerin görünürlüğünü kısıtlar, tarama ya da rekonstrüksiyon aşamalarında fokal spot boyutu, dedektör boyutu, voksel boyutu ve filtre tipine bağlı olarak oluşur (32). Gürültü ise düşük kontrastlı nesnelerin görünürlüğünü kısıtlar, vokseller arası atenüasyon katsayısı farklılığından kaynaklanır (32). Gürültü miktarını anlamak için nicel ölçümlerden yararlanılır. Bir görüntüde voksel miktarının azaltılması veya voksel başına düşen foton sayısının artırılması gürültüyü azaltır; fakat voksel miktarının azaltılması bulanıklığı artıracaktır; foton sayısındaki artış ise radyasyon miktarının artırılmasıyla gerçekleşeceğinden hastanın alacağı radyasyon dozu artırılmış olur (32). Görüntülemeye kullanılan görüntü keskinliğini değiştirebilen filtreler mevcuttur, fakat bu uygulamada bulanıklık ve gürültü baskınlığı arasında bir seçim yapılmış olur (32). İşte bu sebeple düşük radyasyon dozunda gerçekleştirilen çekimlerde olabilecek en düşük bulanıklık ile beraber gürültüyü de önleyebilmek önem kazanmıştır.

Radyasyon dozunu azaltmaya yönelik geliştirilen tekniklerden biri de yinelemeli yeniden yapılandırmadır (*iterative reconstruction*, IR) (33). Bu teknik

BT'nin kullanıldığı ilk yıllarda gelişmeye başlamışsa da o günün bilgisayar teknolojisi sebebiyle yeterince hızlı uygulanamaması klinik kullanımını kısıtlamıştır (24, 33, 34). Bunun yerine uygulanması çok daha kolay ve kısa olan FBP yöntemi rutin olarak kullanılmıştır (24). Artan teknoloji ve günümüzde bilgisayarların daha ileri seviyeye gelmesi ile uygulama daha hızlı bir şekilde gerçekleştirilebilir hale gelmiş, IR tekniğindeki gelişim hızlanmıştır. IR tekniğinde amaç daha düşük dozlarda var olan gürültüyü azaltarak değerlendirilebilir BT görüntüleri elde etmektir (24, 33, 35).

Tüm IR tekniklerinde yineleyen üç ana adım bulunur; ilk olarak görüntülenen nesneye yönelik ileri doğru yansıtma(*forward projection*) yapılarak yapay ham veriler oluşturulur, sonraki adımda bir düzeltme terimi hesaplamak amacıyla gerçek ham veriler ile yapay ham veriler karşılaştırılır, son adımda ise düzeltme terimi kullanılarak hacimsel veriye geri yansıtma uygulanır (*back projection*) (33). Bu işlemler boş bir görüntü veya FBP ile elde olunan görüntü kullanılarak başlatılabilir (33). Adımlar yinelenerek istenilen görüntü elde edilir. Genel olarak önceki görüntülerle oluşturulan görüntüler ne kadar benzer olursa işlem o kadar çabuk sonlandırılır (33). İşlemi sonlandırmak için belli bir yineleme sayısı veya istenilen bir görüntü kalite düzeyi belirlenebilir (33). İstatistiksel IR'de dedektöre ulaşan foton miktarı kullanılarak ham verilerde, volümetrik görüntülerde veya yineleme işlemi sırasında yeniden yapılandırma gerçekleştirilir (33). Model tabanlı IR'de ise elde olunacak verilere yakın bir model oluşturularak ham veri ve modelin kıyası ile görüntü kalitesini yükseltmek hedeflenir (33).

Kullandığımız *Adaptive Iterative Dose Reduction 3D* (AIDR 3D (Canon Sağlık Sistemleri, Otawara, Japonya)) tekniği FBP görüntülerini ilk girdi olarak kullanarak her yinelemede oluşturduğu görüntüyü bununla kıyaslar. FBP'yi kıyas olarak IR tekniğini gerçekleştiren sistemler hibrit IR sistemleri olarak adlandırılır ve uygulanma süreleri klinik kullanıma uygun kısıtlıdır (18). AIDR 3D tekniği uygulanırken dedektöre ulaşan foton miktarına bağlı oluşan kuantum gürültüsü, BT cihazı kaynaklı oluşan elektriksel gürültü ve istatistiksel gürültü engellenmeye çalışılır (24). Tarayıcı model ve istatistiksel gürültü modeli projeksiyon boşluğunda elektriksel, istatistiksel gürültüleri ve foton açlığına bağlı artefaktları azaltmaya çalışırken, görüntü temelli anatomik model ise kuantum gürültü miktarını azaltmaya çalışır (35). Sonuçta var olan

standart çekimlerle kıyaslandığında daha düşük doz radyasyonda, FBP ile benzer ya da daha iyi görüntü kalitesinde, kabul edilebilir gürültü seviyesinde görüntüler elde edilmeye çalışılır (35).

2.6. Radyasyon Dozu Hesabı

Elde edilen görüntülere ait $CTDI_{vol}$ (*Volume CT Dose Index*) ve bundan türetilen DLP (*Dose Length Product*) ve ED (*Effective Dose*) değerleri radyasyon dozunu değerlendirmek için kullanılan parametrelerdir.

2.6.1. Volume CT Dose Index (Hacim BT doz indeksi, $CTDI_{vol}$)

Tüm dünyada kabul gören, BT cihazının radyasyon çıktısının en önemli ölçütlerinden biridir, birimi ‘miliGray’ (mGy) dir. BT cihazı tarafından raporlanan bu değer belli bir hacim içerisindeki ortalama radyasyon dozudur. Ölçümü tüm üreticiler için standart bir ölçü olan plastik fantomlar içerisine yerleştirilen radyasyon ölçüm cihazı ile yapılır. $CTDI_{vol}$, aynı cihazda farklı çekim protokollerinin ve farklı cihazlara ait çekimlerin radyasyon dozlarının karşılaştırılmasında değerlidir. Hasta boyutu ve taranan vücut alanından bağımsız olarak hesaplanır. Her BT çekiminde bu değer belirlenen çekim ölçütlerine göre cihaz tarafından otomatik olarak hesaplanarak BT cihazında belirtilir. Çekim protokolleri için belirlenmiş standart $CTDI_{vol}$ değerleri mevcut olup, üst sınırların aşılması gerekmektedir (18).

2.6.2. Dose-Length Product (Doz-Uzunluk Ürünü, DLP)

Radyasyon dozu ölçütlerinden bir diğeridir. $CTDI_{vol}$ ve taranan alanın uzunluğu çarpılarak elde edilir. Birimi ‘miliGray-santimetre’ (mGy-cm)’dir. Maruz kalınan ortalama radyasyon dozunun uzanımını gösterir (18, 21).

2.6.3. Effective Dose (Efektif Doz, ED)

Vücutta herhangi bir bölgeye uygulanan radyasyonun tüm vücut üzerinde kanser gelişimine olan etkisini gösteren bir ölçüttür. Absorbe edilen doz ile beraber

radasyona maruz kalınan bölgenin hassasiyetini de hesaba katarak risk belirleyen bir ölçüttür (21). Birimi 'milisievert' (mSv) tir. Efektif doz farklı radyografik görüntüleme yöntemleri yanı sıra var olan diğer radyasyon kaynakları ile de kıyas yapmaya imkân veren kullanışlı bir ölçüttür (18). Efektif doz, absorbe edilen doz ile radyasyon ağırlık faktörünün ve doku ağırlık faktörünün çarpılması ile hesaplanır. Absorbe edilen doz kütle başına depolanan radyasyon miktarıdır. Radyasyon ağırlık faktörü (W_r) kullanılan iyonizan maddenin türüne göre belirlenen bir sabittir (örneğin elektronlar için 1 dir), doku ağırlık faktörü (W_T) ise dokuların radyasyon hassasiyetini yansıtan sabittir (18, 36, 37). Efektif doz hesabı için kullanılan bir başka yöntem ise ED/DLP dönüştürme faktörüdür (37, 38). Fakat bu hesap belirlenen özel alanlara ve standart hasta büyüklüğüne bağlı olarak gerçekleştirilebilir. ED/DLP faktörü kullanılırken $CTDI_{vol}$ hesabında kullanılan fantom boyutu, hasta vücut büyüklüğü, hasta yaşı, çekimin voltaj değeri, Uluslararası Radyolojik Koruma Komitesi (ICRP)'nin belirlediği doku ağırlık faktörü(ICRP 103, yayın yılı 2007) gibi farklı özelliklere dikkat etmek gerekir (21, 37) . Bu konuda yapılan bir araştırmada baş-boyun çekimlerinde voltaj değişimi ile ED/DLP faktörünün belirgin bir değişiklik göstermediği, fakat diğer vücut bölgelerinde her 10 kilovoltluk artış için ortalama %4 lük doz artışına sebep olduğu saptanmıştır (39). ED hesabı için farklı yöntemler kullanılabilir. Biz çalışmamızda Bilgisayarlı Tomografi için Kalite Kriterlerine İlişkin Avrupa Yönergeleri 'nin önerdiği baş bölgesi ile ilgisi ED/DLP faktörü olan 0,0023 ü kullanarak efektif dozu hesapladık (38).

3. GEREÇ VE YÖNTEMLER

Bu çalışma Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından incelenmiştir ve kurulun 30.09.2021 tarihli 06 sayılı toplantısının 30 numaralı kararı ile bu çalışmanın gerçekleştirilmesinde bilimsel ve etik açıdan sakınca olmadığına oy birliği ile karar verilmiştir.

3.1. Görüntüleme

Baş-boyun bölgesi eşdeğeri fantom makette (ATOM® 701-B Anthropomorphic Phantom, Computerized Imaging Reference System Inc Norfolk, VA, ABD) paranazal sinüsler düzeyinde var olan farklı haznelere farklı dansiteleri değerlendirebilmek amacıyla yumuşak doku, yağ, mukoza dansite eşdeğeri maddeler ve artefakt sağlamak amacıyla metal içeriğini temsilen periferik koil embolizasyon materyali (Boston Scientific, Marlborough, MA, ABD) dolduruldu. Bölümümüzde bulunan SEMAR ve AIDR 3D uygulamalarını barındıran Canon bilgisayarlı tomografi cihazında (320 kesit multidedektörlü Aquilion ONE TM; Canon Sağlık Sistemleri, Otawara, Japonya) helikal BT ile paranazal sinüsler düzeyinde 9 santimetrelik tarama alanında, 1 mm'lik kesit kalınlığı kullanılarak SEMAR ve AIDR 3D yöntemlerinin her ikisi de kapalı ve açık iken farklı tüp voltaj (80, 100, 120 ve 135 kVp) ve akım (3, 7, 14, 32, 64 ve 129 mAs) değerleri kombinasyonları için paranazal sinüsler düzeyinde 48 farklı çekim oluşturuldu. Elde olunan görüntüler Syngo.via (Siemens Sağlık Sistemleri, Erlangen, Almanya) yazılımı barındıran çalışma istasyonuna aktarıldıktan sonra nesnel ve öznel değerlendirmeler gerçekleştirildi. Oluşturulan çekimlerde nesnel değerlendirmede 5 farklı lokalizasyonda SNR için 240, CNR için 192 farklı değer hesaplandı. Öznel değerlendirmede ise elde olunan 48 çekim iki farklı gözlemci tarafından üç farklı yönden (gürültü, artefakt, anatomik detay) puanlanarak ortalama puan hesaplandı.

3.2. Nesnel Değerlendirme

Elde edilen her bir görüntüde en az 0,10 cm²'lik daire şekilli ilgili alanlarda (ROI) yumuşak doku, yağ, mukoza, paranazal hava ve dış havaya ait dansite ölçümleri gerçekleştirildi (şekil 1). Ölçüm sonuçları ile aşağıda bahsedilen şekilde SNR ve CNR değerleri hesaplanarak nesnel değerlendirme için kullanıldı.

Sinyal/Gürültü Oranı(SNR):

Görüntüde istenilen sinyaller ile arka plan gürültüsünün oranıdır, görüntüleme de kullanılan foton miktarının artması ile sinyal/gürültü oranında artış izlenir (40). Çalışmamızda SNR değerlerini aşağıdaki formül ile hesapladık (41):

$$SNR = \frac{\text{seçili alanın ortalama sinyal intensitesi } (SI_{ROI})}{\text{seçili alanın sinyal standart sapması } (SD_{ROI})}$$

Kontrast/Gürültü Oranı(CNR):

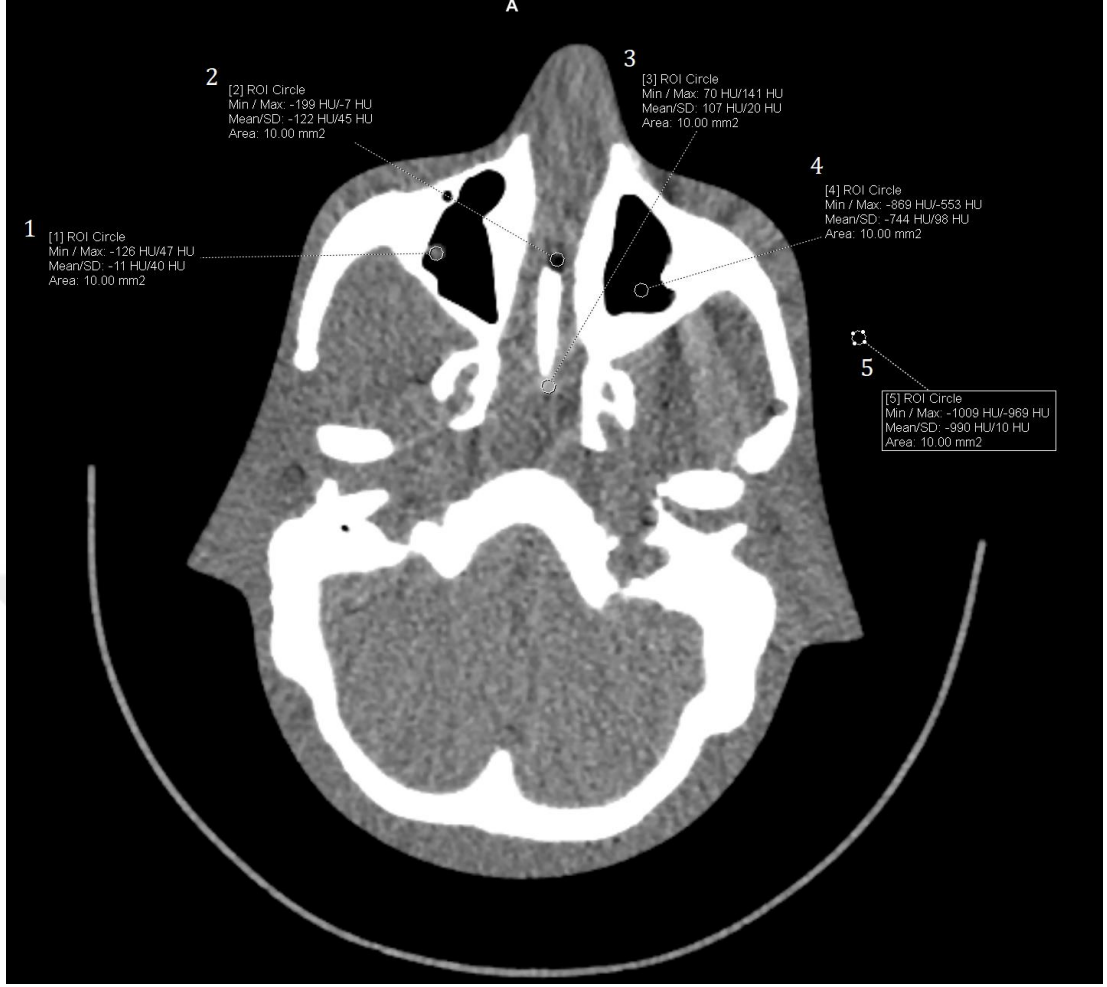
Görüntü kalitesinin yeterliliğini değerlendirmede kullanılan bir diğer sayısal ölçüttür. Çalışmamızda CNR değerlerini aşağıdaki formül ile hesapladık (41):

$$CNR = \frac{\text{seçili alanların ortalama sinyal intensite farkı}}{\sqrt[2]{\text{seçili alanların sinyal standart sapmalarının karelerinin toplamı}}}$$

(41):

$$CNR = \frac{\Delta(SI_{ROIa}, SI_{ROIb})}{\sqrt[2]{(SD_{ROIa})^2 + (SD_{ROIb})^2}}$$

Çalışmamızda CNR hesaplarırken dış hava dansitesine ait ölçümleri SI_{ROIb} değeri olarak kullandık, bu sebeple bu lokalizasyon için çalışmada sadece SNR hesabı yapılmıştır.



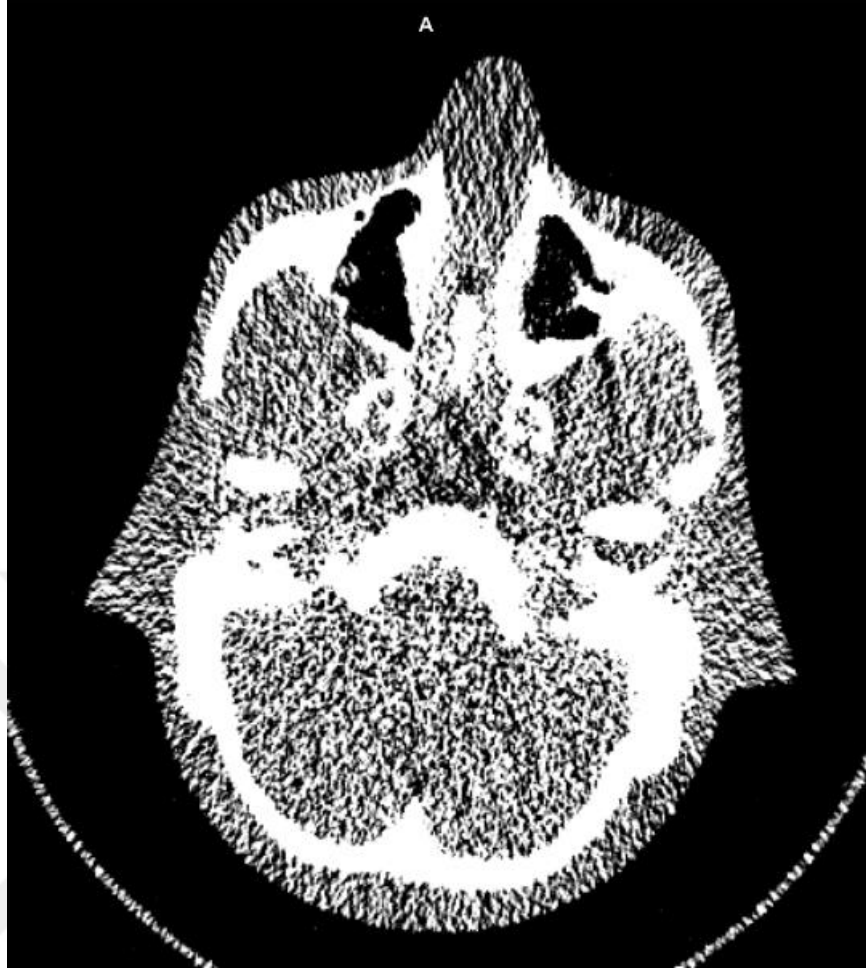
Şekil 1. Yapılan ölçümlere ait örnek görüntü. Soldan sağa doğru sırası ile mukoza(1), yağ(2), yumuşak doku(3), iç hava(4) ve dış hava(5) dansitelerine ait örnek ölçümler gösterilmektedir.

3.3. Öznel Değerlendirme

Gerçekleştirilen çekimler öznel bakıda iki farklı radyolog tarafından görüntü kalitesi yönünden *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography* (42)(Bilgisayarlı Tomografi için Kalite Kriterlerine İlişkin Avrupa Yönergeleri)’nin ölçütlerinden yararlanılarak oluşturulan tablo (Tablo 1) ile gürültü, artefakt ve anatomik ayrıntılar yönünden beş dereceli puanlama sistemi oluşturularak değerlendirildi (41, 42). İncelenen üç veri için gözlemci tarafından belirlenen puanların ortalaması alınarak toplamda 48 farklı puan elde edildi. Üç parametrenin ortalaması ≥ 3 olan görüntüler değerlendirmeye uygun görüntü olarak nitelendirildi. Görüntüler iki gözlemci tarafından kör olarak değerlendirilerek öznel veriler elde edildi (Şekil 2 ve Şekil 3).

Tablo 1. Bilgisayarlı Tomografi için Kalite Kriterlerine İlişkin Avrupa Yönergeleri'nden Yararlanılarak Oluşturulan Puanlama

Görüntü Kalitesi			
Derecelendirme	Gürültü	Artefaktlar	Anatomik Detay ve Lezyonlar
5	Gürültü yok	Yok ya da çok az	Açıkça seçilebilir
4	Ortalamadan az	Az artefakt	Açıkça seçilebilir
3	Ortalama düzeyde	Gürültü ve artefaktlar kabul edilebilir seviyede	Anatomik detaylar daha az, lezyonlar seçilebiliyor
2	Ortalamadan çok	Tanıyı zorlaştıracak düzeyde artefakt var	Anatomik detay seçilemiyor, lezyonlar bulanık görülüyor
1	Kabul edilemez düzeyde gürültü	Kabul edilemez düzeyde artefakt	Anatomik detay ve lezyonlar seçilemiyor



Şekil 2. Yumuşak doku penceresinde her iki gözlemciden en düşük öznel puanı alan örnek görüntü, SEMAR ve AIDR 3D yöntemleri kapalıyken 80 kVp ve 3 mAs parametreleri kullanıldı, gözlemcilerin puan ortalamaları sırasıyla 1,33 ve 1,67 olarak kaydedildi.



Şekil 3. Yumuşak doku penceresinde her iki gözlemciden değerlendirmeye uygun puan alan en düşük radyasyon dozuna sahip görüntü, SEMAR ve AIDR 3D yöntemleri açıkken 100 kVp ve 3 mAs parametreleri kullanıldı, gözlemcilerin puan ortalamaları sırasıyla 3,33 ve 3,67 olarak kaydedildi.

3.4. Radyasyon Dozu Hesabı

Genel bilgiler bölümünde belirtildiği gibi, $CTDI_{vol}$ değerlerini cihazımızdan elde ettikten sonra bu değerden DLP ve ED değerlerini türeterek hesapladık.

3.5. Kullanılan İstatistiksel Yöntemler

İstatistiksel analizler SPSS (IBM, Armonk, NY, ABD) yazılımı 23. sürümü kullanılarak yapıldı. Nesnel veriler SEMAR ve AIDR 3D yöntemleri kapalı ve açıkken farklı mAs ve kVp değerleriyle farklı anatomik lokalizasyonlardan elde olunan dansite değerlerinden nesnel değerlendirme kısmında bahsi geçen formüllerle SNR, CNR değerleri hesaplanarak elde edildi. Elde olunan verilerin normal dağılıma uyup

uymadığı analitik (Kolmogorow-Smirnov/Shapiro-Wilk testleri) ve görsel (histogram) yöntemlerle incelendi. Tanımlayıcı istatistiklerde normal dağılan veriler için ortalama $\pm$ standart sapma ($Ort \pm SD$), normal dağılım göstermeyen veriler için ortanca ve çeyreklere ait değerler kullanıldı. Normal dağılım gösteren değişkenler için ölçümler arası fark eşleştirilmiş T testi kullanılarak, normal dağılım göstermeyen değişkenler için ölçümler arası fark Wilcoxon testi kullanılarak araştırıldı. İki yönlü p-değerinin 0,05'in altında olduğu durumlar istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar şeklinde değerlendirildi.

Öznel veriler BT görüntülerinin iki farklı gözlemci tarafından öznel değerlendirme kısmında anlatıldığı şekilde değerlendirmesi ile elde edildi. Yöntemler mevcut ve mevcut değilken tüm veriler arasındaki fark Wilcoxon ve McNemar testleri ile incelendi. Gözlemciler arası uyum varlığını ve düzeyini araştırmak için Kappa testi kullanıldı. P-değerinin 0,05'in altında olduğu durumlar istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar şeklinde değerlendirildi. Kappa testine ait uyum düzeyi değeri aşağıdaki aralıklar kullanılarak değerlendirildi:

0,00-0,20	düşük veya önemsiz uyum
0,21-0,40	düşük orta düzeyde uyum
0,41-0,60	orta derecede uyum
0,61-0,80	iyi derecede uyum
0,81-1,00	mükemmel uyum

4. BULGULAR

SEMAR ve AIDR 3D yöntemleri kapalı ve açıkken yapılan çekimlerde tüm lokalizasyonlarda SNR ve CNR değerlerindeki değişim istatistiksel olarak anlamlı düzeydeydi ($p<0.05$). Mukozaya ait SNR değerlerinde değişim için $p=0,034$, hesaplanan diğer tüm SNR ve CNR değerleri için ise $p<0.0001$ bulundu (Tablo 2). SEMAR ve AIDR 3D sonrası en fazla değişim gösteren SNR değeri yumuşak dokuya ($\text{Ort}\pm\text{SD}$ yöntemler kapalıyken $2,36\pm1,78$, açıkken $6,28\pm2,64$), en az değişim gösteren SNR ise yağ dokuya ($\text{Ort}\pm\text{SD}$ yöntemler kapalıyken $2,75\pm1,54$, açıkken $4,35\pm1,51$) aitti (Tablo 2). Yöntemlerin uygulanmasının ardından en fazla artış gösteren CNR değeri paranazal havaya (ortanca değeri yöntemler kapalıyken 2,429, açıkken 7,7487), en az artış gösteren CNR ise mukozaya (ortanca değeri yöntemler kapalıyken 19,695, açıkken 42,015) aitti (Tablo 2).

SEMAR ve AIDR 3D mevcut olmayan çekimlerde öznel puanlara ait ortalama değer 2,5 iken yöntemler uygulandığında ortalama değer 3,67 olarak tespit edildi ve puanlardaki artış istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0,0001$) (Tablo 3). Öznel puanlamada yöntemler kapalıyken elde edilen 24 çekimden 6'sı, yöntemler açık iken elde edilen 24 çekimden 20'si her iki gözlemciden de üç ve üzeri ortalama puan aldı. SEMAR ve AIDR 3D kapalı iken gerçekleştirilen 24 çekimin 14'ü başlangıçta değerlendirmeye uygun bulunmazken yöntemler uygulandıktan sonra her iki gözlemci için de değerlendirmeye uygun bulundu. Yöntemler kapalı iken öznel değerlendirmede üç ve üzeri puan alan altı çekimin beşi kurumumuzun cihazına ait paranazal BT presetine (120 kVp, 100 mAs DLP: 162 mGy-cm, ED: 0,3226 mSv) kıyasla daha fazla radyasyon dozu içermekteydi, biri ise %27 düzeyinde doz azaltımı sağlamaktaydı. SEMAR ve AIDR 3D açıkken öznel değerlendirmeden üç ve üzeri puan alan 20 çekimin 15'inde mevcut presetle kıyasla daha düşük radyasyon dozu tespit edildi. Düşük dozlu çekimler arasında en yüksek puanlara sahip çekimler ise 100 kVp için 64 mAs, 120 kVp için 14 ve 32 mAs değerleri olup gözlemcilerin puanları üç çekim için de 4,67 ve 4 olarak tespit edildi (Tablo 6). 15 adet düşük dozlu çekim içerisinde en düşük doza sahip çekim kurumumuzun presetine kıyasla %96 oranında doz azaltımı sağlayabiliyordu (Tablo 6). En düşük dozlu çekime ait parametreler 100 kVp ve 3

mAs, DLP değeri 6,3 mGy-cm, ED değeri 0,0145 mSv olarak tespit edildi. Bu çekimin öznel puan ortalamaları gözlemciler için sırası ile 3,33 ve 3,67 olarak tespit edildi.

Her iki gözlemciye ait öznel değerlendirmeler arasındaki uyum Kappa testi ile anlamlı düzeyde bulundu ($p<0,0001$), gözlemciler arası uyum ise iyi derecede olarak tespit edildi (kappa değeri=0,61) (Tablo 5).

Öznel ve nesnel veriler arasındaki korelasyonu görmek amacıyla lokalizasyon alt grupları için oluşturulan noktalı grafiklerde, her iki gözlemciye ait öznel puanlardaki artış ile SNR ve CNR değerlerindeki artış arasında pozitif korelasyon olduğu tespit edildi (Şekil 4, 5, 6, 7 ve 8).

Tüm çekimlere ait örnek görüntüler Şekil 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15 ve 16 da sunulmuştur.

Tablo 2. Lokalizasyonlara Göre Nesnel Değerlendirme Sonuçları

Lokalizasyon		SEMAR ve AIDR Yöntemleri	1. çeyrek	Ortanca	3. çeyrek	ortalama±std sapma	P değeri
Mukoza	SNR	kapalı	0,2825	0,47	0,9	0,64±0,52	p=0,034
		açık	0,535	0,82	1,3725	1,10±0,89	
	CNR	kapalı	10,595	19,695	43,05	30,17±25,53	p<0,0001
		açık	31,445	42,015	88,5425	63,55±49,48	
Yağ	SNR	kapalı	-4,12	-2,595	-1,295	-2,75±1,54	p<0,0001
		açık	-5,07	-4,305	-3,35	-4,35±1,51	
	CNR	kapalı	7,7175	16,5857	24,9792	17,09±10,98	p<0,0001
		açık	26,6277	38,8809	43,9958	36,86±13,20	
Yumuşak Doku	SNR	kapalı	1,155	2,03	3,425	2,36±1,78	p<0,0001
		açık	4,655	6,165	7,95	6,28±2,64	
	CNR	kapalı	10,2659	21,7453	33,1907	24,45±18,68	p<0,0001
		açık	44,6634	57,0065	91,0608	64,95±23,71	
Paranasal Hava	SNR	kapalı	-23,018	-17,21	-12,363	-17,28±7,73	p<0,0001
		açık	-54,213	-33,24	-21,273	-38,55±22,24	
	CNR	kapalı	1,4951	2,429	3,7724	2,94±1,80	p<0,0001
		açık	5,875	7,7487	10,6384	9,05±4,14	
Dış Hava	SNR	kapalı	-61,59	-35,09	-22,055	-42,99±30,49	p<0,0001
		açık	-155,25	-95,2	-67,638	-116,3±14,08	
	CNR	kapalı	-	-	-	-	-
		açık	-	-	-	-	

Not: Dış havaya ait ölçümler CNR hesabı için kullanıldığından bu alan için CNR hesaplanmadı.

Tablo 3. Öznel Değerlendirmede Wilcoxon Testi ile Yöntemler Öncesi-Sonrası Puan Ortalamalarının Farkının İncelenmesi

SEMAR ve AIDR Yöntemleri	1. çeyrek	ortanca	3. çeyrek	
Kapalı	1,67	2,5	3	
Açık	3,33	3,67	4,33	p<0,0001

Tablo 4. Öznel Verilerde Yöntemler Öncesi-Sonrası Değerlendirmeler Arasındaki Farkın Anlamlılığının McNemar Testi ile İncelenmesi

SEMAR ve AIDR		Mevcut		Toplam	
	Tanısal uygunluk	uygun değil	uygun		
Mevcut değil	uygun değil	5	25	30	
	uygun	0	18	18	
Toplam		5	43	48	p<0,0001

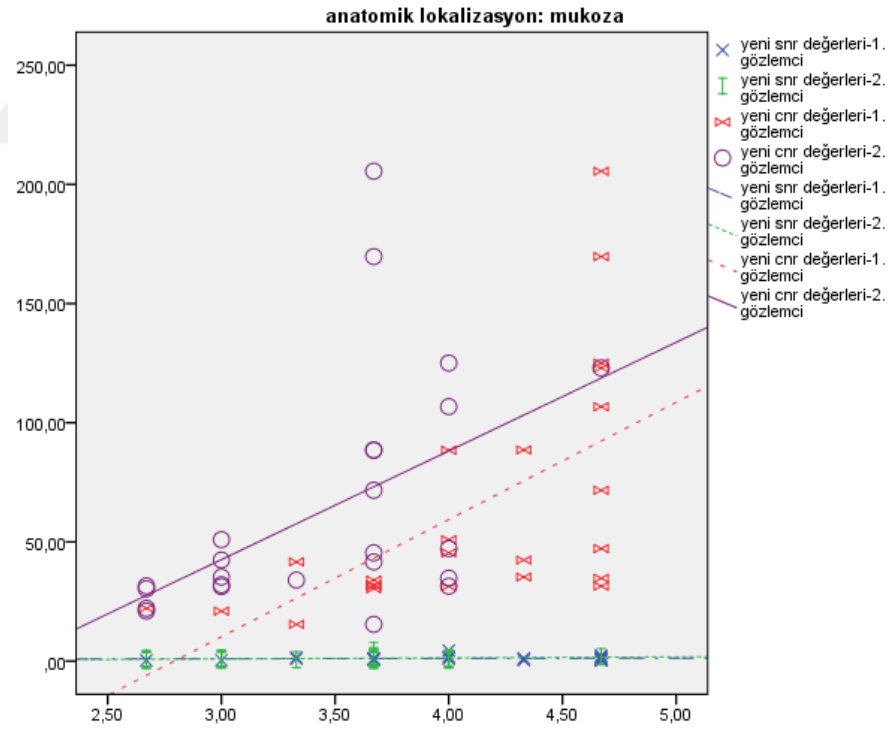
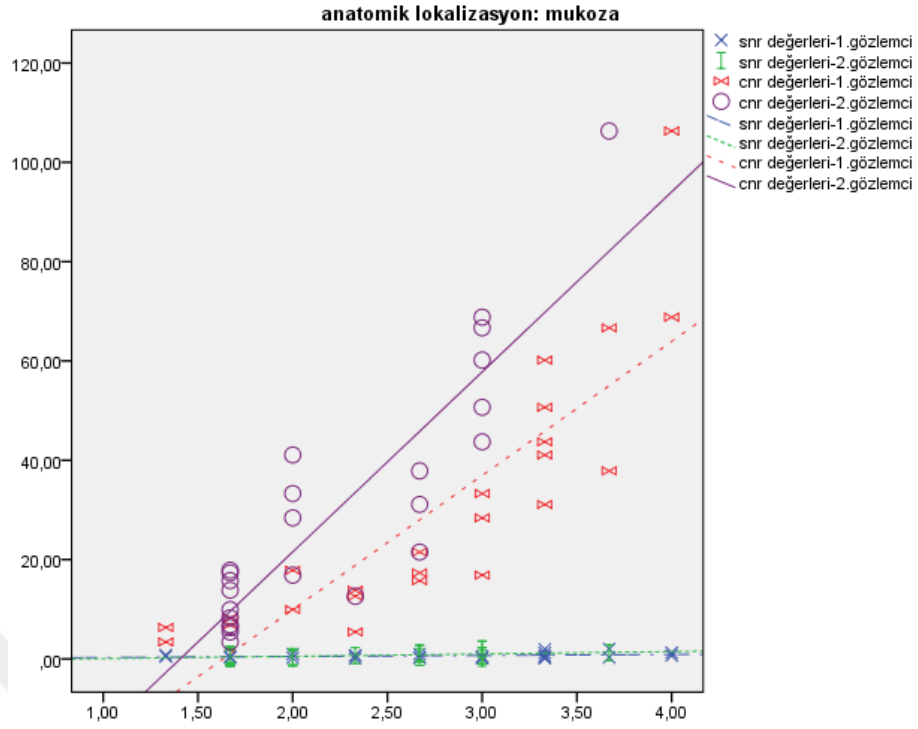
Tablo 5. Öznel Değerlendirmede Gözlemciler Arası Uyumun Kappa Testi ile İncelenmesi

		İkinci gözlemci		Toplam	
	tanısal uygunluk	uygun değil	uygun		kappa değeri
Birinci gözlemci	uygun değil	13	0	13	
	uygun	9	26	35	0,61
Toplam		22	26	48	p<0,0001

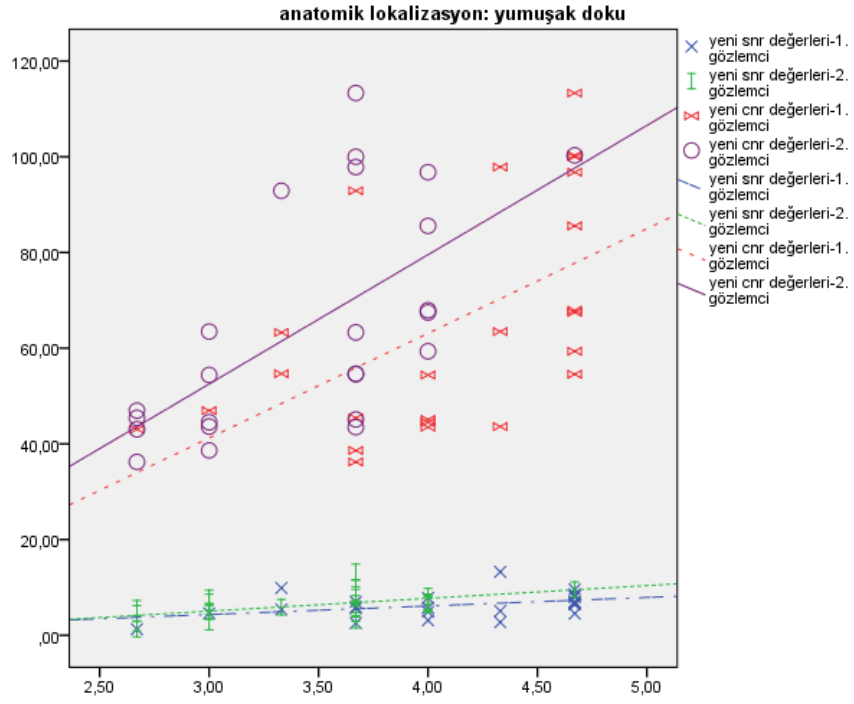
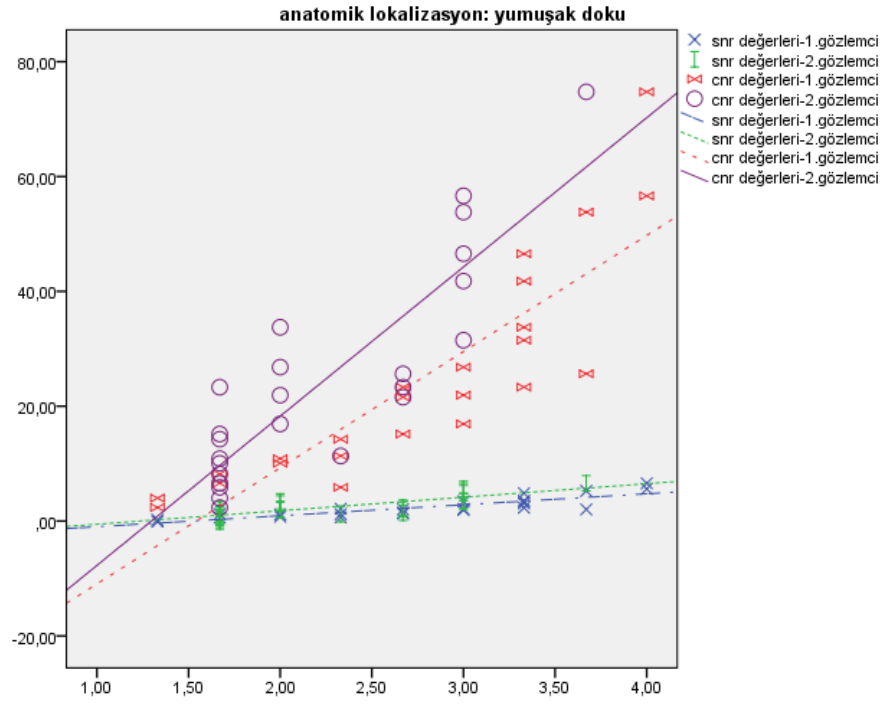
Tablo 6. Her İki Gözlemcinin Öznel Puanları ve Çekimlere Ait Doz Değerleri ve Cihazımızın Presetine Ait Parametreler

voltaj (kVp)	akım (mAs)	SEMAR ve AIDR 3D yöntemleri				DLP (mGy*cm)	ED (mSv)
		mevcut değil		mevcut			
80	3	1,33	1,67	2,67	2,67	3,6	0,0083
	7	1,33	1,67	3,00	2,67	7,2	0,0166
	14	1,67	1,67	3,67	2,67	13,5	0,0311
	32	2,33	1,67	3,67	3,00	31,5	0,0725
	64	3,00	2,00	4,00	3,00	63	0,1449
	129	3,00	2,00	4,00	3,00	126,9	0,2919
100	3	2,33	1,67	3,33	3,67	6,3	0,0145
	7	2,00	1,67	3,33	3,67	12,6	0,0290
	14	2,67	1,67	4,00	3,67	26,1	0,0600
	32	3,00	2,00	4,33	3,67	58,5	0,1346
	64	3,33	3,00	4,67	4,00	117,9	0,2712
	129	3,33	3,00	4,67	4,00	237,6	0,5465
120	3	1,67	1,67	3,67	3,33	9,9	0,0228
	7	2,00	1,67	4,00	3,67	19,8	0,0455
	14	2,67	1,67	4,67	4,00	40,5	0,0932
	32	3,33	2,00	4,67	4,00	91,8	0,2111
	64	3,33	3,00	4,67	4,00	183,6	0,4223
	129	3,67	3,00	4,67	4,67	389,7	0,8963
135	3	2,33	2,33	3,67	2,67	13,5	0,0311
	7	2,67	2,67	4,33	3,00	26,1	0,0600
	14	3,33	2,67	4,33	3,00	53,1	0,1221
	32	3,67	2,67	4,67	3,67	121,5	0,2795
	64	4,00	3,00	4,67	3,67	242,1	0,5568
	129	4,00	3,67	4,67	3,67	515,7	1,1861
120*	100* -	-	-	-	-	162*	0,3726*

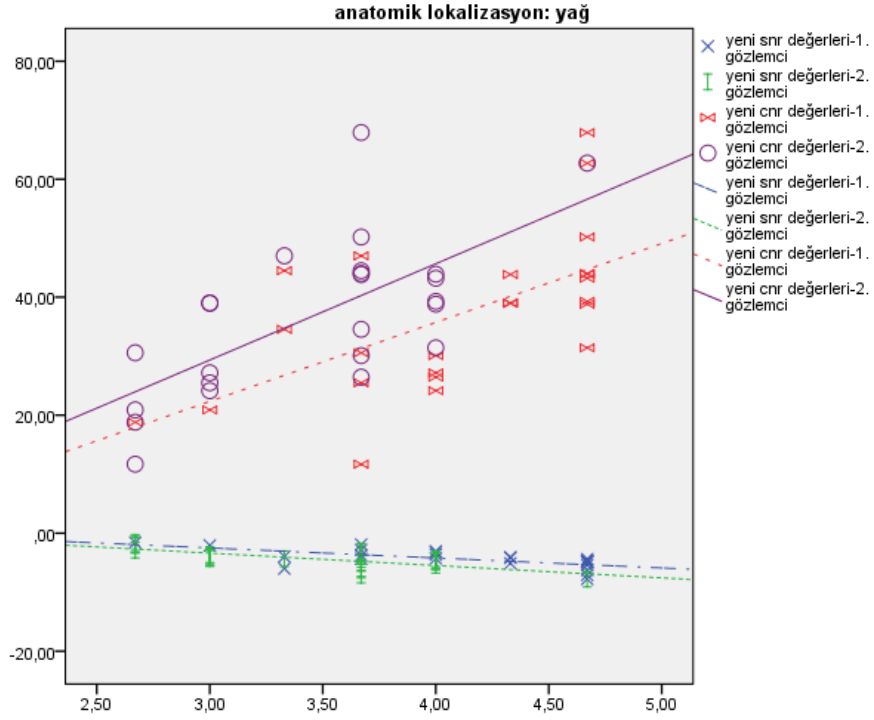
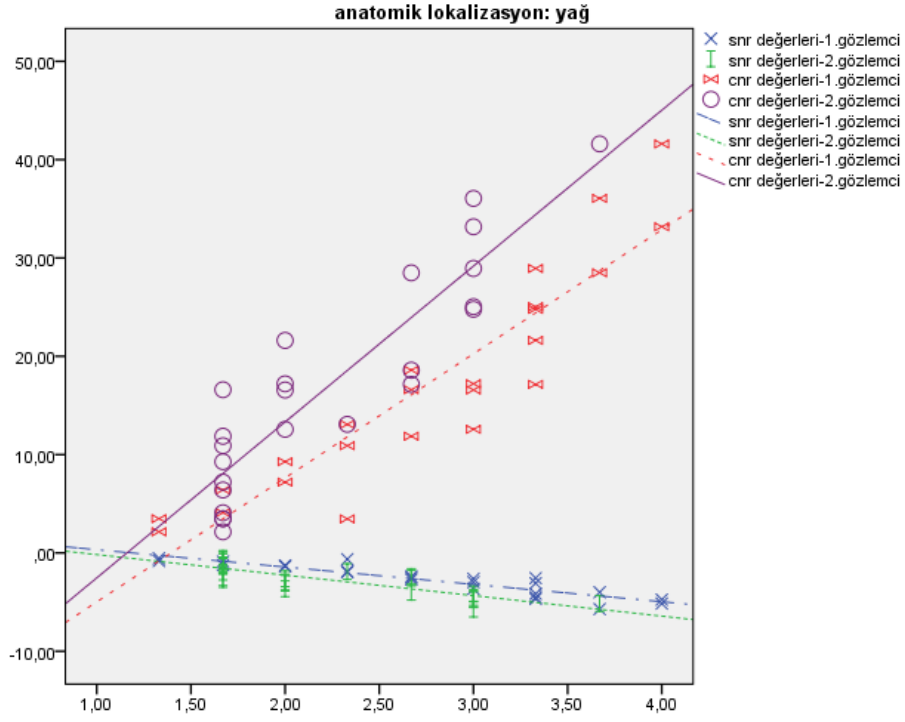
*: cihazımıza ait preset parametreleri



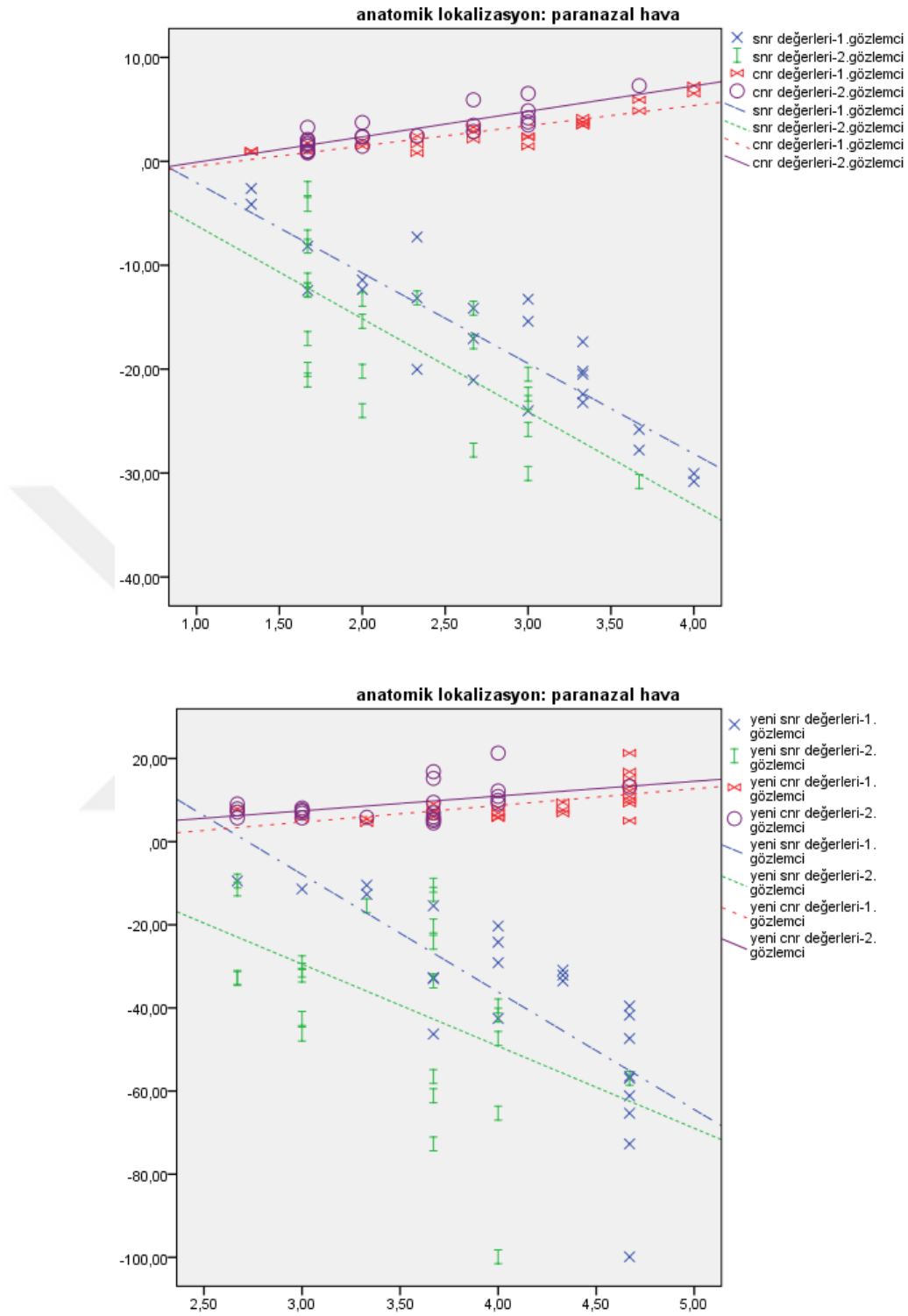
Şekil 4. Mukozaya ait SNR ve CNR değerleri ile öznel puanların korelasyonu sunulmaktadır. Üstteki grafikte SEMAR ve AIDR 3D mevcut değilken alttaki grafikte ise her iki yöntem mevcutken elde olunan veriler sunulmuştur.



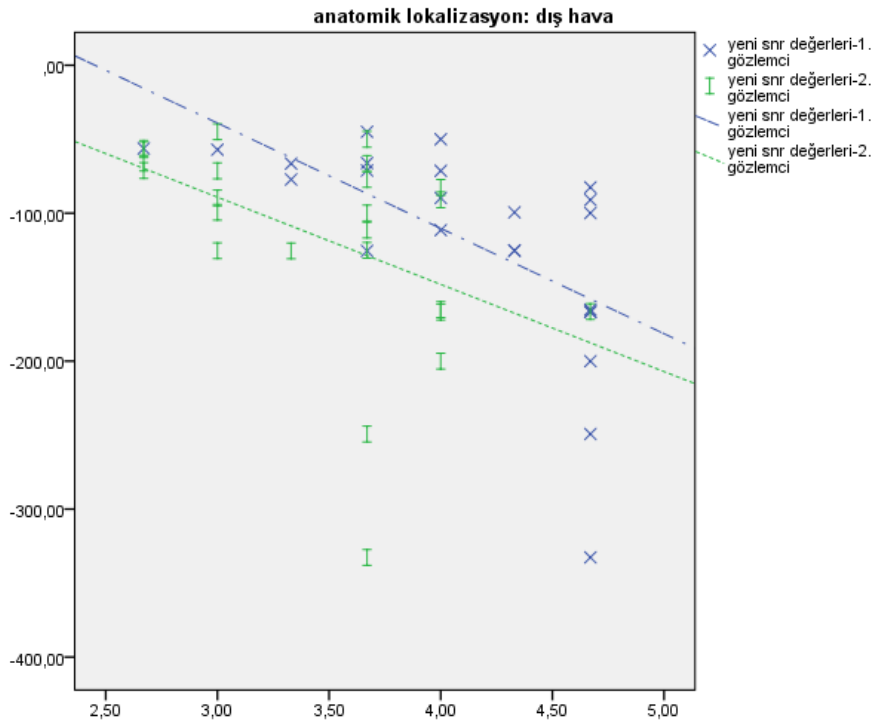
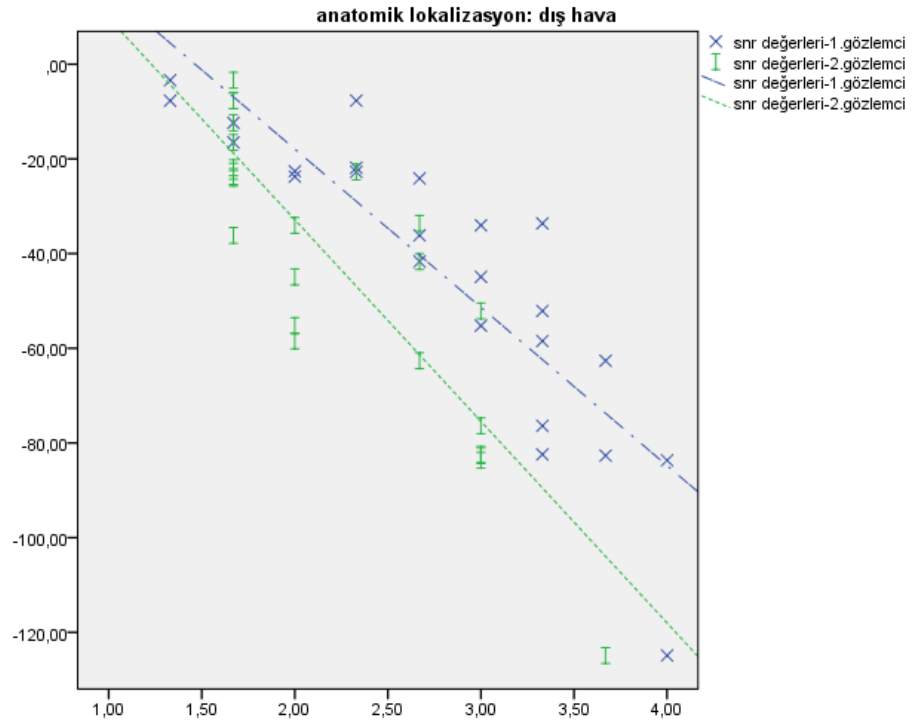
Şekil 5. Yumuşak dokuya ait SNR ve CNR değerleri ile öznel puanların korelasyonu sunulmaktadır. Üstteki grafikte SEMAR ve AIDR 3D mevcut değilken alttaki grafikte ise her iki yöntem mevcutken elde olunan veriler sunulmuştur.



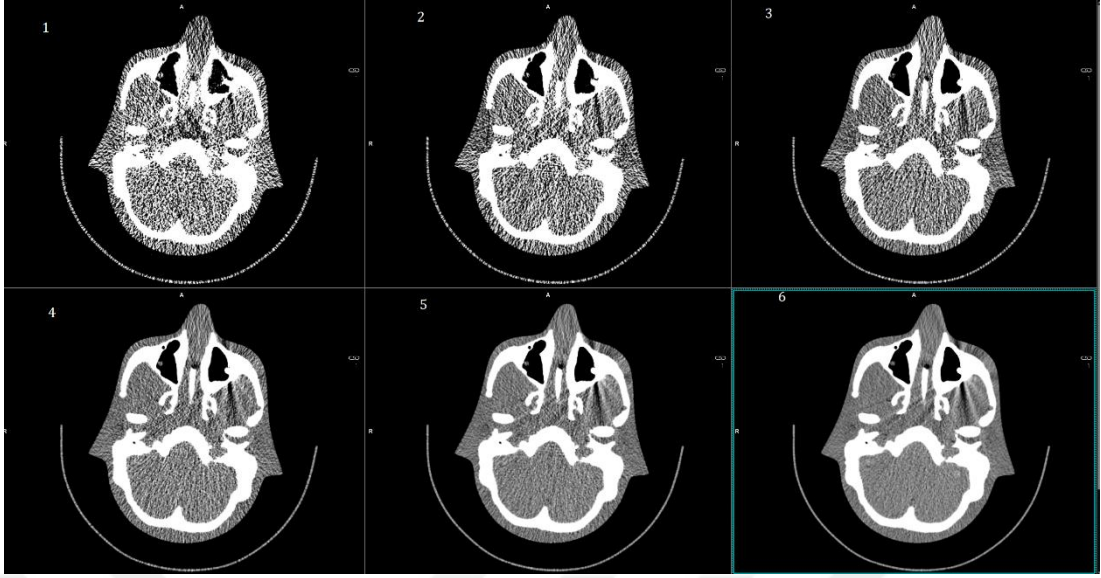
Şekil 6. Yağ dokuya ait SNR ve CNR değerleri ile öznel puanların korelasyonu sunulmaktadır. Üstteki grafikte SEMAR ve AIDR 3D mevcut değilken alttaki grafikte ise her iki yöntem mevcutken elde olunan veriler sunulmuştur.



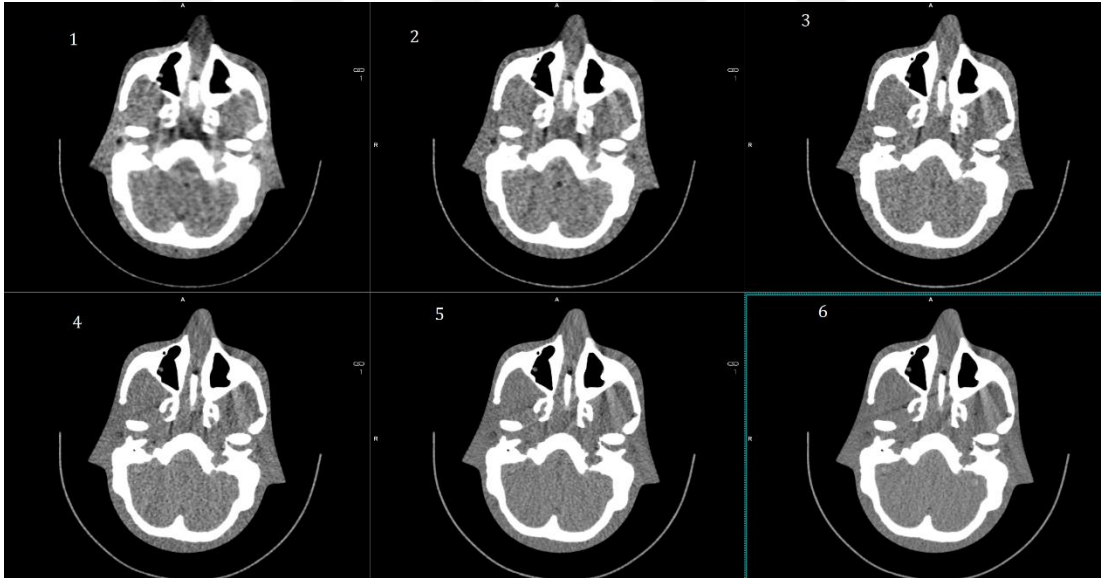
Şekil 7. Paranazal havaya ait SNR ve CNR değerleri ile öznel puanların korelasyonu sunulmaktadır. Üstteki grafikte SEMAR ve AIDR 3D mevcut değilken alttaki grafikte ise her iki yöntem mevcutken elde olunan veriler sunulmuştur.



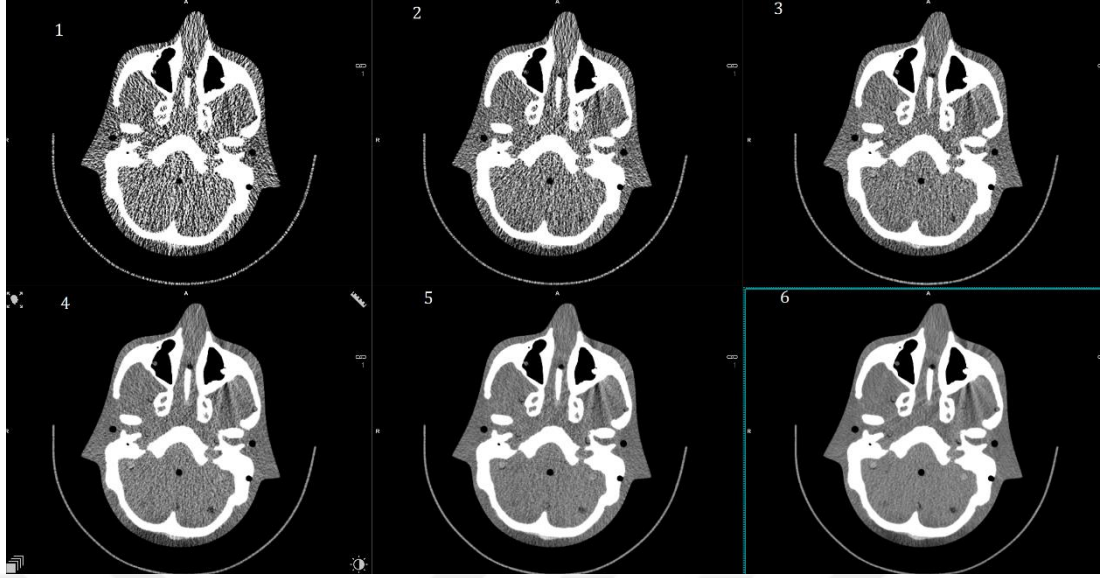
Şekil 8. Dış havaya ait SNR değerleri ile öznel puanların korelasyonu sunulmaktadır. Üstteki grafikte SEMAR ve AIDR 3D mevcut değilken alttaki grafikte ise her iki yöntem mevcutken elde olunan veriler sunulmuştur.



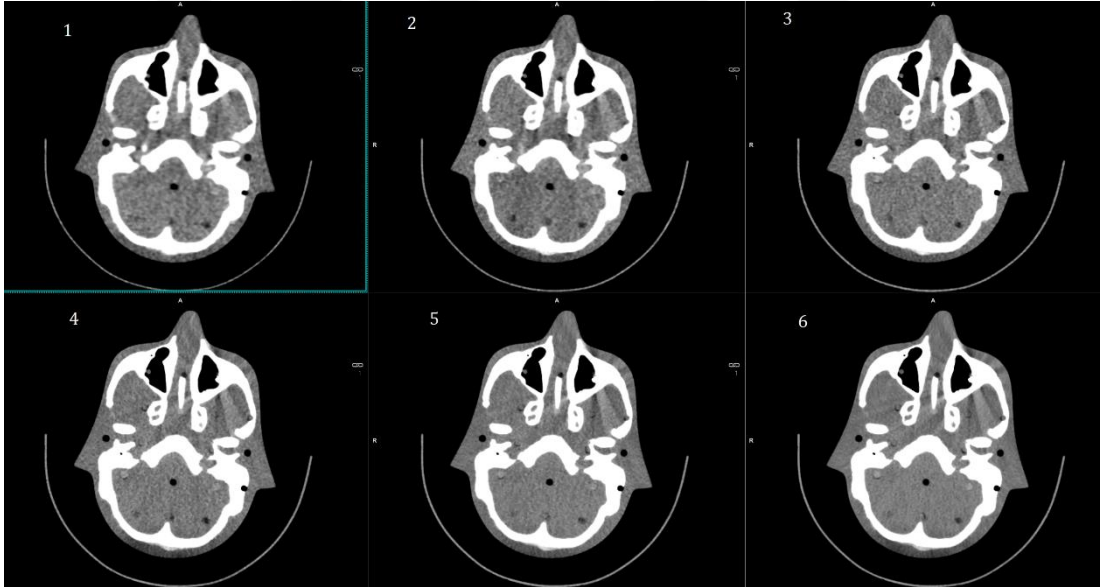
Şekil 9. 80 kVp'de sırasıyla farklı mAs değerlerinde SEMAR ve AIDR 3D kapalı iken gerçekleştirilen çekimler



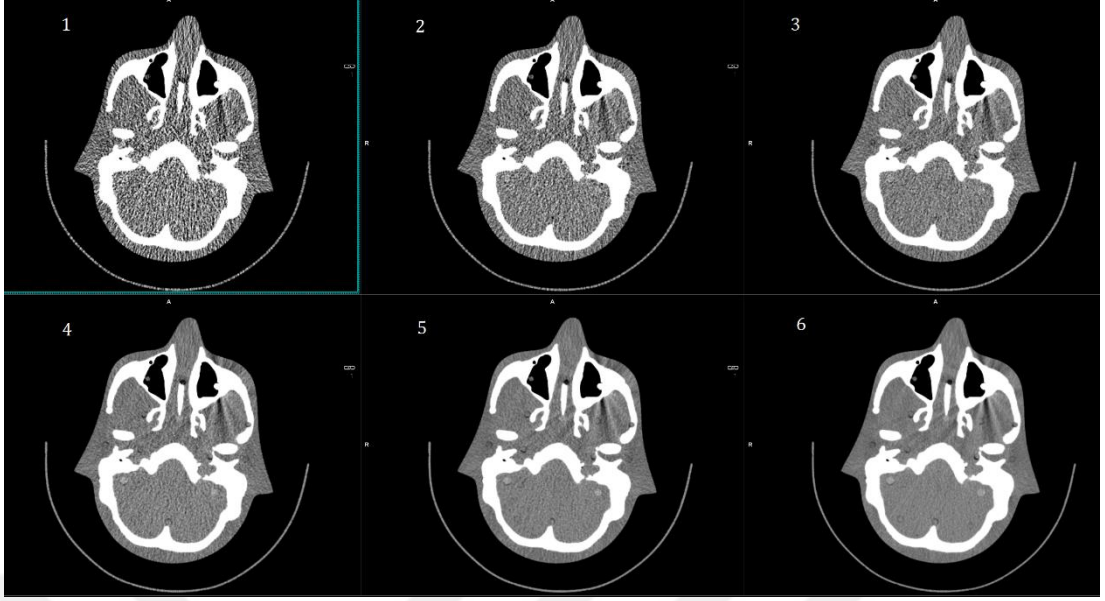
Şekil 10. 80 kVp'de sırasıyla farklı mAs değerlerinde SEMAR ve AIDR 3D açık iken gerçekleştirilen çekimler



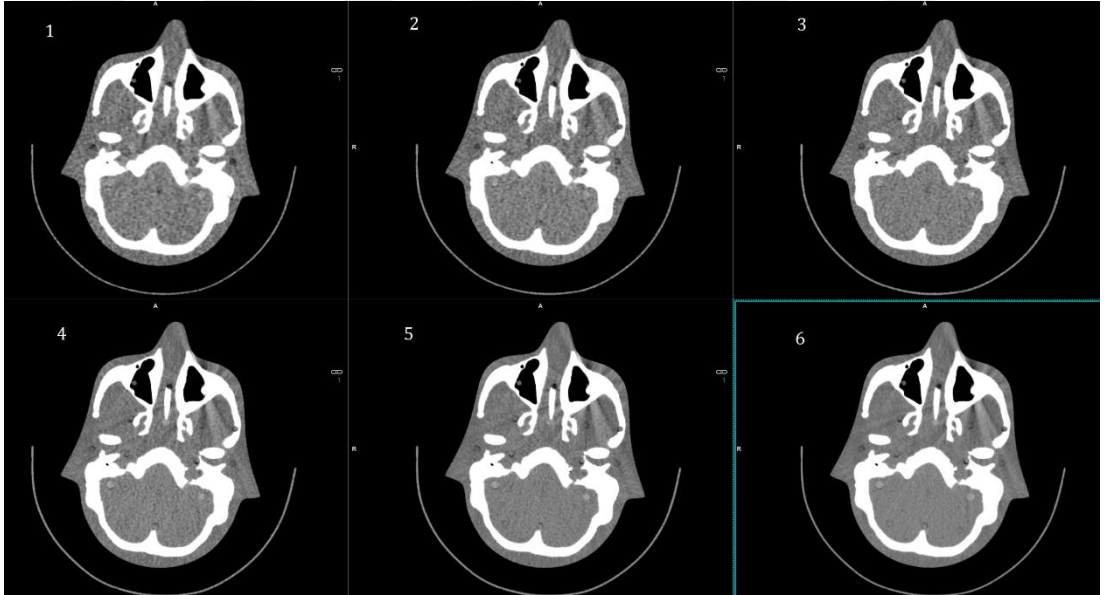
Şekil 11. 100 kVp'de sırasıyla farklı mAs değerlerinde SEMAR ve AIDR 3D kapalı iken gerçekleştirilen çekimler



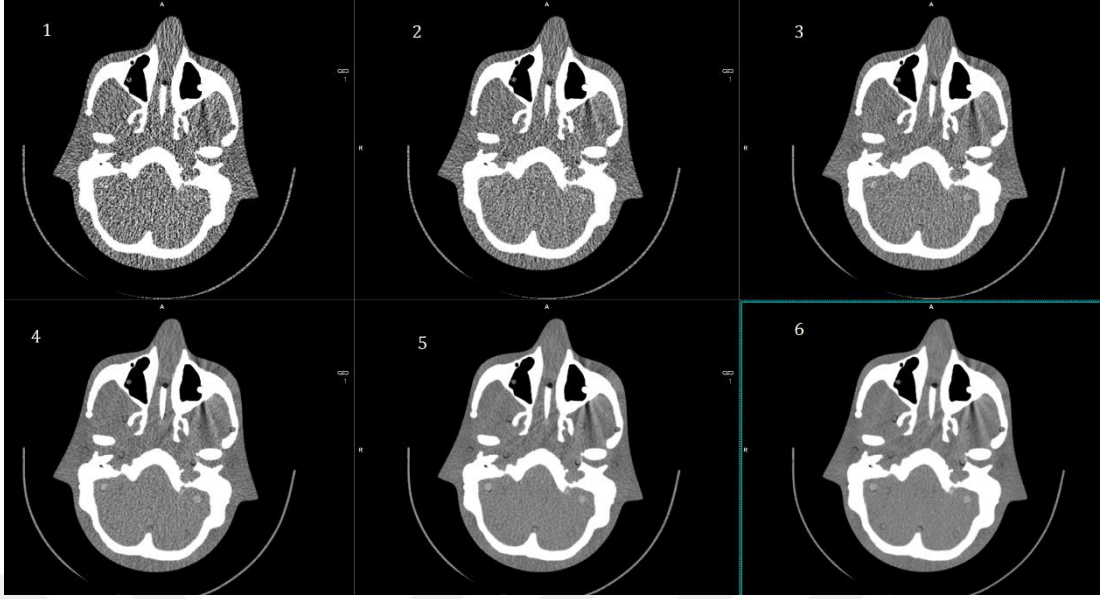
Şekil 12. 100 kVp'de sırasıyla farklı mAs değerlerinde SEMAR ve AIDR 3D açık iken gerçekleştirilen çekimler



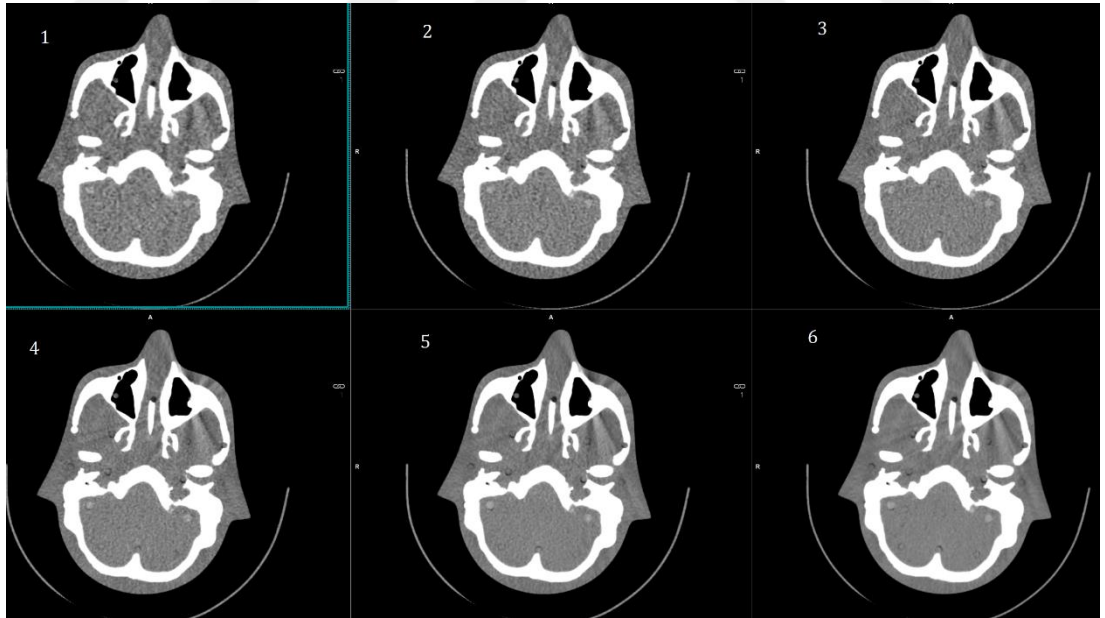
Şekil 13. 120 kVp'de sırasıyla farklı mAs değerlerinde SEMAR ve AIDR 3D kapalı iken gerçekleştirilen çekimler



Şekil 14. 120 kVp'de sırasıyla farklı mAs değerlerinde SEMAR ve AIDR 3D açık iken gerçekleştirilen çekimler



Şekil 15. 135 kVp'de sırasıyla farklı mAs değerlerinde SEMAR ve AIDR 3D kapalı iken gerçekleştirilen çekimler



Şekil 16. 135 kVp'de sırasıyla farklı mAs değerlerinde SEMAR ve AIDR 3D açık iken gerçekleştirilen çekimler

5. TARTIŞMA

Metal artefaktı ihtiva eden fantom maket ile paranasal sinüs bölgesinde gerçekleştirdiğimiz çekimlerde, SEMAR ve AIDR 3D yöntemlerini beraber uygulayarak SNR ve CNR değerlerinde anlamlı artış tespit ettik. Elde olunan tüm çekimlerde SNR ve CNR değerlerindeki artış ile öznel puanlar arasında pozitif korelasyon tespit ettik. Öznel değerlendirmede SEMAR ve AIDR 3D uygulanmış çekimlerde aynı parametrelere sahip yöntemler uygulanmamış çekimlere kıyasla anatomik detay, gürültü ve artefakt değerlendirmesi yaptığımız ortalama puanlarda anlamlı artış tespit ettik. SEMAR ve AIDR 3D uygulamaları sonrasında elde edilen 24 çekimin 15'inde çekim yaptığımız cihazın presetine kıyasla daha düşük dozda ve değerlendirmeye uygun çekimler elde edebildik. SEMAR ve AIDR 3D yöntemleri mevcutken değerlendirmeye uygun olarak nitelendirilen en düşük dozlu çekime ait parametreleri 100 kVp ve 3 mAs olarak tespit ettik. Bu çekime ait doz değerlerini ise DLP için 6,3 mGy-cm, ED için 0,0145 mSv olarak hesapladık. Mevcut preset ile kıyasladığımızda değerlendirmeye uygun bulunan düşük dozlu çekimlerde %21 ile %96 arasında doz redüksiyonu tespit ettik. Verilerimiz SEMAR ve AIDR 3D uygulanan görüntülerde radyasyon dozunu azaltırken görüntü kalitesinin korunabileceğini gösterdi.

Çalışmamızın sonuçlarından yola çıkarak gerçek hastalar için oldukça düşük dozda radyasyon içeren ve uygun tanısal kalitede çekim protokolleri kurgulayabilmek mümkün olacaktır. BT nedeniyle maruz kalınan X ışını doğrudan ve dolaylı etkilerle DNA üzerinde hasara yol açmakta ve bazı kanserlere yakalanma riskinde artışa neden olmaktadır (43, 44). ALARA (as low as reasonably achievable) ve ALADA (as low as diagnostically achievable) olarak bilinen mümkün olan en az doz ile en yararlı ve tanısal kalitesi en yüksek görüntü eldesi prensipleri bu nedenle önemlidir. Günümüzde tanısal kapasitesi nedeniyle eskiye kıyasla artan, çeşitli endikasyonlar nedeniyle tekrarlanan BT çekimlerinde doz azaltımı sağlamak önem kazanmaktadır. AAPM (*American Association of Physicists in Medicine*, Amerikan Tıp Fizikçileri Derneği) tarafından yayınlanan çeşitli çekimlere ait genel efektif doz değerlerinden bahseden raporda dental grafilere ait değer <0,1 mSv olarak belirtilirken baş bölgesine yönelik BT'ye ait değerler ise 1-2 mSv olup grafiye kıyasla en az 10-20 kat daha fazla

radasyon dozu içermektedir (21). Nauer ve ark. tarafından yapılan çalışmada ise yetişkinler için kafa grafi dozu AP grafide 0,107 mSv, PA grafide 0,027 mSv, lateral grafide ise 0,022 mSv olarak belirtilmiştir (45). Radyasyon dozu açısından standart çekimlerde grafiler BT'ye kıyasla oldukça üstündür fakat yapılan çalışmalar BT'nin tanısal açıdan daha üstün olduğunu göstermektedir (46, 47). Çalışmamızda SEMAR ve AIDR 3D uygulandığında değerlendirmeye uygun bulunan düşük doz paranazal BT çekimlerinde standart BT çekim dozuna kıyasla oldukça düşük dozlar tespit edildi. Çekimlerimizde bulunan en düşük ED değeri ise standart radyografiler için belirtilen doza uyan aralığa tekabül etmekteydi (tespit edilen en düşük ED: 0,0145 mSv). Böylece çok sayıda kesit içeren, osteomeatal ünite ve varyasyonel anatomi gibi detayları daha iyi gösterebilen BT'de radyografilere ait düşük dozları yakalayabildik. Çalışmamızda SEMAR ve AIDR 3D uyguladığımızda radyografi ile BT'nin faydalı yönlerinin bir arada bulunabileceğini gördük ki bu da ALARA ve ALADA olarak bilinen mümkün olan en az doz ile en yararlı ve tanısal kalitesi yüksek görüntü eldesi prensiplerine uyum sağlamaktadır.

AIDR 3D gibi rekonstrüksiyon için FBP verilerinden yararlanan IR teknikleri hibrit teknikler olarak sınıflanır. Farklı üreticilere ait hibrit IR teknikleri şunlardır: ASiR (*Adaptive Statistical Iterative Reconstruction*, GE), AIDR 3D (*Adaptive Iterative Dose Reduction 3D*, Canon), IRIS (*Iterative Reconstruction in Image Space*, Siemens), SAFIRE (*Sinogram-Affirmed Iterative Reconstruction*, Siemens), ADMIRE (*Advanced Modeled Iterative Reconstruction*, Siemens) ve iDose4 (Philips). Paranazal sinüs bölgesinde AIDR 3D ve diğer hibrit IR yöntemleri uygulanarak yapılmış çalışmalar bulunmaktadır. Schulz ve ark. paranazal sinüs bölgesinde SAFIRE'i farklı güç düzeylerinde kullanılarak radyasyon dozunda %15-85 azalma sağlanabileceğini, ED'nin 0,09 mSv'ye kadar düşürülebileceğini göstermiştir (48). Bulla ve ark. IRIS uygulayarak %60 a ulaşan doz redüksiyonu sağlayabilmiş ve ED için 0,11 mSv'ye ulaşan düşüş tespit etmiştir (49). Bizim çalışmamızda ise elde ettiğimiz en düşük ED 0,0145 mSv ile her iki çalışmaya kıyasla daha düşük bulunmuştur. Bir diğer çalışmada Schaafs ve ark. AIDR 3D uygulayarak paranazal sinüs BT'de standart ve düşük dozlu incelemeler gerçekleştirmiştir (50). Bu çalışmada %20-82 arasında doz redüksiyonu sağlanabileceği ve AIDR 3D uygulanan düşük doz çekimde uygulanmayana kıyasla

görüntü kalitesinin geliştiği tespit edilmiş, ED en düşük 0,08 mSv olarak ölçülmüştür (50). Çalışmamızda da var olan farklı kVp ve mAs değerlerine sahip düşük dozlu çekimlerde SEMAR ve AIDR 3D uygulandığında nesnel verilerin tamamında anlamlı sayısal artış sağlanırken öznel verilerde ise sadece tek bir öznel puanda artış gözlenmemiş, diğer tüm puanlarda SEMAR ve AIDR 3D uygulandıktan sonra artış gözlenmiştir. Paranasal sinüs bölgesinde yapılan bir diğer araştırmada Schaafs ve ark. AIDR 3D veya SAFIRE uygulanan çekimleri görüntü kalitesi ve doz açısından kıyaslamıştır (51). Elde edilen sonuçlarda her iki yöntem de etkin doz azaltımı sağlarken SAFIRE düşük ED değeri açısından AIDR 3D ise gürültü azaltımı açısından diğerine göre daha üstün bulunmuş, ED değerleri sırasıyla 0,057 ve 0,067 mSv olarak tespit edilmiştir (51). Bizim çalışmamızda AIDR 3D dışında IR tekniği bulunmadığından görüntü kalitesi değişiminde kıyasta SEMAR ve AIDR 3D olmayan çekimi kullandık ve değişimi anlamlı düzeyde bulduk fakat bu ve diğer çalışmalarda yalnızca AIDR 3D uygulanan çekime kıyasla SEMAR ve AIDR 3D uyguladığımız çekimlerimizde daha fazla doz redüksiyonu tespit ettik. Bu noktada görüntü kalitesinin geliştirilmesinde SEMAR tekniğinin katkısı olduğunu düşünüyoruz. Yukarıda bahsedilen dört çalışma (48-51) ile kendi çalışmamız arasındaki farklılıklar SEMAR ve AIDR 3D' nin beraber uygulanması ile artan görüntü kalitesini yansıtabileceği gibi bahsedilen çalışmalarda gerçek hastaların mevcudiyetinde çalışmamıza göre farklı sonuçlar elde edilmiş olabilir. Bu noktada gerçek hastalar üzerinde çalışmamızın verilerinin değerlendirilmesi gereklidir. Yine var olan başka bir çalışmada Diklic ve ark. paranasal sinüs BT'de SAFIRE uygulayarak yaptıkları araştırmada radyasyon dozunda gerçek hastalarda %60 düşüş sağlarken fantomda benzer özellikteki düşük dozlu çekimi değerlendirmek için yetersiz bulmuşlar, DLP'yi gerçek çekimlerde en az 73,5 mGy-cm olarak tespit etmişlerdir (52). Bu çalışmayı hesaba katarak fantom üzerinde tespit ettiğimiz parametrelerin gerçek hastalar için yeterli olabileceğini öngörüyoruz.

Metal artefaktlarını azaltmak ve görüntüleme kalitesini artırmak amacıyla farklı üreticiler tarafından geliştirilen yazılımlar şöyledir: SEMAR (*Single Energy Metal Artefact Reduction*, Canon), O-MAR (*MAR for orthopaedic implants*, Philips), İMAR (*iterative MAR*, Siemens) ve SmartMAR (GE). Çeşitli MAR teknikleri ile

ortopedik implantlara yönelik ve baş boyun bölgesindeki metal artefaktlarını engellemeye yönelik araştırmalar yapılmıştır. Kidoh ve ark. yaptıkları çalışmada diş dolgularına ait artefaktlı çekimlerde O-MAR uygulandığında metal artefaktının azalmasının yanı sıra görüntü kalitesinin arttığını, gürültünün azaldığını tespit etmişlerdir (53). Chou ve ark. metal artefaktını ve görüntü kalitesini araştırmak için farklı üreticilere ait MAR ve IR tekniklerini kullanılarak nonspesifik fantomda çekimler gerçekleştirmiş ve yapılan bu araştırmada SEMAR ve AIDR teknikleri beraber uygulanarak elde edilen görüntüler diğer üreticilerin benzer şekilde elde edilen görüntülerinden üstün bulunmuştur (54). Yine aynı çalışmada sadece IR tekniklerinin uygulandığı çekimlerde AIDR diğer IR tekniklerine kıyasla metal artefaktlarını daha fazla azaltabilmiş, SEMAR ve AIDR beraber uygulandığında yalnızca SEMAR uygulanan çekime kıyasla görüntü kalitesinin artırıldığı belirtilmiştir (54). Yukarıda bahsedilen iki çalışma (53, 54)değerlendirildiğinde MAR ve IR tekniklerinin görüntü kalitesini geliştirmede birbirini olumlu etkileyeceği düşünülebilir. Bizim çalışmamızda da diğer örneklerle beraber değerlendirildiğinde bu yönde sonuç elde edildi. Yasaka ve ark. tarafından yapılan çalışmada ise AIDR 3D ile AIDR 3D+SEMAR yazılımları uygulanan diş dolgularına ait metal artefaktlı çekimlerde görüntü kalitesinde ve artefaktların azalımında her iki teknik mevcutken belirgin iyileşme tespit edilmiştir (55). Nagayama ve ark. tarafından yapılan çalışmada ise derin beyin stimülasyonu implantına ait artefaktların azaltılmasında sadece AIDR 3D uygulanan çekimlere kıyasla SEMAR ve AIDR 3D uygulanan çekimler üstün bulunmuş, her iki teknik uygulandığında metalik implant etrafında görülebilirlikte artış izlenmiştir (56). Bizim çalışmamızda da öznel puanlardaki değişimden sorumlu olan faktörlerden biri artefakt düzeyi olup yapay olarak oluşturduğumuz artefaktların SEMAR+AIDR 3D uygulanan çekimlerde azaldığını, her iki yöntem uygulanmayan çekimlere göre öznel puanlarda anlamlı artış olduğunu gördük. Subhas ve ark. yaptıkları çalışmada metal artefaktlı nonspesifik fantomda FBP+ADMIRE ile MAR+ADMIRE kombinasyonları ile metal artefaktları azaltılırken daha düşük dozda çekimlerde görüntü kalitesinin korunabildiğini göstermişlerdir (57). Bu çalışmada da gösterildiği gibi bizim de elde ettiğimiz düşük doz çekimler SEMAR ve AIDR 3D mevcutken benzer şekilde sonuçlar gösterilebilmiştir. Burada doz düşüşü mevcutken kalitenin geliştirilebilmesinde X ışını enerji spektrumundaki değişim ve buna bağlı

olarak ışın sertleşmesi artefaktının azalması, fotoelektrik etkinin artması da katkı sağlamış olabilir. Yine uyguladığımız SEMAR ve AIDR 3D ile doz düşüşüne bağlı oluşabilecek olumsuz etkiler kısıtlanmış olabilir.

Çalışmamızın çeşitli kısıtlılıkları bulunmaktadır. En önemli kısıtlılığımız çalışmamızda gerçek hastaların bulunmaması, çekimlerin fantom maket ile gerçekleştirilmesidir. Baş-boyun bölgesi eşdeğeri fantom maket ile çok sayıda farklı çekim gerçekleştirebildik, fakat canlı bir hasta çekiminde karşımıza çıkabilecek engellerin farkına varamamış olabiliriz. Bu açıdan çalışmamızda önerdiğimiz parametrelerin gerçek hastalar üzerinde araştırılması ihtiyacı bulunmaktadır. Bir diğer kısıtlılık, kullandığımız teknikleri sadece tek bir üreticinin (Canon) kaynağından inceledik. Diğer üreticilerin cihazları ile kıyaslama yapmadık. Benzer bir kurgu ile diğer üreticilerin cihazlarında benzer sonuçlar alınabileceğini öngörüyoruz fakat yapılan bazı çalışmalar tüm üreticilerin tekniklerinin aynı derecede etkili olmadığını öne sürmektedir (54, 58). Bu yüzden bu noktada net bir sonuçtan bahsetmek mümkün olmayabilir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

BT'deki gelişmeler bilinenden çok daha düşük radyasyon maruziyeti ile görüntü kalitesinin geliştirilebileceğini göstermektedir. Paranasal sinüs BT'de SEMAR ve AIDR 3D teknikleri birlikte kullanılarak, daha düşük radyasyon dozlu çekimlerde görüntü kalitesi geliştirilerek, inceleme için uygun düzeyde çekimler gerçekleştirmek mümkündür. Böylece artefaktlar nedeniyle gözden kaçabilecek patolojilerin tespiti de kolaylaşacaktır. Ayrıca çalışmamızın verileri kullanılarak gerçek hastalara ait çekimlerde artefaktlar nedeniyle tekrarlanan çekimlerden de kaçınılabılır.



KAYNAKLAR

1. Vaid S, Vaid N. Normal Anatomy and Anatomic Variants of the Paranasal Sinuses on Computed Tomography. *Neuroimaging Clin N Am*. 2015 Nov;25(4):527-48. PubMed PMID: 26476378. Epub 2015/10/18.
2. Katsura M, Sato J, Akahane M, Kunimatsu A, ve ark. Current and Novel Techniques for Metal Artifact Reduction at CT: Practical Guide for Radiologists. *Radiographics*. 2018 Mar-Apr;38(2):450-61. PubMed PMID: 29528826. Epub 2018/03/13.
3. Cappello ZJ, Minutello K, Dublin AB. Anatomy, Head and Neck, Nose Paranasal Sinuses. *StatPearls*. Treasure Island (FL)2022.
4. Erdogan N. In: Pabuşçu Y, Örgüç, İ.Ş., editor. Baş-Boyun Radyolojisi: Türk Radyoloji Derneği İzmir Şubesi; 2008. p. 190-205.
5. Yu M, Wang SM. Anatomy, Head and Neck, Ethmoid Bone. *StatPearls*. Treasure Island (FL)2022.
6. Kantarci M, Karasen RM, Alper F, Onbas O, ve ark. Remarkable anatomic variations in paranasal sinus region and their clinical importance. *Eur J Radiol*. 2004 Jun;50(3):296-302. PubMed PMID: 15145491. Epub 2004/05/18.
7. Casale J, Bordoni B. Anatomy, Head and Neck, Infratemporal Fossa. *StatPearls*. Treasure Island (FL)2022.
8. Doubleday LC, Jing BS, Wallace S. Computed tomography of the infratemporal fossa. *Radiology*. 1981 Mar;138(3):619-24. PubMed PMID: 7465838. Epub 1981/03/01.
9. Cappello ZJ, Potts KL. Anatomy, Pterygopalatine Fossa. *StatPearls*. Treasure Island (FL)2022.
10. Erdogan N, Unur E, Baykara M. CT anatomy of pterygopalatine fossa and its communications: a pictorial review. *Comput Med Imaging Graph*. 2003 Nov-Dec;27(6):481-7. PubMed PMID: 14575781. Epub 2003/10/25.
11. Evanson J. Radiology of the Pituitary. In: Feingold KR, Anawalt B, Blackman MR, ve ark., editors. *Endotext*. South Dartmouth (MA)2000.
12. Mafee MF, Valvassori, G.E. , Becker, M. *Imaging of The Head and Neck*. Second edition, revised and enlarged ed2005. 379-86 p.
13. TRD. MRG ve BT İnceleme Standartları. Paranasal Sinüs BT: Türk Radyoloji Derneği; 2018. p. 46-7.
14. Kalender WA. X-ray computed tomography. *Phys Med Biol*. 2006 Jul 7;51(13):R29-43. PubMed PMID: 16790909. Epub 2006/06/23.
15. Hermena S, Young M. CT-scan Image Production Procedures. *StatPearls*. Treasure Island (FL)2022.
16. Zink FE. X-ray tubes. *Radiographics*. 1997 Sep-Oct;17(5):1259-68. PubMed PMID: 9308113. Epub 1997/10/06.

17. McCollough CH. The AAPM/RSNA physics tutorial for residents. X-ray production. Radiographics. 1997 Jul-Aug;17(4):967-84. PubMed PMID: 9225393. Epub 1997/07/01.
18. Mayo-Smith WW, Hara AK, Mahesh M, Sahani DV, ve ark. How I do it: managing radiation dose in CT. Radiology. 2014 Dec;273(3):657-72. PubMed PMID: 25420167. Epub 2014/11/25.
19. Goel A, Feger J. Kilovoltage peak [updated 09 Jun 2021]. Web Sayfası: <https://radiopaedia.org/articles/kilovoltage-peak>.
20. Kalra MK, Sodickson AD, Mayo-Smith WW. CT Radiation: Key Concepts for Gentle and Wise Use. Radiographics. 2015 Oct;35(6):1706-21. PubMed PMID: 26466180. Epub 2015/10/16.
21. The measurement, reporting, and management of radiation dose in CT. American Association of Physicists in Medicine, 2008 96.
22. Mahesh M. Search for isotropic resolution in CT from conventional through multiple-row detector. Radiographics. 2002 Jul-Aug;22(4):949-62. PubMed PMID: 12110725. Epub 2002/07/12.
23. Frey GD. Basic CT parameters. AJR Am J Roentgenol. 2014 Aug;203(2):W126-7. PubMed PMID: 25055287. Epub 2014/07/24.
24. Geyer LL, Schoepf UJ, Meinel FG, Nance JW, Jr., ve ark. State of the Art: Iterative CT Reconstruction Techniques. Radiology. 2015 Aug;276(2):339-57. PubMed PMID: 26203706. Epub 2015/07/24.
25. McKetty MH. The AAPM/RSNA physics tutorial for residents. X-ray attenuation. Radiographics. 1998 Jan-Feb;18(1):151-63; quiz 49. PubMed PMID: 9460114. Epub 1998/02/14.
26. Bushberg JT. The AAPM/RSNA physics tutorial for residents. X-ray interactions. Radiographics. 1998 Mar-Apr;18(2):457-68. PubMed PMID: 9536489. Epub 1998/04/16.
27. Triche BL, Nelson JT, Jr., McGill NS, Porter KK, ve ark. Recognizing and Minimizing Artifacts at CT, MRI, US, and Molecular Imaging. Radiographics. 2019 Jul-Aug;39(4):1017-8. PubMed PMID: 31283460. Epub 2019/07/10.
28. Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT: recognition and avoidance. Radiographics. 2004 Nov-Dec;24(6):1679-91. PubMed PMID: 15537976. Epub 2004/11/13.
29. Joemai RM, de Bruin PW, Veldkamp WJ, Geleijns J. Metal artifact reduction for CT: development, implementation, and clinical comparison of a generic and a scanner-specific technique. Med Phys. 2012 Feb;39(2):1125-32. PubMed PMID: 22320823. Epub 2012/02/11.
30. Zhang D, Angel E. Single Energy Metal Artifact Reduction A Reliable Metal Management Tool in CT. Web Sayfası: <https://us.medical.canon/download/ct-aq-one-genesis-wp-semar>.
31. Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Hamberg LM, ve ark. Strategies for CT radiation dose optimization. Radiology. 2004 Mar;230(3):619-28. PubMed PMID: 14739312. Epub 2004/01/24.

32. Sprawls P. AAPM tutorial. CT image detail and noise. Radiographics. 1992 Sep;12(5):1041-6. PubMed PMID: 1529128. Epub 1992/09/01.
33. Beister M, Kolditz D, Kalender WA. Iterative reconstruction methods in X-ray CT. Phys Med. 2012 Apr;28(2):94-108. PubMed PMID: 22316498. Epub 2012/02/10.
34. Padole A, Ali Khawaja RD, Kalra MK, Singh S. CT radiation dose and iterative reconstruction techniques. AJR Am J Roentgenol. 2015 Apr;204(4):W384-92. PubMed PMID: 25794087. Epub 2015/03/21.
35. Angel E. AIDR 3D Iterative Reconstruction: Integrated, Automated and Adaptive Dose Reduction. Web Sayfası: <https://us.medical.canon/download/rxl-wp-aidr-3d-iterative-reconstruction>.
36. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103. Ann ICRP. 2007;37(2-4):1-332. PubMed PMID: 18082557. Epub 2007/12/18.
37. Huda W, Mettler FA. Volume CT dose index and dose-length product displayed during CT: what good are they? Radiology. 2011 Jan;258(1):236-42. PubMed PMID: 20971777. Epub 2010/10/26.
38. European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography. In: Menzel H-GS, H.; Teunen, D., editor. 2000.
39. Huda W, Ogden KM, Khorasani MR. Converting dose-length product to effective dose at CT. Radiology. 2008 Sep;248(3):995-1003. PubMed PMID: 18710988. Pubmed Central PMCID: PMC2657852. Epub 2008/08/20.
40. Murphy A. Signal-to-noise ratio (CT) 2020. Web Sayfası: <https://radiopaedia.org/articles/75581>.
41. Wu D, Wang G, Bian B, Liu Z, ve ark. Benefits of Low-Dose CT Scan of Head for Patients With Intracranial Hemorrhage. Dose Response. 2020 Jan-Mar;19(1):1559325820909778. PubMed PMID: 32214915. Pubmed Central PMCID: PMC7065437. Epub 2020/03/28.
42. W. Panzer KJ, P. Shrimpton. ve ark. European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography. 2000 2000-02-18. Report No.
43. Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography--an increasing source of radiation exposure. N Engl J Med. 2007 Nov 29;357(22):2277-84. PubMed PMID: 18046031. Epub 2007/11/30.
44. Shao YH, Tsai K, Kim S, Wu YJ, ve ark. Exposure to Tomographic Scans and Cancer Risks. JNCI Cancer Spectr. 2020 Feb;4(1):pkz072. PubMed PMID: 32337490. Pubmed Central PMCID: PMC7050152. Epub 2020/04/28.
45. Nauer CB, Kellner-Weldon F, Von Allmen G, Schaller D, ve ark. Effective doses from scan projection radiographs of the head: impact of different scanning practices and comparison with conventional radiography. AJNR Am J Neuroradiol. 2009 Jan;30(1):155-9. PubMed PMID: 18768713. Pubmed Central PMCID: PMC7051712. Epub 2008/09/05.

46. Konen E, Faibel M, Kleinbaum Y, Wolf M, ve ark. The value of the occipitomenal (Waters') view in diagnosis of sinusitis: a comparative study with computed tomography. *Clin Radiol*. 2000 Nov;55(11):856-60. PubMed PMID: 11069741. Epub 2000/11/09.
47. Shrestha MK, Ghartimagar D, Ghosh A, Jhunjhunwala AK. Sensitivity of Sinus Radiography Compared to Computed Tomogram: A Descriptive Cross-sectional Study from Western Region of Nepal. *JNMA J Nepal Med Assoc*. 2020 Apr 30;58(224):214-7. PubMed PMID: 32417856. Pubmed Central PMCID: PMC7580457. Epub 2020/05/18.
48. Schulz B, Beeres M, Bodelle B, Bauer R, ve ark. Performance of iterative image reconstruction in CT of the paranasal sinuses: a phantom study. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2013 May;34(5):1072-6. PubMed PMID: 23221946. Pubmed Central PMCID: PMC7964671. Epub 2012/12/12.
49. Bulla S, Blanke P, Hassepass F, Krauss T, ve ark. Reducing the radiation dose for low-dose CT of the paranasal sinuses using iterative reconstruction: feasibility and image quality. *Eur J Radiol*. 2012 Sep;81(9):2246-50. PubMed PMID: 21664084. Epub 2011/06/15.
50. Schaafs LA, Lenk J, Hamm B, Niehues SM. Reducing the dose of CT of the paranasal sinuses: potential of an iterative reconstruction algorithm. *Dentomaxillofac Radiol*. 2016;45(7):20160127. PubMed PMID: 27351346. Pubmed Central PMCID: PMC5606259. Epub 2016/06/29.
51. Schaafs LA, Pfeil J, Kohlitz T, Hamm B, ve ark. Low-Dose Computed Tomography of the Paranasal Sinuses: Performance of Two Different Iterative Reconstruction Algorithms. *Radiat Prot Dosimetry*. 2019 May 1;183(3):386-92. PubMed PMID: 30165539. Epub 2018/08/31.
52. Diklic A, Valkovic Zujic P, Segota D, Dundara Debeljuh D, ve ark. Optimization of paranasal sinus CT procedure: Ultra-low dose CT as a roadmap for pre-functional endoscopic sinus surgery. *Phys Med*. 2020 Oct;78:195-200. PubMed PMID: 33038645. Epub 2020/10/11.
53. Kidoh M, Nakaura T, Nakamura S, Tokuyasu S, ve ark. Reduction of dental metallic artefacts in CT: value of a newly developed algorithm for metal artefact reduction (O-MAR). *Clin Radiol*. 2014 Jan;69(1):e11-6. PubMed PMID: 24156796. Epub 2013/10/26.
54. Chou R, Li JH, Ying LK, Lin CH, ve ark. Quantitative assessment of three vendor's metal artifact reduction techniques for CT imaging using a customized phantom. *Comput Assist Surg (Abingdon)*. 2019 Oct;24(sup2):34-42. PubMed PMID: 31502481. Epub 2019/09/11.
55. Yasaka K, Kamiya K, Irie R, Maeda E, ve ark. 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(7):20160114. PubMed PMID: 27268082. Pubmed Central PMCID: PMC5606257. Epub 2016/06/09.

56. Nagayama Y, Tanoue S, Oda S, Sakabe D, ve ark. 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 Feb;41(2):231-7. PubMed PMID: 31879332. Pubmed Central PMCID: PMC7015221. Epub 2019/12/28.
57. Subhas N, Pursyko CP, Polster JM, Obuchowski NA, ve ark. Dose Reduction With Dedicated CT Metal Artifact Reduction Algorithm: CT Phantom Study. *AJR Am J Roentgenol.* 2018 Mar;210(3):593-600. PubMed PMID: 29231758. Epub 2017/12/13.
58. Andersson KM, Nowik P, Persliden J, Thunberg P, ve ark. Metal artefact reduction in CT imaging of hip prostheses-an evaluation of commercial techniques provided by four vendors. *Br J Radiol.* 2015 Aug;88(1052):20140473. PubMed PMID: 26110201. Pubmed Central PMCID: PMC4651384. Epub 2015/06/26.

