



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

SAĞLIK FİZİĞİ ANABİLİM DALI

**ORBİTAL KAVİTEDE METALİK ARTEFAKT
AZALTMA İLE HİBRİT DOZ AZALTMA
REKONSTRÜKSİYON TEKNİKLERİNİN
ETKİN RADYASYON DOZU VE GÖRÜNTÜ
KALİTESİNE ETKİSİNİN SAPTANMASI**

Merve POLAT

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Prof. Dr. Tuncay BAYRAM

TRABZON-2023

BEYAN

Bu tez çalışmasının Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Hazırlama ve Yazım Kılavuzu standartlarına uygun olarak yapıldığını ve yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kullanılan kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarda patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

7.12.2022

Merve POLAT

İthaf

*Bu yüksek lisans tezimi, benim bu günlere gelmem için hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan
canım aileme ve desteğini benden hiçbir zaman esirgemeyen sevgili eşim Doç. Dr. Gökhan
POLAT 'a ithaf ediyorum.*



TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimim boyunca ve tezimin fikir aşamasından tamamlanma sürecine kadar bilgi, tecrübe ve emeklerini hiçbir zaman benden esirgemeyen, kıymetli deneyimlerini benimle paylaşan, en zor süreçlerde bana rehberlik edip yol göstererek sağlık fizikçisi olmam yolundaki emekleri eşsiz olan, saygıdeğer danışmanım Prof. Dr. Tuncay BAYRAM'a,

Yüksek lisans eğitimim süresince bana bilgi ve tecrübeleri ile birçok katkı sağlayan Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Fiziği Anabilim Dalı Öğretim Üyelerine,

Tez çalışmamdaki cihaz kullanım desteği nedeniyle Atatürk Üniversitesi Sağlık Uygulama ve Araştırma Hastanesi Başhekimliğine ve görüntü analiz sürecindeki destekleri için Radyoloji Anabilim Dalı Öğretim üyelerine,

Bugünlere gelebilmemde maddi ve manevi desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen canım anneme, babama ve hayattaki en büyük şansım olan sevgili kardeşlerime,

Attığım her adımda yanımda olan, bu süreçte bana tüm içtenliği ile yardım eden sevgili eşim Doç. Dr. Gökhan POLAT'a, en büyük motivasyon kaynaklarım, kızım Asel Neva POLAT'a ve oğlum Ali Kaan POLAT'a sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

Merve POLAT

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ONAY

BEYAN

İthaf

TEŞEKKÜR

İÇİNDEKİLER

vi

TABLolar DİZİNİ

ix

ŞEKİLLER DİZİNİ

x

KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ

xiii

ÖZET

xv

ABSTRACT

xvi

1. GİRİŞ ve AMAÇ

1

2. GENEL BİLGİLER

3

2.1. Radyasyon, Radyasyonun Biyolojik Etkileri ve Radyasyon Dozu

3

2.1.1. Radyasyon

3

2.1.2. Radyasyonun Biyolojik Etkisi

4

2.2. Radyasyon Dozu

5

2.2.1. Kerma

5

2.2.2. Ekspozür

5

2.2.3. Absorbe Edilen (Soğurulan) Doz

5

2.2.4. Eşdeğer doz

5

2.2.5. Efektif (Etkin) doz

5

2.2.6. Cilt Giriş Dozu

6

2.3. X-Işını ve Özellikleri

6

2.4. Bilgisayarlı Tomografi Tarihçesi ve Özellikleri

8

2.4.1. Bilgisayarlı Tomografinin Tarihsel Gelişimi

8

2.4.2. Görüntü Oluşumu

10

2.4.3. Görüntünün Sinyal Değerinin Tespiti

12

2.5. Bilgisayarlı Tomografi Radyasyon Dozu Parametreleri

13

2.5.1. Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi (CTDI)

13

2.5.2. Ağırlıklandırılmış Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi (CTDI_w)

13

2.5.3. Hacimsel Bilgisayarlı Tomografi Doz indeksi	13
2.5.4. Doz-Uzunluk Çarpımı	13
2.6. Görüntü Kalitesi Parametreleri ve Ölçüm Metodları	14
2.7. Gürültü	15
2.7.1 Gürültü Azaltma Teknikleri ile Görüntü Kalitesi Artırma Teknikleri	17
2.7.2. Uyarlanabilir-Yinelemeli Doz Azaltma (Adaptive-Iterative Dose Reduction-AIDR)	17
2.8. Artefaktlar	18
2.8.1.Metalik Artefakt	19
2.8.2. Metalik Artefakt Azaltma Tekniği ile Görüntü Kalitesi Artırılması	19
2.8.3. Single Energy Metal Artefact Reduction (SEMAR)	20
2.9. Orbita Embriyolojisi, Anatomisi ve Klinik Önemi	22
2.9.1. Orbita Embriyolojisi	22
2.9.2. Orbital Kavite Anatomisi ve İntraorbital Yapılar	23
2.9.3. İntraorbital Yapılar	23
2.9.4. Bulbus Okuli (Göz Küresi)	24
2.9.5. Orbita Klinik Önemi	25
3. GEREÇ ve YÖNTEM	26
3.1. Fantom	26
3.2. Bilgisayarlı Tomografi ve Çekim Protokolü	26
3.3. Görüntü Analizi	28
3.4. İstatistiksel Değerlendirme	29
4. BULGULAR	31
4.1. Gözlemcilerin Uyumu	31
4.2. Gözlemci Verileri	31
4.3. CNR ve SNR Değerlerinin Subjektif Değerlendirmeye Uyumu	33
4.4. kVp ve mAs Değerlerinin Görüntü Kalitesine Etkisinin Analizi	33
4.4.1. kVp İstatistiksel Analiz Sonuçları	33
4.4.2. mAs İstatistik Analiz Sonuçları	36
4.5. AIDR ve SEMAR Açık ve Kapalı Grupların CNR, SNR ve Subjektif Değerlendirme Verilerinin İstatistiksel Analizi	37

4.6. Subjektif Değerlendirme Sonucunda 3 ve Üzeri Veri Elde Edilen kVp ve mAs Parametreleri Tablosu ve İstatistiksel Analizi	39
5. TARTIŞMA ve SONUÇ	42
6. KAYNAKLAR	46
EKLER	56
EK 1. Kurum İzni 1	56
EK 2. Kurum İzni 2	57
ÖZGEÇMİŞ	58



TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo No		Sayfa
Tablo 1.	Planlanan çekim protokollerinde orbital kVp/mAs değerleri	27
Tablo 2.	Bilgisayarlı Tomografi için Kalite Kriterlerine İlişkin Avrupa Yönergeleri	28
Tablo 3.	Üç bağımsız gözlemcinin SNR, CNR ve subjektif değerlendirme için korelasyon değerleri	31
Tablo 4.	AIDR ve SEMAR açık ve kapalı durumlar için nihai CNR, SNR ve subjektif analiz verileri medyan (Medyan için 95% Güven Aralığı) değerleri	32
Tablo 5.	Subjektif değerlendirmenin sinyal verileriyle ilişkisini gösteren istatistiksel analiz tablosu	34
Tablo 6.	SNR, CNR ve subjektif değerlendirme ile kVp ve mAs parametrelerinin korelasyon ilişkisi	35
Tablo 7.	AIDR ve SEMAR açık ve kapalı grupların karşılaştırılması	38
Tablo 8.	Subjektif analiz sonucunda 3 ve üzeri veri elde edilen kVp ve mAs parametreleri	41

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No	Sayfa
Şekil 1. Kozmik Işınlr ve Radon gazı en önemli doğal radyasyon kaynaklarıdır.	3
Şekil 2. Radyasyonun göz lensine deterministik etkisi olarak katarakt oluşumu	4
Şekil 3. X-ışınları, ultraviyole ile gama ışını arasında enerji ve dalga boyuna sahiptir. X-ışınlarının dalga boyları 0,0001 nm ile 10 nm aralığındadır. Bu nedenle, X-ışınları girici özellikte olan güçlü elektromanyetik dalgalarıdır.	6
Şekil 4. X-ışını tüpü	7
Şekil 5. BT cihazı gantri, masa ve bilgisayar sistemlerinden oluşur.	9
Şekil 6. Şekil 6A'da üçüncü jenerasyon çok kesitli detektöre tüpten X-ışını aktarımı gösterilirken, 6B'de ise çembersel dedektör sistemi ve dönen tüp sistemi gösterilmektedir.	10
Şekil 7. 2x2 bir matrikste farklı yönlerden gelen X-ışınına bağlı elde edilen toplam sayısal dijital veri bilgisayarca çözümlenerek voksellerdeki ana sayısal değerler tespit edilir toplam sayısal dijital veri bilgisayarca çözümlenerek voksellerdeki ana sayısal değerler tespit edilir.	10
Şekil 8. Sol üst köşede orijinal obje ve sonrasında sırası ile iki, dört, sekiz, onaltı ve otuziki projeksiyon açıda alınan görüntülerin işlenmesi gösterilmektedir.	11
Şekil 9. Gri skalada her rengin bir BT numarası mevcuttur. 0 referans değerine en yakın değerleri yağ ve yumuşak doku dansiteleridir.	12
Şekil 10. Bilgisayarlı tomografide doz parametrelerini etkileyen faktörlerin şematik görünümü	14
Şekil 11. Gürültü arttıkça kontrastı düşük olan objelerin seçilebilirliği azalmaktadır.	16

Şekil 12.	Ortalama BT değerinden sapma miktarı ne kadar fazla ise gürültü miktarıda o kadar fazladır.	16
Şekil 13.	AIDR 3D’de bir istatistiksel gürültü azaltma algoritması ile bir anatomik model temelli iterative görüntü düzeltme metodunun birleşimi olan bir hibrid rekonstrüksiyon metodudur.	18
Şekil 14.	AIDR tekniği açık olduğunda görüntü kalitesinde düşüş olmadan düşük dozlarda optimal kalitede görüntü elde edilebilmektedir.	19
Şekil 15.	SEMAR tekniğinde sinogram içerisinde yüksek dansite alanı tespit edilir ve bu anatomik lokalizasyondan yüksek dansite çıkarılarak yeniden rekonstrüksiyon sağlanır.	21
Şekil 16.	İnternal karotis artere uygulanmış koil embolizasyon materyaline bağlı artefakt ve SEMAR tekniğine bağlı metalik artefakta azalma	21
Şekil 17.	Yüzün Embriyonel Gelişim Süreci	22
Şekil 18.	Orbital kavite ve intraorbital yapılar	23
Şekil 19.	Bulbus okülü anatomisi	24
Şekil 20.	Kranial katı fantom ve hazneleri	26
Şekil 21.	Toshiba Aquilion One tomografi cihazında fantom materyali ile 80, 100, 120, 135 kVp potansiyel farklarda; 0.6, 1.3, 2.6, 6, 12, 24.2 mAs tüp akımı değerlerinde; SEMAR ve AIDR kapalı iken çekim süreci	27
Şekil 22.	AIDR ve SEMAR kapalı grupta, 1.3 mAs değerinde 80 kVp (A), 100 kVp (B), 120 kVp (C) ve 135 kVp (D) değerlerinde görüntü kalitesinde kVp değeri arttıkça artış izlenmektedir.	36
Şekil 23.	AIDR ve SEMAR kapalı grupta 80 kVp değerinin 0.6 mAs (A), 1.3 mAs (B), 2.6 mAs (C), 6 mAs (D), 12 mAs (E) ve 24.2 mAs (F) değerlerinde mAs değeri arttıkça görüntü kalitesinde artış izlenmektedir.	37
Şekil 24.	80 kVp, 6 mAs değerinde AIDR ve SEMAR kapalı görüntüyle (A), AIDR ve SEMAR açık görüntü (B) karşılaştırıldığında gürültü	

düzeyinde belirgin azalma, metalik artefakta belirgin azalma ve görüntü kalitesindeki artış izlenmektedir.

38

Şekil 25. 100 kVp, 2.6 mAs değerinde AIDR ve SEMAR kapalı görüntüyle (A), AIDR ve SEMAR açık görüntü (B) karşılaştırıldığında gürültü düzeyinde belirgin azalma, metalik artefakta belirgin azalma ve görüntü kalitesindeki artış izlenmektedir.

39



KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ

Kısaltmalar

ADC	Analog to Digital Converter (Analog-Dijital Dönüştürücü)
ADR	Adaptive Dose Reduction (Uyarlanabilir Doz Azaltma)
AIDR	Adaptive-Iterative Dose Reduction (Uyarlanabilir -İteratif Doz Azaltma)
ALARA	As Low As Reasonably Achievable (makul olarak gerçekleştirilebilecek ölçüde düşük)
ASIR	Adaptive Statistical Iteratif Reconstruction (Uyarlanabilir İstatistiksel Yinelemeli Yeniden Yapılandırma)
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CNR	Contrast Noise Ratio (Kontrast Gürültü Oranı)
CTDI	Computed Tomography Dose Index (Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi)
CTDI_w	Weighted Computed Tomography Dose Index (Ağırlıklandırılmış Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi)
DLP	Dose Length Product (Doz-Uzunluk Çarpımı)
FBP	Filtered Back Projection (Filtrelenmiş Geri Projeksiyon)
FOV	Field of View (Görüntü Alanı)
GA	Güven Aralığı
Gy	Gray
HU	Hounsfield Unit
IDR	Iterative Dose Reduction (Yinelemeli Doz Azaltma)
ICRP	International Commission on Radiological Protection (Uluslararası Radyasyondan Korunma Komisyonu)
kVp	Kilovolt Peak
MAR	Metalic Artefact Reduction (Metalik Artefakt Azaltma)
mAs	Miliamper Saniye
mGy	Miligray
O-MAR	Metal Artefact Reduction for Orthopedic Implants (Ortopedik İmplantlar İçin Metal Artefakt Azaltma)
R	Röntgen

Rem	Rem
Rd	Rad
ROI	Region of Interest
SEMAR	Single Energy Metal Artefact Reuction (Tek Enerjili Metal Artefakt Azaltma)
SD	Standart Deviasyon
SI	Sinyal İntensitesi
SNR	Signal Noise Ratio (Sinyal Gürültü Oranı)
S-MAR	Smart Metal Artefact Reduction
Sv	Sievert

Simgeler

κ	Kappa
r	Korelasyon

Formüller

Formül 1	$I = I_0 e^{-\mu d}$
Formül 2	BT numarası = $(\mu_{\text{doku}} - \mu_{\text{su}}) / \mu_{\text{su}} \times 1000$
Formül 3	$DLP = CDTI_{\text{vol}} \times L$
Formül 4	$SNR = SI_{ROIa} / SD_{ROIa}$
Formül 5	$CNR = \frac{\Delta(SI_{ROIa}, SI_{ROIb})}{\sqrt{\frac{1}{2}(SD_{ROIa}^2 + SD_{ROIb}^2)}}$

ÖZET

Orbital Kavitede Metalik Artefakt Azaltma ile Hibrit Doz Azaltma Rekonstrüksiyon Tekniklerinin Etkin Radyasyon Dozu ve Görüntü Kalitesine Etkisinin Saptanması

Orbita, içerisinde önemli işlevi olan bulbus okuli gibi birçok yapıdan oluşan kompleks bir anatomik alandır. Göz küresi ve özellikle lens, radyasyonun deterministik etkisine maruz kalarak etkilenir. Bu nedenle, orbital alanın bilgisayarlı tomografi ile değerlendirilmesinde ALARA (mümkün olan en düşük) prensibi kapsamında mümkün mertebede en düşük radyasyon dozunda en optimal görüntü kalitesine ulaşılması önem arz etmektedir.

Bu çalışmada fantom materyali üzerinde, intrakranial operatif materyal varlığında orbital alan içerisinde yer alan farklı dansitelerin oluşturduğu kontrast farklılığının değerlendirilmesinde, bilgisayarlı tomografi görüntüleme teknikleri olan adaptive-iterative dose reduction (AIDR) ve single energy metallic artefact reduction (SEMAR) tekniklerinin birlikte kullanımının etkisi ve önemi araştırıldı.

Katı fantom materyalinde orbital alana fantom zeminine göre hipodens ve hiperdens kontrast maddeler ile intrakranial alana metalik artefakt oluşturan materyaller yerleştirildi. 80, 100, 120, 135 kVp ve 0.6, 1.3, 2.6, 6, 12, 24.2 mAs tüp akımı değerlerinde AIDR ve SEMAR kapalı konumda görüntüler elde edildi. Elde edilen görüntüler AIDR ve SEMAR açık olarak rekonstrükte edildi. Elde edilen görüntülerin Doz-uzunluk çarpımı (DLP) doz parametreleri ile birlikte, Sinyal Gürültü Oranı (SNR), Kontrast Gürültü Oranı (CNR) ve subjektif olarak görüntü kalitesi parametreleri değerlendirildi. Subjektif değerlendirmenin AIDR ve SEMAR açık ve kapalı durumlardaki sinyal verileriyle anlamlı korelasyon gösterdiği belirlenmiştir. AIDR ve SEMAR tekniğinin hipodens ve hiperdens alanların CNR, SNR ve subjektif değerlendirilmesinde anlamlı bir artış sağladığı belirlenmiştir. Görüntü değerlendirmesinde AIDR ve SEMAR açıkken orbital kavitedeki hipodens ve hiperdens alanların tespitinde optimal en düşük doz parametresi 100 kVp ve 2.6 mAs olduğu sonucuna ulaşılmıştır.

Sonuç olarak, AIDR ve SEMAR tekniği metalik artefakt varlığında orbital alanın değerlendirilmesinde görüntü kalitesini artıran ve hastanın alacağı dozu azaltan önemli teknikler olduğu ortaya konmuştur.

Anahtar Kelimeler: Bilgisayarlı Tomografi, Doz Azaltma, Metalik Artefakt, Orbita

ABSTRACT

Determination of The Effect of Metal Artifact Reduction and Hybrid Dose Reduction Reconstruction Techniques on Effective Radiation Dose and Image Quality in The Orbital Cavity

The orbita is a complex anatomical area consisting of many structures, such as the bulb of the eye and has important functions. Eyeball and especially the lens are affected by exposure to the deterministic effect of radiation. Therefore, in the evaluation of the orbital area with computed tomography, the most optimal image quality should be achieved at the lowest possible radiation dose within the scope of the 'ALARA (as low as reasonably achievable)' principle.

This study aimed to investigate the effect and importance of the combined use of adaptive-iterative dose reduction (AIDR) and single-energy metal artefact reduction (SEMAR) computed tomography imaging techniques in the evaluation of the contrast difference in phantom material caused by different densities in the orbital area in the presence of intracranial operative material.

In solid phantom material, contrast materials that were hypodense and hyperdense in relation to the phantom ground were placed in the orbital area, and materials that caused metal artifacts were placed in the intracranial area. Images were obtained at 80, 100, 120, and 135 kVp and at the tube current values of 0.6, 1.3, 2.6, 6, 12, and 24.2 mAs, with AIDR and SEMAR in the 'off' mode. Then, the obtained images were reconstructed by turning AIDR and SEMAR on. In addition to dose parameters, such as the dose-length product (DLP), the signal-to-noise ratio (SNR), contrast-to-noise ratio (CNR), and subjective image quality parameters were evaluated. Subjective evaluation had a significant correlation with the signal data in the 'on' and 'off' AIDR and SEMAR groups. It was determined that the AIDR and SEMAR techniques provided a significant increase in CNR, SNR, and subjective evaluation of hypodense and hyperdense areas. In image evaluation, when AIDR and SEMAR were on, the lowest optimal dose parameters were determined as 100 kVp and 2.6 mAs for the detection of hypodense and hyperdense areas.

In conclusion, AIDR and SEMAR were shown to be important techniques that increase image quality and reduce the radiation dose applied to patients during the evaluation of the orbital area in the presence of metal artifacts.

Keywords: Computed Tomography, Dose Reduction, Metal Artifacts, Orbit

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Orbita, içerisinde göz küresi, göz kasları, optik sinir, vasküler yapılar ve intrakonal yağ dokusu içeren kafatası ön-üst kesiminde yer alan kompleks bir anatomik alandır. Bilgisayarlı tomografi ise bu anatomik yapıların değerlendirilmesinde kullanılan önemli bir radyolojik görüntüleme metodudur (1). Bu alanda yer alan göz küresi ve özellikle lens radyasyona maruziyette etkilenen dokulardır. Göz lensinde radyasyona bağlı katarakt oluşumu literatürde tanımlanmıştır (2). Ayrıca retinopati, optik nöropati ve lakrimal bez atrofisi gibi geç etkilerde görülebilir (2, 3). Bu nedenle, orbital bilgisayarlı tomografi çekiminde mümkün mertebede radyasyon dozunun azaltılması kanser riski yanında diğer birçok orbital hastalık içinde önem arz etmektedir.

Görüntü kalitesini ve radyasyon dozunu birçok parametre etkiler (4, 5). Bunlar hastaya bağlı ve cihaza bağlı nedenler olabilir. Hastaya bağlı hasta hareketi veya hasta üzerinde yer alan görüntü kalitesini etkileyecek yabancı materyaller bu nedenler arasında yer alır (6). Özellikle operasyon öyküsü bulunan hastalarda metalik artefaktlar nedeniyle görüntü kalitesi etkilenebilmektedir (6). Orbital bölgeyi en fazla kraniofasial bölge fraktürleri sonrası kullanılan metalik sütür materyalleri ve intrakranial vasküler anevrizma tedavisi uygulanmış hastalardaki koil embolizasyon materyalleri etkilemektedir (7-9). Bu metalik materyallere bağlı metalik artefaktlar polikromatik X-ışınlarının düşük enerjililerinin soğurulmasına bağlı foton sertleşmesi ve X-ışınının normalde ulaşması gereken dedektörden saçılarak başkasına ulaşmasıyla metalik çizgilenme artefaktları oluşturmaktadır (10-12). Cihazın kilovolt peak (kVp) ve miliamper saniye (mAs) parametreleri doz ve görüntü kalitesinde en çok değiştirilen parametrelerdir (12-14). Bunların yanında son zamanlarda tek enerjili metalik artefakt azaltma (SEMAR- Single Energy Metal Artifact Reduction) ve uyarlanabilir ve yinelemeli (AIDR- Adaptive ve Iterative Dose Reduction) gibi görüntü gürültü azaltma teknikleri kullanılmaya başlanılmıştır (6, 15). Son teknoloji kullanılarak anatomik modelleme ile optimal görüntü oluşturan iterative dose reduction (IDR) ve gürültü azaltan adaptive dose reduction (ADR) tekniklerinin birlikte çalışması hibrit doz azaltma tekniği ile rekonstrüksiyon sağlayabilmektedirler (15). Bu teknikler cihazın bilgisayar işlemcisi içerisinde yer alan algoritmalarla görüntüde ki sinyal-gürültü ve kontrast-gürültü oranını artırmakta ve görüntü kalitesini artırmaktadır. Böylelikle daha düşük kVp ve mAs parametrelerinde daha iyi görüntü elde edilmekte ve hasta dozunda belirgin düşüş sağlanabilmektedir.

Literatürde görüntü kalitesini artıran AIDR ve SEMAR tekniği ile ilgili birçok çalışma yer almaktadır (16-18). Fakat orbital kaviteye komşu metalik artefakt varlığında orbital kavitenin değerlendirilmesi için SEMAR ve AIDR tekniklerinin birlikte kullanımı ile elde edilmiş görüntü analiz çalışması bulunmamaktadır. Bu nedenle, bu tekniklerin birlikte kullanımının orbital kavite değerlendirilmesini daha düşük doz parametrelerinde görüntü kalitesini düzelteceği ve hasta dozunu azaltacağı hipotezine bağlı olarak;

1. Toshiba Tomografi sistemlerinde kullanılan yöntemler olan SEMAR ve AIDR tekniklerinin görüntü kalitesine metalik artefakt varlığında etkisi nedir?
2. Metalik artefakt varlığında SEMAR ve AIDR'nin sinyal gürültü oranı (SNR-signal noise ratio), kontrast gürültü oranı (CNR-contrast noise ratio)'na anlamlı etkisi var mıdır?

sorularına bu tez çalışmasında cevap aranmaya çalışılmıştır. Elde edilen bulgular çerçevesinde postoperatif hastalarda SEMAR ve AIDR tekniği kullanılan ve kullanılmayan durumlarda hangi optimal kVp ve mAs parametrelerinin kullanılması gerektiği detaylı bir şekilde tartışılmıştır. Bu çalışma ile orbital kaviteyi etkileyecek metalik artefaktlar varlığında orbital kavite içerisinde farklı dansitelerin tespitinin optimal doz parametreleri ile saptanabilmesi için metalik artefakt azaltma tekniği ve hibrit doz azaltma rekonstrüksiyon tekniklerinin birlikte kullanımının görüntü kalitesindeki etkinliğinin saptanmasına yönelik detaylı bir inceleme sunulmaktadır.

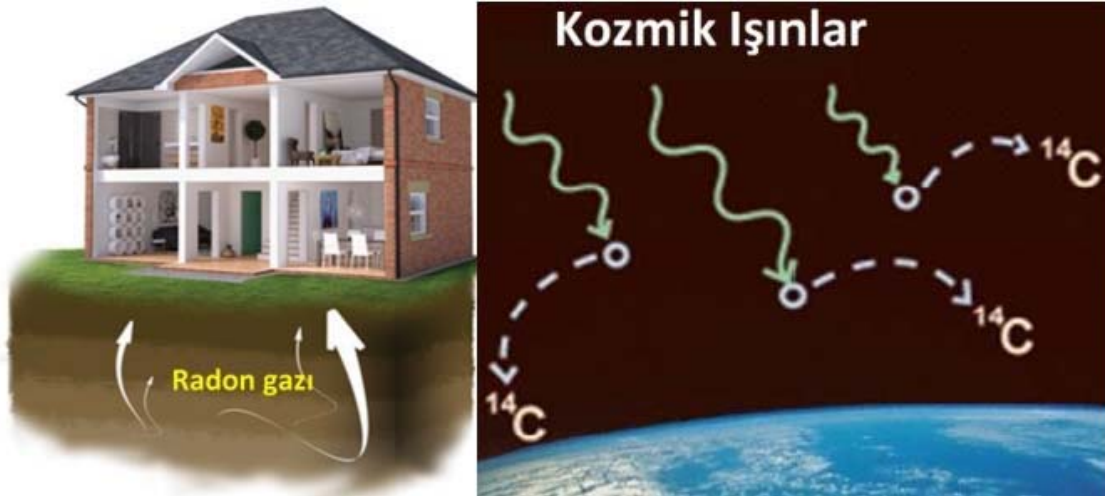
2. GENEL BİLGİLER

2.1. Radyasyon, Radyasyonun Biyolojik Etkileri ve Radyasyon Dozu

2.1.1. Radyasyon

Proton ve nötronların sayıca dengeli (kararlı) olmadığı çekirdekten oluşan atomlara radyoaktif atomlar denir. Kararlı yapıya sahip olmayan bu atomlar fazla enerjilerini atarak kararlı bir yapıya ulaşmaya çalışırlar. Kararlı bir yapıya dönüş sürecinde çevreye yaydıkları enerjiye radyasyon denir (19). Çevremizde birçok radyasyon kaynağı mevcuttur. Bunlar doğal ve yapay radyasyon kaynakları olarak iki gruba ayrılır (20).

Doğal radyasyon, doğada var olan ve tüm canlıları etkileyebilen radyasyondur. Radon gazı ve kozmik ışınlar en yaygın ve bilinen doğal radyasyon kaynaklarıdır (Şekil 1) (21). Yapay radyasyon ise doğada kendiliğinden oluşmayan özellikle insan etkisi ile oluşturulan radyasyonlardır (19). Elektronik cihazlar, tıbbi cihazlar, nükleer santraller gibi alanlarda üretilir ve kullanılır (20).



Şekil 1. Kozmik Işınlar ve Radon gazı en önemli doğal radyasyon kaynaklarıdır (Hacıosmanoğlu'ndan, 22).

Radyasyon oluşturduğu iyonlaştırma etkisine göre iyonize ve iyonize olmayan (non-iyonize) olmak üzere iki sınıfa ayrılır. Non-iyonize radyasyon etkileşme yaşadığı dokuda iyonlaşma yapmadığı için zararlı etkileri daha azdır. Fakat iyonize radyasyon maddenin yapısından iyon oluşmasına neden olarak daha büyük doku hasarına neden olabilmektedir. İyonize radyasyon oluşturan radyasyon ise parçacık tipi (nötronlar, alfa ışını, beta ışını) ve

dalga tipi (gama ışını, X-ışını) olmak üzere iki sınıfta değerlendirilir (23). X-ışını ise radyolojik görüntüleme yöntemi olarak kullanılabilen bir dalga tipi radyasyondur.

2.1.2. Radyasyonun Biyolojik Etkileri

Radyasyon iyonlaştırıcı etkisi başta olmak üzere dokuda bazı etkilere sebep olur. Etkilediği hücre özelliği, radyasyonun çeşidi, radyasyonun dozu ve bu doza maruz kalma süreleri dokudaki etkinin miktarını değiştiren parametrelerdir (24). Vücudumuzda bazı hücreler radyasyona duyarlı bir yapıya sahiptir. Özellikle gelişimini tam sağlamamış hücreler ve aktif bölünme özelliğine sahip hücreler en hassas hücrelerdir. Radyasyonun dokularda oluşturduğu biyolojik etki deterministik ve stokastik etki olarak iki sınıfta değerlendirilir (25).

Deterministik etkide etkilenen doku belirli bir eşik değere sahiptir. Tek seferde bu doz eşiği aşıldığında ortaya çıkar. Dokuların bütünlüğü ve fonksiyonu etkilenir (26). Bu etki radyasyon dozu arttıkça artar. Şekil 2’de gösterildiği gibi özellikle göz lensinin etkilendiği katarakt, cilt yanıkları deterministik etkilerdendir (25). Stokastik etkide ise belirli bir eşik değeri yoktur ve her dozda bu etkiler görülebilir. Bu etkide radyasyonun tesiri hemen görülmeyle yıllar sonra görülebilir (26). Fakat, bu etkide radyasyon dozunun artması ile görülme olasılığı artan bir etki olup kalıtsal hastalıklar ve kanser, bu biyolojik etkiye örnek verilebilir (25).



Şekil 2. Radyasyonun göz lensine deterministik etkisi olarak katarakt oluşumu (Clinic'den, 27)

Özellikle iyonize radyasyonun dokudaki hücrelerde moleküler düzeyde oluşturduğu hasar direkt ve indirekt etki olarak ikiye ayrılır. Direkt etkide DNA molekülleri doğrudan

hasar alarak iyonize olur. İndirekt etkide ise hücre içinde radyasyona bağlı serbest radikaller oluşur ve bu radikallere bağlı DNA hasarı meydana gelir (11). Bu etkilerin görülmesinde en önemli parametre maruz kalınan dozun miktarıdır. Bu nedenle özellikle tedavilerde ve tanısal amaçlı kullanılan radyasyon türlerinde dozun hastaya zarar verecek en az düzeyde olması gerekmektedir. Bu radyoloji pratiğinde ALARA (As Low As Reasonably Achievable-mümkün olan en düşük) prensibi olarak bilinir ve makul ölçüde alınması gereken en düşük dozu belirtir (28). Radyasyondan korunma prensipleri, 1990 yılında Uluslararası Radyasyondan Korunma Komisyonu (International Commission of Radiation Protection, ICRP) tarafından optimizasyon, gerekçelendirme ve doz sınırları olmak üzere önerilmiştir.

2.2. Radyasyon Dozu

2.2.1. Kerma

Yüksüz parçacıkların başka maddeye enerji aktarınca oluşturdukları birim kütlede kinetik enerjinin toplamına denir. Gray (Gy) birimi ile ölçülür (26).

2.2.2. Işınlama (Ekspojür)

X-ışınlarının havayı iyonlaştırmasına denir. Bu tanım havada belli bir hacimde meydana gelen iyonlaşmayı ifade eder. Birimi Roentgen (R)'dir (29).

2.2.3. Absorbe Edilen (Soğurulan) Doz

Absorbe edilen radyasyon dozu, iyonlaştırma özelliği olan radyasyonun ortamın birim kütlesine verdiği enerji türüne denir. Gray (Gy) veya Rad (Rd) birimi ile ölçülür (26, 29). 1 Gy =100 rad'dır.

2.2.4. Eşdeğer Doz

Eşdeğer doz bir dokunun veya organın soğurduğu dozu tarif etmek için kullanılır. Dokunun birim kütlesinin soğurduğu radyasyon enerjisi türüdür. Sievert (Sv) birimi ile ölçülür (26).

2.2.5. Efektif (Etkin) Doz

Organların ve dokuların soğurduğu eşdeğer dozlarının toplanması ile elde edilen tüm vücut dozunu gösteren dozdur. Sievert (Sv) ya da rem (rem) birimi ile ölçülür. 1 Sv = 100 rem'dir (26, 29). Radyasyon dozunun hangi dokudan emildiğini hesaba katar (29). BT teknolojisi ile BT doz ölçüm parametreleri kullanılarak ve dokulara göre belirlenmiş k

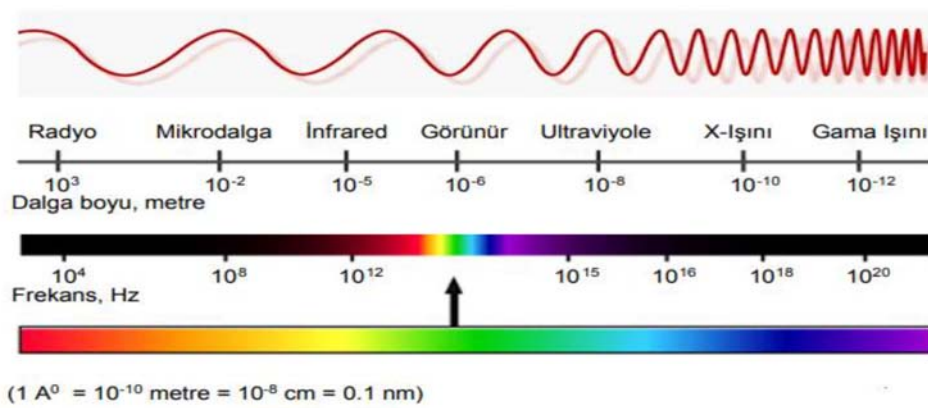
katsayılarının çarpımı ile BT çekiminde insan vücudunun aldığı efektif doz hesaplanabilmektedir (29). BT doz ölçüm parametreleri “Bilgisayarlı Tomografi Radyasyon Dozu Parametreleri” bölümünde detaylandırılmıştır.

2.2.6. Cilt Giriş Dozu

Cilt giriş dozu hasta dozu ölçümünde kullanılan bir parametredir. Hastaya gelen X-ışınlarının cilt üzerinde oluşturduğu dozdur. Bu dozda saçılan X-ışınları da hesaplanır. Bu nedenle, direk cilt üzerindeki hava kerma doz değerinin radyolojide kullanılan X-ışınları için 1.06 katı olarak hesaplanır. Gray (Gy) birimi ile gösterilir (26).

2.3. X-ışını ve Özellikleri

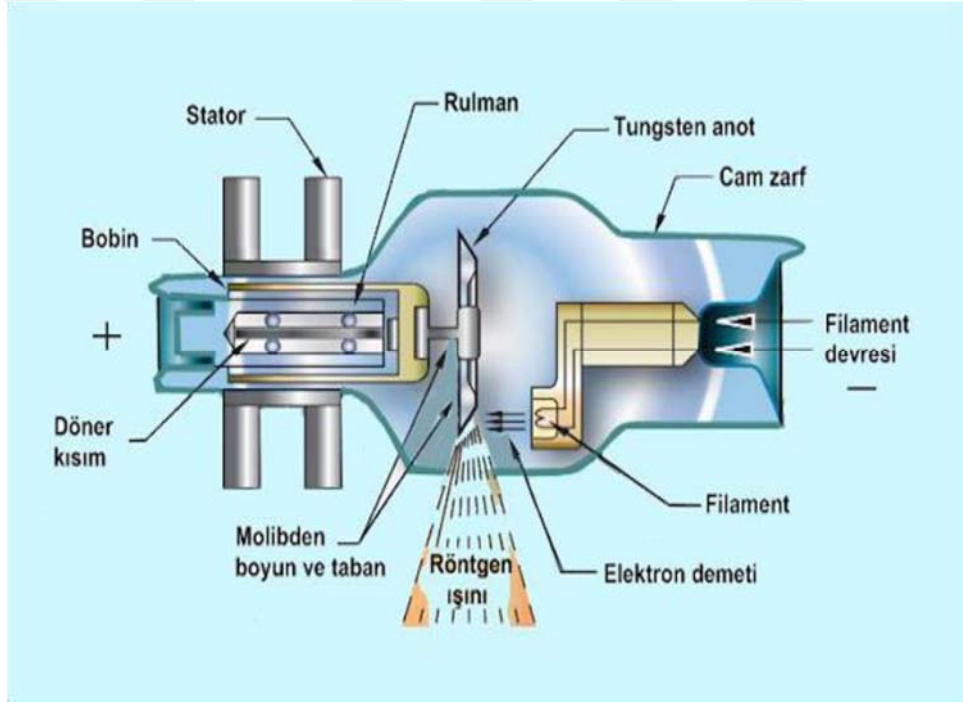
X-ışını 1895 yılında Alman Fizik Profesörü Wilhelm Conrad Röntgen tarafından keşfedilmiştir. Conrad Röntgen crookes tüpüne bir bobin bağlayarak tüpten elektrik akımı geçirmiştir. Elektrik akımının etkisine bağlı olarak başka bir cam kavanozdaki baryumlu platin siyanürlerinin etkilendiğini görmüştür. Bu etkiyi oluşturan ışınları X-ışını denilmiştir (30, 31). X-ışını bir foton olup, ışık enerji paketleri olarak tanımlanmaktadır. X-ışını, elektromanyetik dalga paketi olarak da bilinir. Şekil 3’de elektromanyetik dalga spektrumu gösterilmektedir. Bu spektrumda dalga boyu veya frekansına göre ışığın sınıflandırılmaları gösterilmektedir. Şekilde de görüldüğü gibi X-ışınları 10^{-10} m dalga boyu mertebesi ve civarındaki elektromanyetik dalgalara karşılık gelmektedir (32, 33).



Şekil 3. X-ışınları, ultraviyole ile gama ışını arasında enerji ve dalga boyuna sahiptir. X-ışınlarının dalga boyları 0.0001 nm ile 10 nm aralığındadır. Bu nedenle, X-ışınları girici özellikte olan güçlü elektromanyetik dalgalarıdır.

X-ışını, doğal ve yapay olmak üzere iki temel sınıfa ayrılmaktadır. Doğal X-ışınları K enerji kabuğundan elektron bağlanması veya alfa ve beta bozunumları ile oluşur (30, 31). Yapay X-ışınları ise, maddenin parçacık veya fotonlarla etkileşimi sonucu ortaya çıkmaktadır (30, 31). Örneğin bir ağır çekirdek üzerine gönderilen elektronun saptırılması ile (Bremsstrahlung olayı) yapay X-ışınları üretilmektedir.

Yüksek vakumda havası boşaltılmış cam kılıf içerisinde yüksek gerilim değerine sahip katot ışını X-ışını tüpüdür (Şekil 4). X-ışını tüpünde anot ve katot olmak üzere iki uç bulunmaktadır. Elektron ayrılması anot ve katot arasına yüksek gerilim uygulandığında oluşur. Serbest elektronlar yüksek gerilim sayesinde anoda doğru yüksek hızlara ulaşırlar. Bu elektronlar, metal hedefe çarparak bir foton yayarlar (30, 31).



Şekil 4. X-ışını tüpü

X-ışını temelli görüntülemelerde, yapıların özellikleri ve atom numaralarının farklı olması nedeniyle X-ışını maddelerden farklı derecelerde soğurulur ve geçer. X-ışını farklı derecelerde fotografik filme geçmesi ile görüntü oluşumu olur. Bu nedenle, basit bir X-ışını görüntüleme sistemi, X-ışınlarının maddeyi terk ederken belirli oranlarda şiddetinin değişmesi sonucu oluşan bu farklı ışın zayıflamaların ayırt edilmesine dayanmaktadır (30,

34). Bir radyografik görüntülemeye, X-ışınının bu fotografik filmde dağılımı sayesinde maddenin gözle görülmeyen içyapısı hakkında bilgi edinilebilir (30, 35).

X-ışını geçtiği maddenin içyapısını bazı özelliklere göre gösterir. X-ışını, içinden geçtiği ortamın atom yapısı, fiziksel yoğunluğu, maddede kat ettiği yola bağlı olarak soğurulur ve saçılmaya uğrar. Farklı derecelerde soğurulan X-ışını demeti filmde farklı tonlar oluşturur. Soğurulma düzeyi film tabakasına kadar aynı olan durumlarda cisimlerin ayırt edilmesi zorlaşmaktadır (30, 36). Bu sorunu önleyebilmek için X-ışınları ile bakılan bölgeye farklı açılarda X-ışını uygulayarak bölgeler arasında farklılıklar oluşması sağlanır. Bu nedenle, bu sorunun çözümü için direk grafiden sonra üç boyutlu veri analizi sağlayan sistemler geliştirilmeye başlanmıştır. Bilgisayarlı tomografi maddelerin piksel boyutunda soğurma tespitini yaparak üç boyutlu değerlendirmeye olanak sağlamıştır.

2.4. Bilgisayarlı Tomografi Tarihçesi ve Özellikleri

2.4.1. Bilgisayarlı Tomografinin Tarihsel Gelişimi

Bilgisayarlı tomografi X-ışını görüntüleme yöntemlerinden hastaya yüksek dozda radyasyon vermesi yanında yüksek çözünürlük sağlamasıyla da önemli bir görüntüleme yöntemidir (37). Bilgisayarlı tomografi Cormack tarafından ilk 1963 yılında ortaya çıkarıldı. Daha sonra 1967 yılında G. Hounsfield tarafından klinik kullanımı gerçekleştirildi. İlk kez 1971 yılında ise hastanelerde kullanılmaya başlandı. Ülkemizde ilk olarak Hacettepe Üniversitesi 1976 yılında BT kullanımına başlamıştır (37).

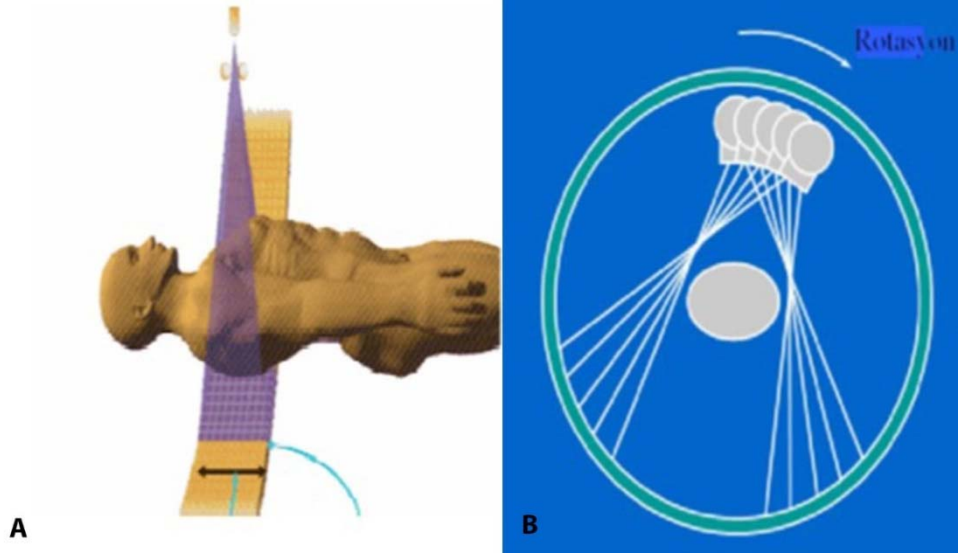
Şekil 5'te gösterildiği gibi BT gantri, masa ve bilgisayar sistemlerinden oluşur. BT'de gantri sistemi içerisinde yer alan tüp ve X-ışınlarının yakalayan film katmanı dedektörler karşılıklı olarak yer alır. Sistem 360 derecelik bir dönüşten hastaya her yönden X-ışını yollar ve hastanın farklı yönlerden X-ışının soğurması sonucu detektörlere ulaşan X-ışınları tespit edilir (37, 38). Hasta etrafında gantri dönüşü oldukça masa hareket eder ve tarama yapılır. İlk başlarda her tarama sonrası olan dönüş hareketi olarak bilinen aksiyel tarama metodu, zamanla helikal taramaya yerini bıraktı. Helikal taramada tüp hiç durmadan döner ve masada belirli bir hızla gantri içinde ilerler (37).



Şekil 5. BT cihazı gantri, masa ve bilgisayar sistemlerinden oluşur (Kalender'den, 37).

Masanın dönme hız faktörüne pitch faktörü denir ve bu faktör hasta dozu için kritik bir parametredir. Pitch faktörünün optimal yani 1 değerinden çok düşük olması gereksiz doz artışına sebep olurken, 2 ye yakın olması da dozu düşürürken görüntü kalitesini de azaltmaktadır (37). Bu nedenle bilgisayarlı tomografide hasta dozunu azaltırken görüntü kalitesinin de artırılması bu teknolojiye ana hedefler olmuştur.

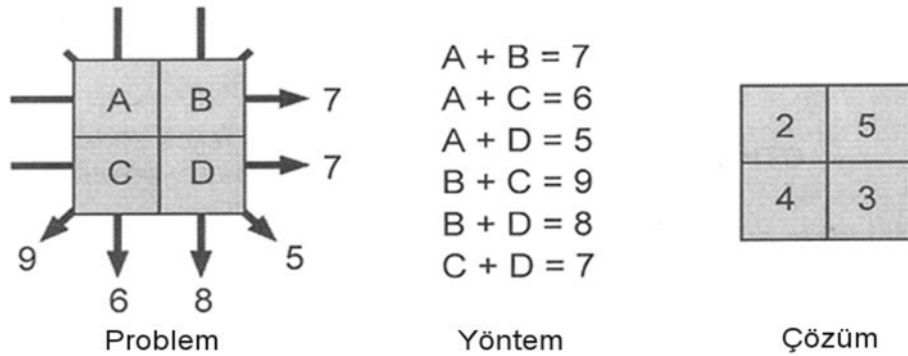
Bilgisayarlı tomografide tarihsel gelişim tomografi jenerasyonları olarak adlandırılır. Jenerasyonlar ilerledikçe özellikle dedektör sistemleri ve gantri sistemleri değişmiştir. Birinci jenerasyon sistemler tek detektörlü sistemlerdir ve bunlar oldukça yavaş hareket eden sistemlerdi. İkinci jenerasyon BT sistemleri ise birinci jenerasyondan en büyük farkı tek bir detektör yerine sıralanmış bir dizi xenon gazı dolu iyonizasyon detektörü olmasıdır. Üçüncü jenerasyonda ise gibi X-ışın tüpü ve detektör karşılıklı ve aynı anda hareket ederler ve sürekli dönebilen tüpleri diğer jenerasyonlardan farklı olarak helikal tarama yapabilmeye başladılar (Şekil 6A). Hastanın uzun eksenini boyunca yan yana sıralı olan dedektörler yerleştirilerek ise çok kesitli üçüncü jenerasyon BT sistemleri oluştu. Dördüncü jenerasyon BT sistemlerinde ise Şekil 6B'de gösterildiği gibi dedektörler tüm gantriye çembersel olarak yerleştirilerek sadece tüp dönerek görüntü alınması sağlanmış oldu (37). Günümüzde en çok üçüncü nesil tomografi cihazlarının dedektör ve tüp teknolojisi kullanılmaktadır.



Şekil 6. Şekil 6A'da üçüncü jenerasyon çok kesitli dedektöre tüpten X-ışını aktarımı gösterilirken, 6B'de ise çembersel dedektör sistemi ve dönen tüp sistemi gösterilmektedir (İnal'dan, 37).

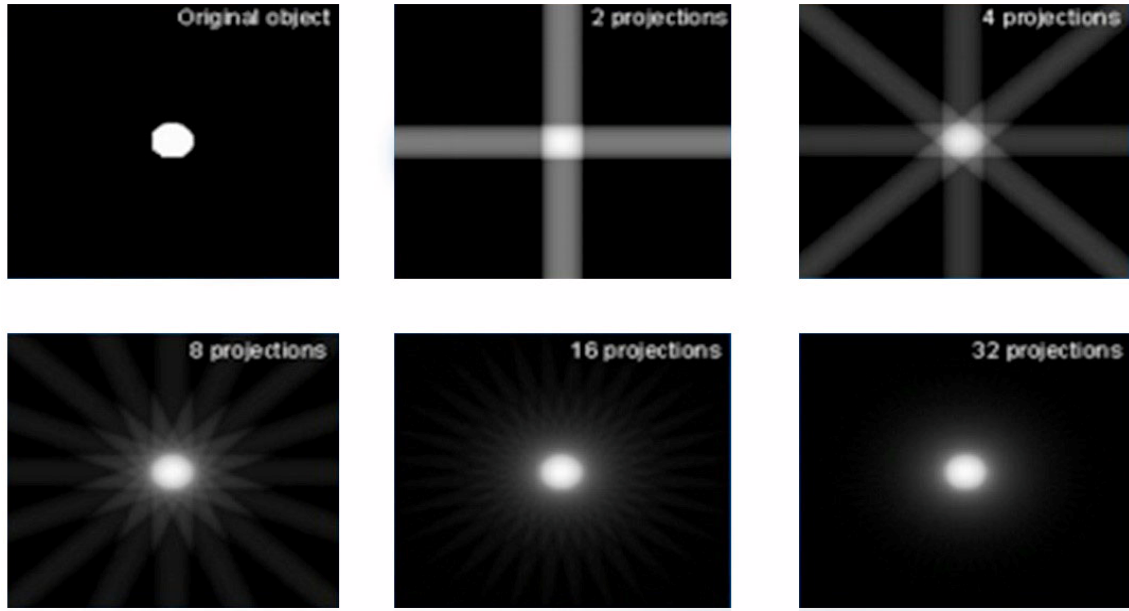
2.4.2. Görüntü Oluşumu

X-ışınları tüpten çıktıktan sonra hastanın dokularından doku yoğunluğuna göre belli oranlarda geçer. Geçen X-ışınları dedektörlere ulaşır. Dedektörlerde iyonizasyon sonucu oluşan elektrik sinyalleri analog veriyi dijitalle çeviren bir ADC (Analog to Digital Converter) sayesinde sayısal veriye evrilir. Böylelikle her kesitteki her açıdan gelen analog veri dijital olarak belirlenir (37). 2x2'lik bir matrikste farklı yönlerden gelen X-ışınının sayısal verilerinin bilgisayarca işlenmesi ile her piksele denk gelen ana BT numarası tespit edilir (Şekil 7).



Şekil 7. 2x2 bir matrikste farklı yönlerden gelen X-ışınına bağlı elde edilen toplam sayısal dijital veri bilgisayarca çözümlenerek voksellerdeki ana sayısal değerler tespit edilir.

Bilgisayar her açıdan gelen sayısal veriyi 512x512 veya 1024x1024 gibi bir görüntü matriksinde, her kesit kalınlığına denk gelen voksel verisini matrikse siyah-beyaz arasındaki gri skalada işler (37). Bu işlem ilk zamanlarda uzun sürerken ilerleyen bilgisayar teknolojisi ile şimdiki bilgisayarlarda çok hızlı bir şekilde yapılabilmektedir. Bu sayısal verinin matrikse nasıl işlendiğini anlamamız görüntü zemininde oluşan gürültüyü anlamak için önemlidir. Bu nedenle, üzerinden nokta şeklinde bir objenin BT tarafından nasıl değerlendirildiğinin tartışılması uygun olacaktır (Şekil 8).



Şekil 8. Sol üst köşede orijinal obje ve sonrasında sırası ile iki, dört, sekiz, on altı ve otuz iki projeksiyon açıda alınan görüntülerin işlenmesi gösterilmektedir (Ahrazoğlu'ndan, 39).

Objeye sadece bir açıdaki tüpten gelen X-ışınlarının detektöre ulaşması ile değerlendirilince objenin önünden ve arkasından veri alınamadığı için asıl obje direkt tespit edilemez. Objenin etrafında yıldız artefaktı denilen bir artefakt oluşur (39). Objenin en gerçekçi resmi onun birçok açıdan gözlemlenmesi ve değerlendirilmesi ile oluşur. Farklı açılardan veri alımı sayısı arttıkça asıl obje lokalizasyonunda veri kaybı çokken diğer alanlarda azalır (40, 41). Bu azalan alanlarda aslında hiçbir veri kaybı oluşturacak obje yokken zeminde bir veri kaybı oluşur. Bu veri kaybı projeksiyon sayısı arttıkça azalmasına rağmen tamamen yok olmaz. Bu nedenle zeminde görüntüyü gölgeleyen ve silikleştiren bir gürültü oluşmuş olur (37). Gürültü, görüntü kalitesini etkileyen bir durumdur.

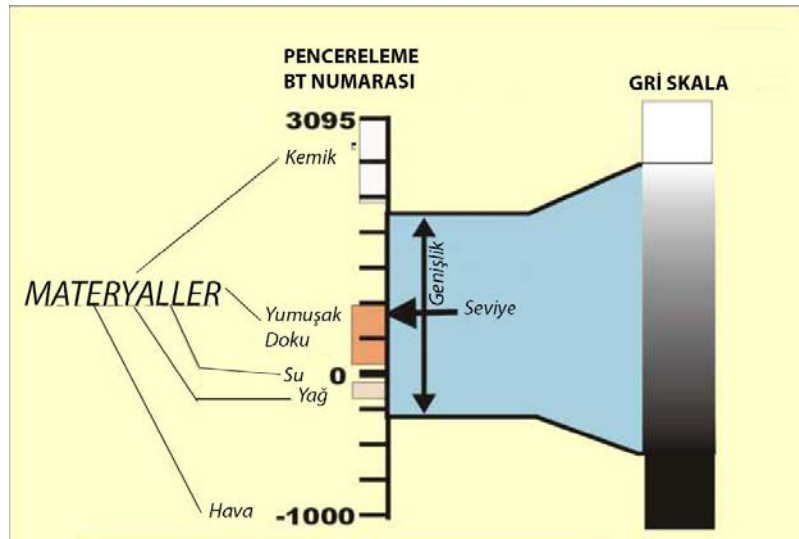
Farklı açılardan veri geldikçe yıldız artefaktı azalır, fakat bu artefaktın azaltılması görüntünün netliği için önemli olduğundan bazı bilgisayar algoritmalarından da faydalanılır. Filtrelenmiş geri projeksiyon algoritması FBP (Filtered Back Projection) bu nedenle geliştirilmiştir. FBP yönteminde her projeksiyondan gelen tanımlanmış filtre yardımıyla işlenir. Filtreleme işlemi her projeksiyon için merkezi piksellerin dışındaki görüntüyü bozan piksellere uygulanır. Objenin olduğu pikseller dışında meydana gelen yıldız artefaktı alanları negatif pikseller ile dengelenir. Sonuç olarak gerçek görüntü elde edilir (39).

2.4.3. Görüntünün Sinyal Değerinin Tespiti

X-ışını, tüpte oluştuğunda bir akım değeri vardır. Bu I_0 olarak adlandırılır. X-ışını bir cismi geçtikten sonra bu akım değerinde azalma olur. Dedektöre ulaşan bu akıma I denir. Görüntülenecek obje boyutu d kadar ise I ile I_0 arasındaki ilişki,

$$I = I_0 e^{-\mu d} \quad (\text{Formül 1})$$

bağıntısı ile hesaplanır (37, 38). Tüp ile dedektör arasındaki X-ışını soğurulması doğrusal bir azalım katsayısı haritası $\mu(x,y)$ oluşturur. Bu azalım katsayı haritası kullanılan enerji spektrumuna, maddenin yoğunluğuna ve atom numarasına bağlı olarak değişiklik gösterir. Bu doğrusal soğurma katsayıları Bilgisayarlı Tomografi (BT) numarası ile suyun azalım katsayısına göre normalize edilerek bir numara ile temsil edilir (37, 38).



Şekil 9. Gri skalada her rengin bir BT numarası mevcuttur. 0 referans değerine en yakın değerleri yağ ve yumuşak doku dansiteleridir (Sprawls'dan, 42).

$$BT \text{ numarası} = (\mu_{doku} - \mu_{su}) / \mu_{su} \times 1000 \quad (\text{Formül 2})$$

BT numarası fizikçi Hounsfield'e hitafen Hounsfield Unit (HU) adıyla anılır. Şekil 9'da gösterildiği gibi suyun *BT numarası* 0 HU iken, havanın *BT numarası* -1000 HU'dur. Bilgisayarlı tomografide -1024 ile +3071 HU arasında *BT numarası* değişir (37, 38). Bunu insan gözü ölçemediği için ROI (Region of Interest) ölçüm aracı ile dokunun BT numarası tespit edilir.

2.5. Bilgisayarlı Tomografi Radyasyon Dozu Parametreleri

Radyasyon dozunu düşürme tekniklerinin ve görüntü kalitesini artırma tekniklerinin değerlendirilebilmesi için doz parametrelerinin bilinmesi gerekir. BT cihazı bu doz parametrelerini otomatik olarak verir ve PACS (Picture Archiving and Communication Systems- Görüntü Saklama ve İletişim Sistemleri) sistemine bu veriyi yollar.

2.5.1. Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi (CTDI)

Bilgisayarlı tomografide doz temel olarak bilgisayarlı tomografi doz indeksi (CTDI) ile belirlenir. Bu değer ışınlanmış dilim içindeki soğurulan doz değerinin eşdeğeridir. Pratik uygulamada doz profili -50 mm ile +50 mm arasında 100 mm'lik bir alanda toplanır. Bu değer 100 mm'lik bir iyon odası ile ölçülür (40, 43).

2.5.2. Ağırlıklandırılmış Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi (CTDI_w)

Organların taraması yapıldığında bu organların CTDI dozlarının tahmini için vücut eşdeğeri fantomlar kullanılır. Fantomlara yerleştirilen iyon odaları ile CTDI değerleri toplanabilir vermektedir (40, 43).

2.5.3. Hacimsel Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi

Hacimsel Bilgisayarlı Tomografi Doz indeksi (CTDI_{vol}) pitch faktörüne göre elde edilen doz parametresidir. CTDI_{w/p} formülü ile CTDI_{vol} hesaplanır (40, 43). Bu parametre kesit başına ortalama radyasyon doz miktarını gösterir ve birimi miligray (mGy)'dir.

2.5.4. Doz-Uzunluk Çarpımı

Doz-uzunluk çarpımı (*DLP*) bilgisayarlı tomografide toplam dozun hesaplanması için tanımlanmıştır.

$$DLP = CTDI_{vol} \times L \quad (\text{Formül 3})$$

parametreleri gürültü ve artefakt parametreleri olarak incelendiğinden sadece bu iki parametre üzerinde durulacaktır.

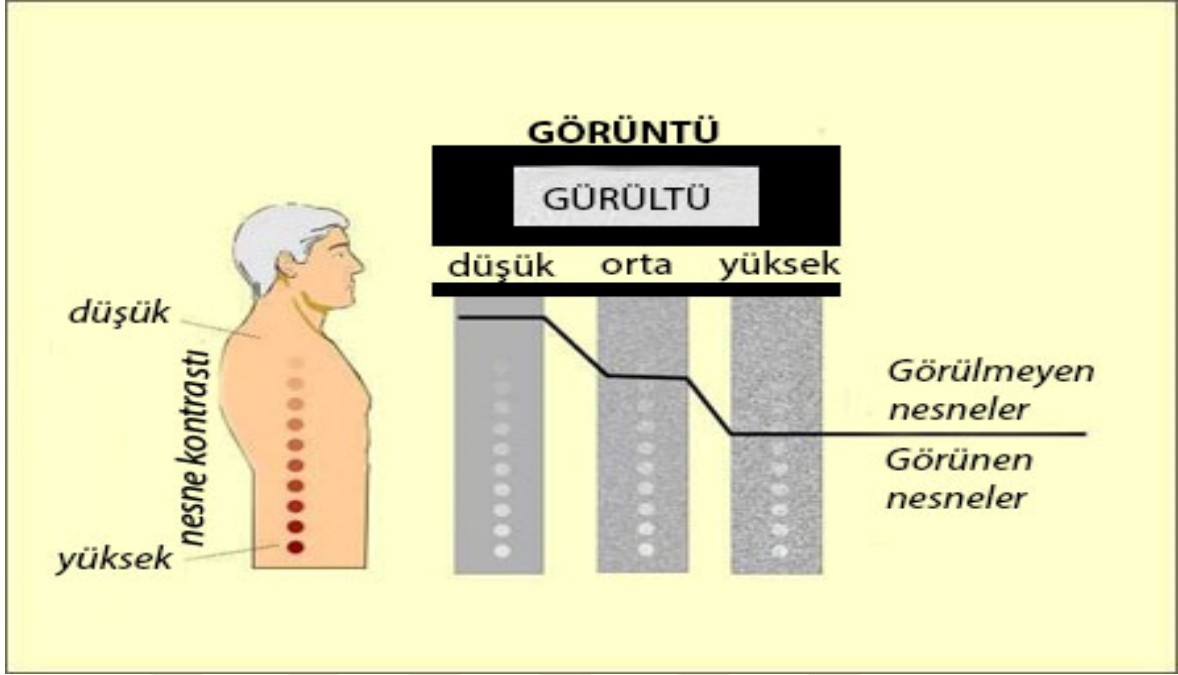
Bir materyalin zemin kontrastı ve artefaktlara karşı kontrast gücünün belirlenmesinde çeşitli kantitatif ve kalitatif yöntemler kullanılır. Kantitatif yöntemler arasında cismin zemin gürültüsüne göre sinyalinin gücünü gösteren signal-noise ratio (SNR) ile bir cismin kontrastının komşu dokulardan ayrımını sağlayan contrast-noise ratio (CNR) parametreleri kullanılır. Subjektif değerlendirmede ise gözlemciler, Bilgisayarlı Tomografi için Kalite Kriterlerine İlişkin Avrupa Yönergelerini (European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography) kullanarak görüntü gürültüsünü, fizyolojik gürültüye bağlı artefaktları ve anatomik yapıları ve lezyonları değerlendirerek bir kalitatif değerlendirme sağlarlar (50). Bu ölçüm yöntemlerinin formülleri ve içeriği materyal ve metod kısmında belirtilecektir.

2.7. Gürültü

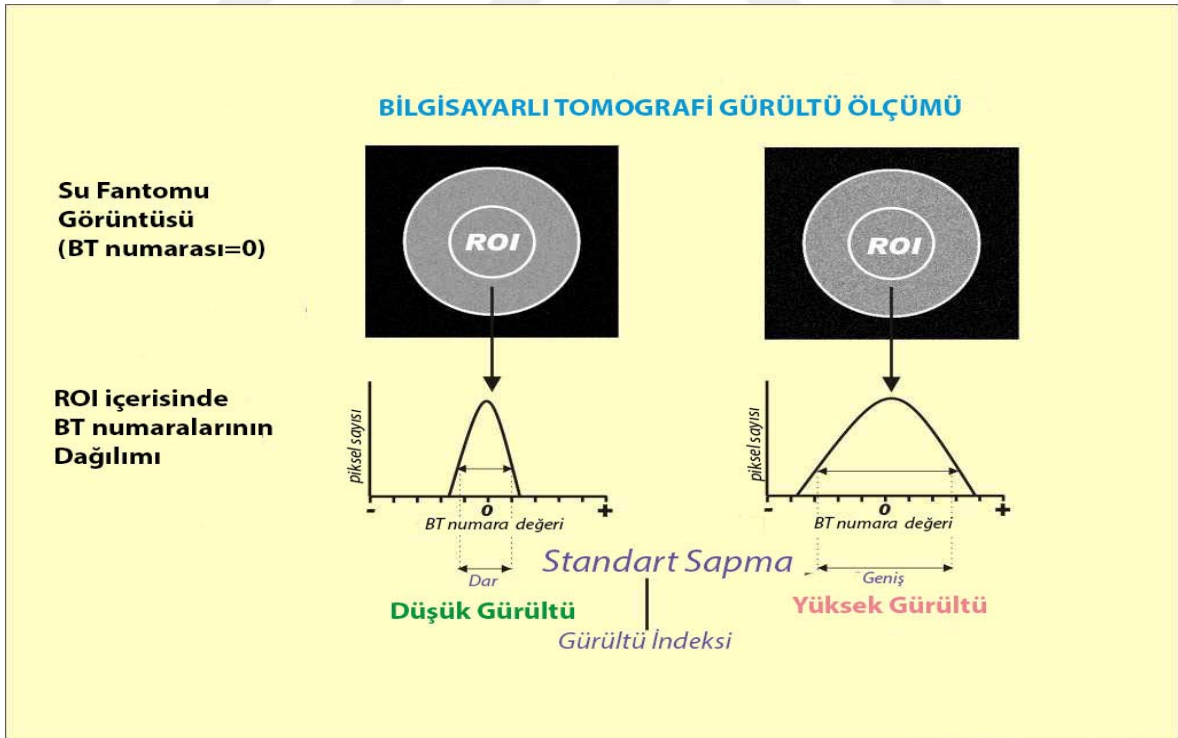
Tomografi cihazında homojen bir materyal değerlendirildiğinde malzemenin BT değerlerinin aynı değerde olmadığı görülür. Materyal ortalama bir BT değeri etrafında bir skaladadır. Bu duruma görüntünün gürültüsü denir. Gürültünün oluşum mekanizması bölüm 2.2’de görüntü oluşumu bölümünde belirttiğimiz şekilde bir objenin farklı açılarda alınan verisinin işleme sürecinde oluşmaktadır. Bu veri aslında orijinal görüntüde olmayan bir zemin gürültüsü oluşturur.

Gürültü özellikle düşük kontrastlı nesnelerin görünürlüğünü azaltır (Şekil 11). Bu zemin görüntü paraziti çekim protokol faktörlerinin bir kombinasyonu olarak oluşur. Bu nedenle, bu faktörler değiştirilerek gürültü azaltılabilir. Fakat, bu durumda hasta dozunda artış oluşabilir. Bu nedenle, bu faktörler arasında bir denge mevcuttur (42).

Bilgisayarlı tomografide gürültü BT numarasında dalgalanma oluşturur (Şekil 11). Bu dalgalanmanın ölçümü ROI (Region of Interest) denilen tomografi ölçüm aracı ile ölçülür. Objenin ortalama bir BT değeri ve bu değer etrafında bir standart sapma miktarı mevcuttur. Bu standart sapma arttıkça zemin gürültüsünün fazlalığı, azaldıkça ise asıl objenin netliği artar (49).



Şekil 11. Gürültü arttıkça kontrastı düşük olan objelerin seçilebilirliği azalmaktadır (Sprawls'dan, 42).



Şekil 12. Ortalama BT değerinden sapma miktarı ne kadar fazla ise gürültü miktarı da o kadar fazladır (Sprawls'dan, 42).

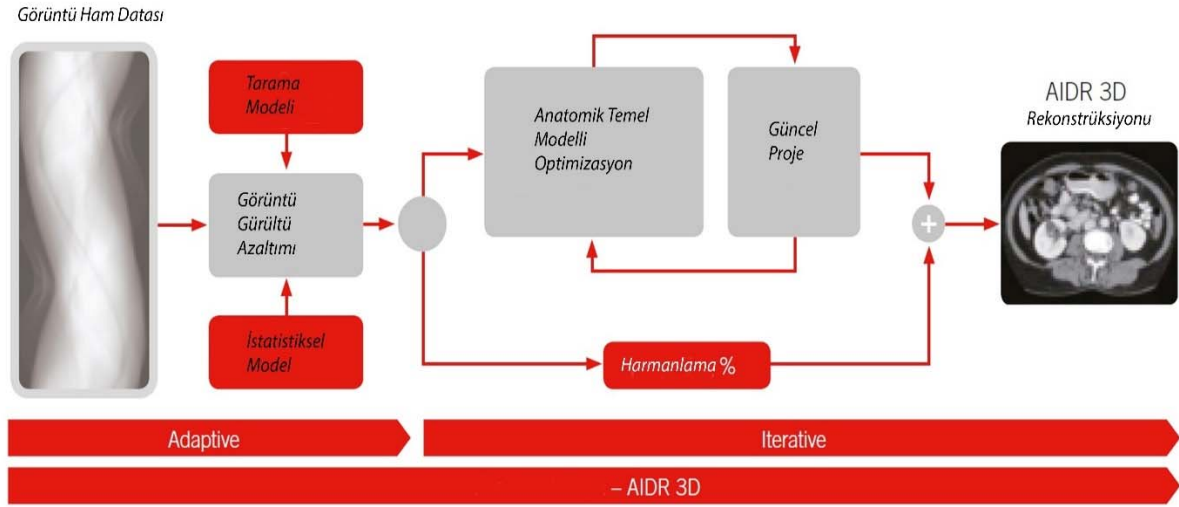
2.7.1. Gürültü Azaltma Teknikleri ile Görüntü Kalitesi Artırma Teknikleri

Bilgisayarlı tomografi sistemlerinde gerçek obje ile zemin gürültüsü olan obje arasındaki farkı en aza indirmek için algoritmalar vardır. Düşük dozlu BT görüntülerinde görüntü gürültüsündeki artışın üstesinden gelmek için, çeşitli görüntüleme filtreleri, yeniden yapılandırma algoritmaları geliştirilmiş ve uyarlanmıştır. Görüntü filtreleri, parazit ve yapaylıkları ortadan kaldırarak görüntü kalitesini iyileştirmek için tasarlanmış yazılım uygulamalarıdır. Objenin görüntülerini oluşturan projeksiyonlar varsayılan bir görüntüden hesaplanan verilerle gerçek projeksiyon verilerini kıyaslar ve görüntüyü günceller. Bu algoritmalar gürültüyü azaltmak ve görüntü kalitesini artırmak için kullanılan rekonstrüksiyon teknikleridir (40, 51).

Rekonstrüksiyon yöntemleri iki ana kategoriye ayrılır. Birincisi analitik yöntemler ikincisi ise iteratif yöntemlerdir. İteratif yöntemlerde iki ana başlığa ayrılır. Birincisi cebirsel iteratif yöntemler, ikincisi istatistiksel iteratif yöntemlerdir. Bu teknikler, son birkaç on yılda ham verilerden BT görüntülerinin yeniden yapılandırılması için uyarlanmış olan filtrelenmiş back projeksiyon (FBP) ile birlikte kullanılmıştır (51). Standart filtreli back projeksiyon yöntemleriyle karşılaştırıldığında, bu tekniklerin hastaya verilen radyasyon dozunu %50 'ye kadar azalttığı gösterilmiştir (40, 41). İstatistiksel iteratif rekonstrüksiyon teknikleri arasında yer alan ve son yıllarda kullanılan hibrid rekonstrüksiyon tekniği olarakta adlandırılan son teknoloji rekonstrüksiyon yöntemleri geliştirildi. Adaptive Statistical Iteratif Reconstruction (ASIR) yöntemi olarak adlandırılan hibrid görüntüleme yöntemi bu tezde kullanılan hibrid rekonstrüksiyon yöntemi olup, Toshiba Aquilion Qne cihazında kullanılan hibrid rekonstrüksiyon Adaptive-Iterative Dose Reduction (AIDR) tekniğinden bahsedilecektir.

2.7.2. Uyarlanabilir-Yinelemeli Doz Azaltma (Adaptive-Iterative Dose Reduction-AIDR)

AIDR 3D, Canon'un yinelemeli yeniden rekonstrüksiyon tekniklerinde ki en son teknolojisidir. Doz azaltma ve görüntü kalitesini iyileştirmek için görüntüleme zincirine tam olarak entegre edilmiştir ve otomatikleştirilmiştir. Görüntü ayrıntısını korurken görüntü gürültüsünün büyüklüğünü azaltarak dozu azaltır ve daha düşük dozlarda optimal görüntü sağlar. AIDR 3D Şekil 13'de gösterildiği gibi rekonstrüksiyon sırasında, foton açlığının ve elektronik ve istatistiksel gürültünün projeksiyon alanındaki etkilerini en aza indirmek için bir istatistiksel bir gürültü modeli kullanırken, görüntü tabanlı bir anatomik modelle de kuantum gürültü büyüklüğünü en aza indirir (52).



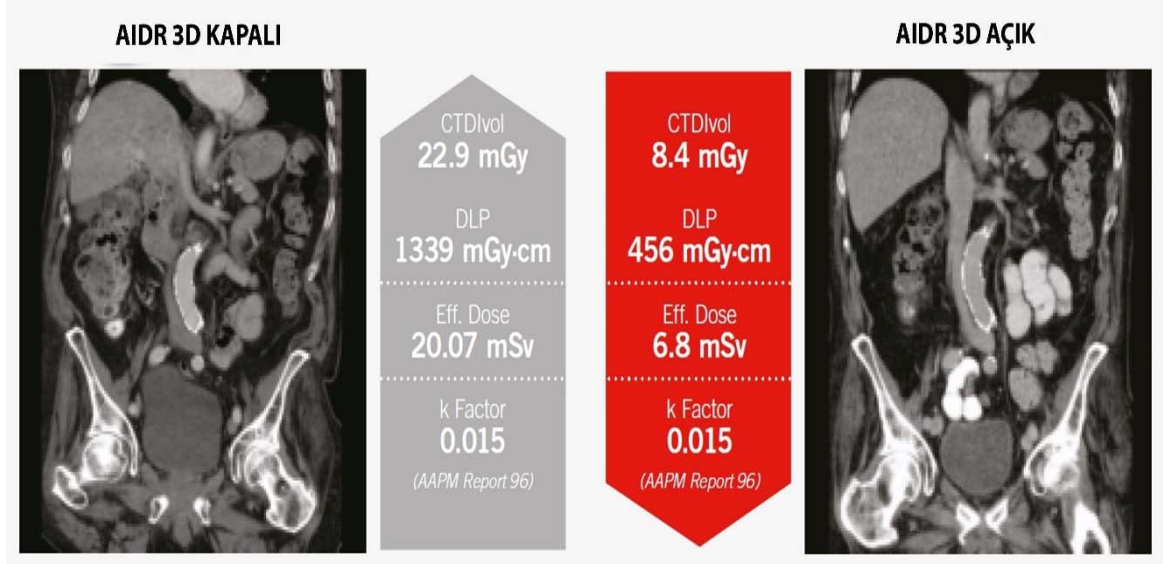
Şekil 13. AIDR 3D’de bir istatistiksel gürültü azaltma algoritması ile bir anatomik model temelli iterative görüntü düzeltme metodunun birleşimi olan bir hibrid rekonstrüksiyon metodudur (Systems'den, 52).

Görüntü alanındaki voksel tabanlı, gürültü azaltma bileşeni, çizgiler ve kenarlar gibi ince görüntü ayrıntılarını korurken, her yinelemede gürültünün büyüklüğünü azaltarak, özellikle voksel gradyanlarına uyum sağlar. AIDR 3D, her yinelemede, bu sonuçların ince ayarını yaparak, gürültü azaltma ve uzamsal-çözünürlük koruma arasındaki ilişkiyi dengeler. Orijinal FBP görüntüsü, her yineleme için bir girdi olarak kullanılır ve son görüntüyü oluşturmak için işlenmiş verilerle uyumlu bir şekilde harmanlanır. Böylelikle görüntü kalitesi yüksek dozlarda elde edilen görüntü kalitesine ulaşır. Bu nedenle Şekil 14’de gösterildiği gibi düşük X-ışını profilinde görüntüdeki gürültünün azalması ile en düşük dozda en optimal görüntü oluşumu sağlanır (52).

2.7.2. Artefaktlar

Görüntüyü etkileyen bir diğer parametre artefaktlardır. Artefaktlar görüntüde olmaması gereken ve görüntüyü bozan bir antitedir. Artefaktların bilinmesi önemlidir. Çünkü bunlar sadece görüntüyü bozmaz bazen patolojiyi de taklit edebilirler. Artefaktlar hasta kaynaklı, donanım kaynaklı ve fiziksel temeller kaynaklı olmak üzere üç grupta incelenebilir. Hasta kaynaklılar arasında önemli bir artefakt sebebi de yabancı cisimlere bağlı artefaktlardır (10). Yabancı cisimler eğer eksternalse görüntü alanından çıkarılmalıdır. Fakat birde operasyonlara sekonder internal yerleşim gösteren metalik materyaller vardır. İşte bu artefaktlar görüntü alanından çıkarılamadığı için görüntü kalitesinde belirgin düşüşe

neden olurlar. Bu bölümde artefaktlardan tez konusu olan metalik artefaktlar üzerinde durulacaktır.



Şekil 14. AIDR tekniği açık olduğunda görüntü kalitesinde düşüş olmadan düşük dozlarda optimal kalitede görüntü elde edilebilmektedir (Gjesteby'den, 54).

2.8.1. Metalik Artefakt

Metal artefakt saçılma, ışın sertleşmesi, hareket ve kenar etkileri ile gürültü gibi birçok mekanizmadan oluşur. Işın sertleşmesinde polikromatik X-ışınları vücuttan geçerken düşük enerjili olanlar soğurulur ve geriye yüksek enerjili ışınlar kalır. Saçılma ise X-ışınları yönünü ve enerjisini değiştirdiğinde normalde ulaşması gereken dedektörden başkasına ulaşır. Kemik, metal gibi yüksek atomik numaralı alanlardan düşük yoğunluklu alana X-ışını geçerken saçılma ve ışın sertleşmesi gerçekleşerek normalde görüntüde olmaması gereken çizgilenmeler oluşur (39). Metal çizgi artefaktlarının bir kısmı metalin kendisi, bir kısmı ile metalin kenarlarla ilgisinden dolayı birçok mekanizmadan etkilenir. Fakat sonuçta, ışının sertleşmesi ve saçılması görüntüde bir gürültüye neden olmaktadır.

2.8.2. Metalik Artefakt Azaltma Tekniği ile Görüntü Kalitesi Artırılması

Birçok artefakt oluşumu mevcuttur. Bunların giderilmesi için çeşitli teknikler geliştirilmektedir. Özellikle internal metalik artefaktların azaltılması için çeşitli algoritmalar ve teknikler geliştirilmiştir. Bu teknikler Gjesteby ve ark. (53) tarafından incelenmiştir. Bu tekniklerin maalesef birçoğu yeterli artefakt azaltımı sağlayamamış ve klinik kullanımda

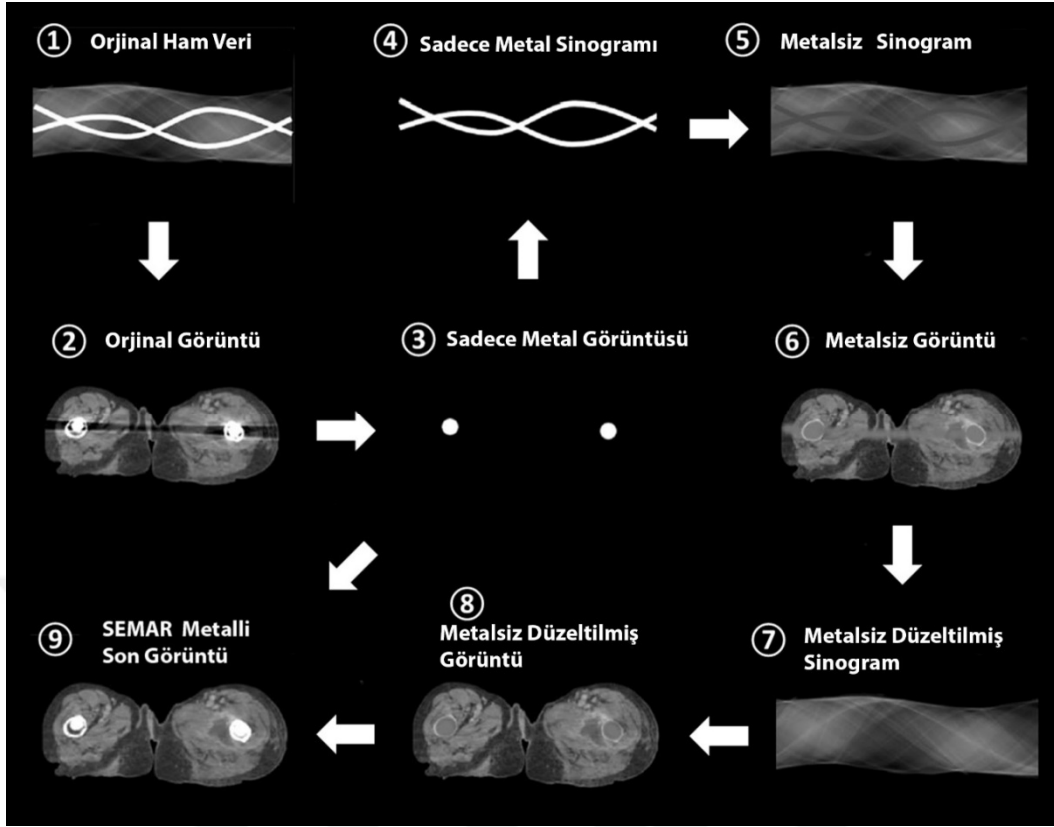
etkisini gösterememiştir. Bu tekniklerin arasında en sık kullanılan ve bu tezde kullanılan Toshiba markasına ait ticari adı Single Energy Metal Artefact Reduction (SEMAR) tekniğinden bahsedilecektir.

2.8.3. Single Energy Metal Artefact Reduction (SEMAR)

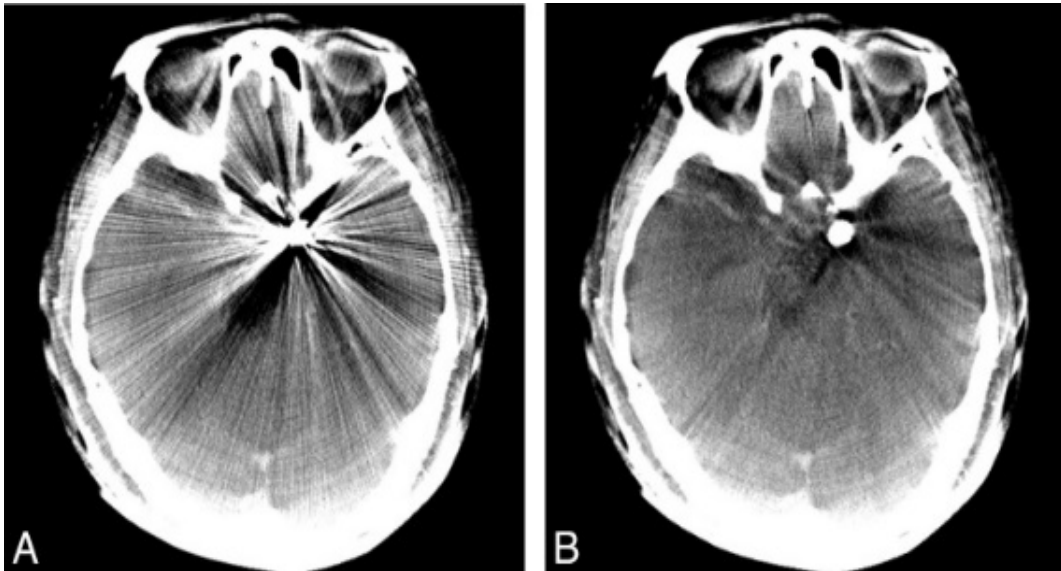
Son zamanlarda, tek enerjili ve çift enerjili yöntemleri kullanan yeni gelişmiş metal artefakt azaltma teknikleri tanıtılmış ve bu teknikler artefaktları daha da azaltma ve patolojik lezyonların tespitini iyileştirme konusunda umut verici hale gelmiştir (54). Günümüzde farklı BT markalarının geliştirdikleri metalik artefakt azaltma (MAR) yöntemleri vardır. Bunlara örnek olarak Philips markasının O-MAR (Metal Artefact Reduction for Orthopedic Implants) (39, 55) ve General Electric markasının S-MAR (Smart Metal Artefact Reduction) (39, 56) isimli MAR teknikleri örnek olarak verilebilir. Toshiba (Toshiba Corporation Medical Systems, Tokyo, Japonya) markasının MAR yöntemi de tek enerjili metal artefakt azaltma (SEMAR) adı verilen bir MAR algoritması kullanır.

Yinelemeli MAR algoritmaları Şekil 15’de görüldüğü gibi, tek enerjili CT görüntü rekonstrüksiyonunun her yinelemesinde görüntü kalitesini iyileştirmek için temel olarak görüntü gürültüsünün istatistiksel modellerine dayanır (54, 57). SEMAR, metal artefaktı azaltmak için değiştirilmiş bir sinogram iç boyama tekniği kullanır. Bu teknik, metalden geçen bozuk X-ışını projeksiyonlarını ortadan kaldırır ve bunları, metali geçmeyen bitişik projeksiyonlardan gelen verilerle değiştirir (54, 58).

Ayrıca, Toshiba Aquilion ONE, monokromatik bir BT görüntüsü ve ham veri tabanlı elektron yoğunluğu görüntüsü oluşturabilir (54, 59). Bu yaklaşımın bir avantajı, Şekil 16’da gösterildiği gibi bu tezde de değerlendirilen anatomik düzey olan orbita ve kranial bölge gibi zor anatomilerde bile metalin çıkarıldığı lokalizasyonun, sonraki düzeltilmiş görüntülerde mükemmel hizalanmasıdır. Bu ham görüntüdeki metalik malzemenin ayrıştırmasının gerçekleştirilmesine olanak tanır. Sinogram tabanlı veriler yeniden yapılandırılır ve böylelikle görüntülerdeki metal artefakt, sinogram üzerinde ışın sertleştirme düzeltmesi kullanılarak azaltılmış olur (54, 60).



Şekil 15. SEMAR tekniğinde sinogram içerisinde yüksek dansite alanı tespit edilir ve bu anatomik lokalizasyondan yüksek dansite çıkarılarak yeniden rekonstrüksiyon sağlanır (Yasaka'dan, 61).



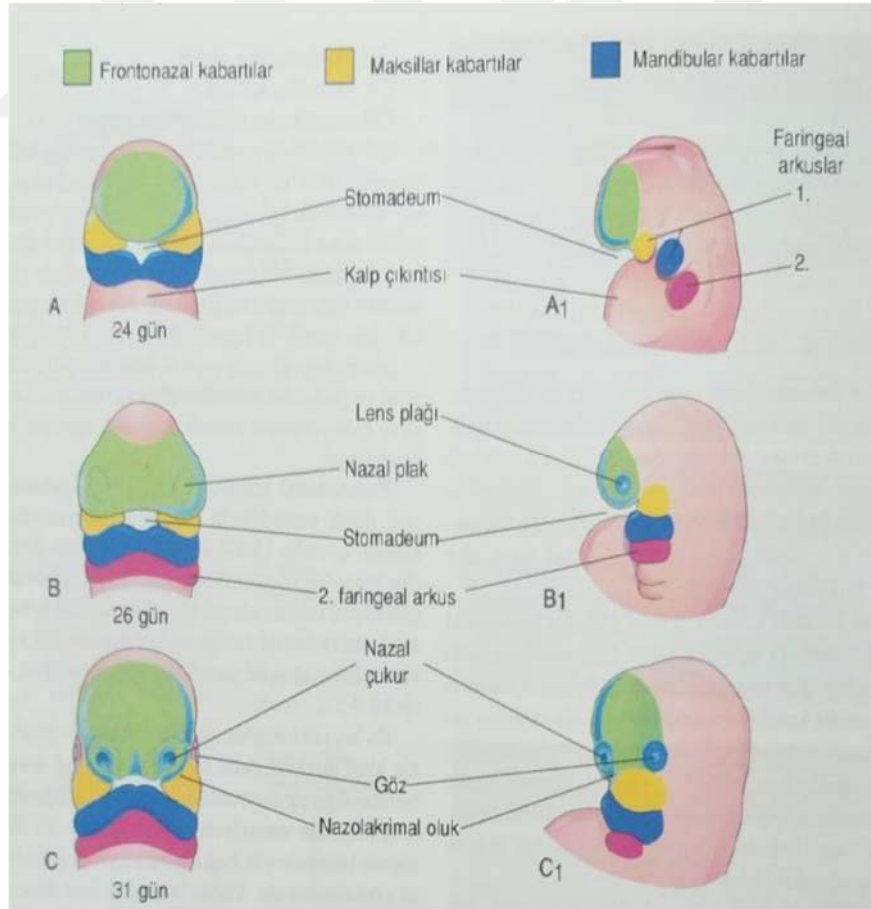
Şekil 16. İnternal karotis arterine uygulanmış koil embolizasyon materyaline bağlı artefakt ve SEMAR tekniğine bağlı metalik artefakta azalma (Hung'dan, 62)

2.9. Orbita Embriyolojisi, Anatomisi ve Klinik Önemi

2.9.1. Orbita Embriyolojisi

Yüzün ana taslakları dördüncü haftanın başında stomadeumda oluşmaya başlar. Bu taslaksal yapılar, çift mandibular, çift maksillar ve tek frontonazal taslak şeklinde beş adet yüz kabartısı şeklinde meydana gelir (63, 64). Frontonazal kabartı, orbitaların gelişeceği optik veziküllerin ventrolateral bölümünü çevreler (63, 64). İnsan kranial gelişiminde, optik veziküller zıt yönleri gösterir, yüzün gelişimiyle birlikte optik saplar arasındaki açı azalır ve gözler öne doğru ilerler (63, 65). Lateral nazal çıkıntılar, gözün medial alanına doğru uzanır ve orbitanın yanında ve altında yer alan maksiller kabartı ile birleşir, böylece medial, inferior ve lateral orbital duvarları oluşur (63, 66).

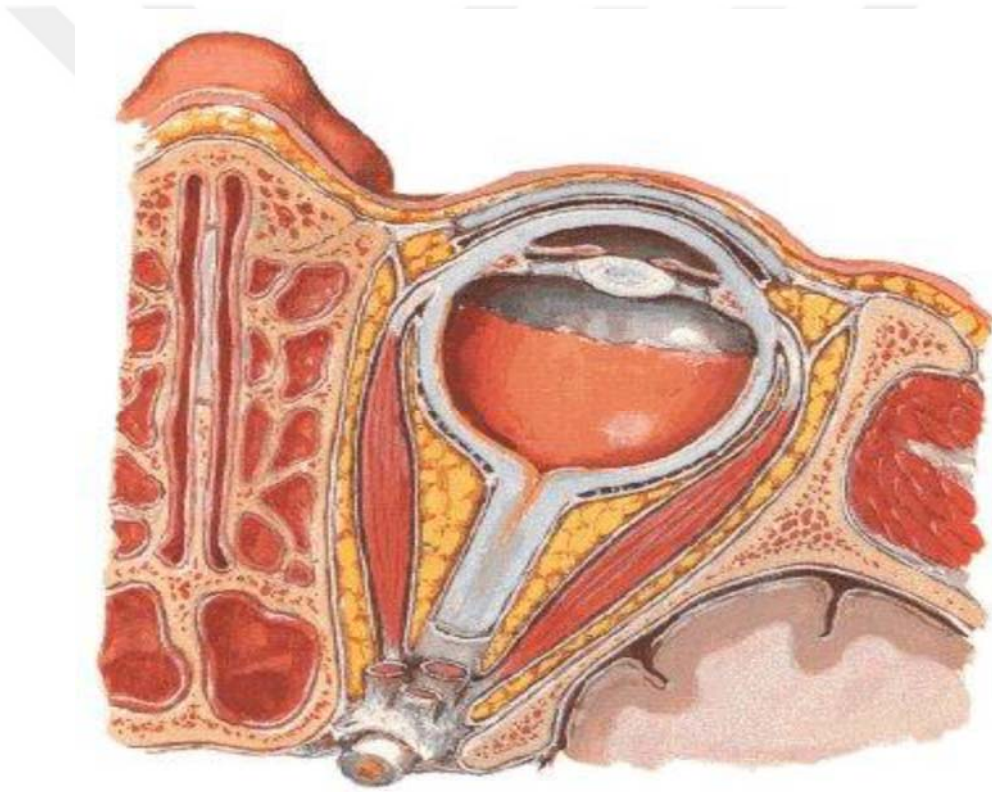
Yedinci haftaya gelindiğinde yüz taslaklarında çok sayıda kemikleşme merkezi ortaya çıkar. Orbita duvarlarının kemikleşmesi ise doğumla birlikte tamamlanır (63, 65). Yüzün embriyonel gelişim süreci gösterilmektedir (Şekil 17).



Şekil 17. Yüzün embriyonel gelişim süreci (Moore'den, 64)

2.9.2. Orbital Kavite Anatomisi ve İntraorbital Yapılar

Orbita içerisinde bulbus oculi'yi içeren önemli nörovasküler yapıları içeren ve koruyan yedi kranium kemiğinden oluşan piramit şeklindeki karmaşık bir boşluktur (63, 67). Orbita paranasal sinüslerle komşu olan ve intrakranial bölgeyle bağlantıları olan yaklaşık 30 ml hacminde bir boşluktur (63, 68). Orbitayı oluşturan kemik yapılar; os sphenoidale, os lacrimale, os frontale, os ethmoidale, maxilla, os palatinum, os zygomaticum kemik yapılarından oluşur (63, 69). Orbital kaviteyi oluşturan bu kemik yapılar arasında fissürler ve delikler mevcuttur. Bu yapıların içerisinde sinir ve damar paketleri geçer (63). Orbital kavite ve intraorbital yapılar gösterilmektedir (Şekil 18).



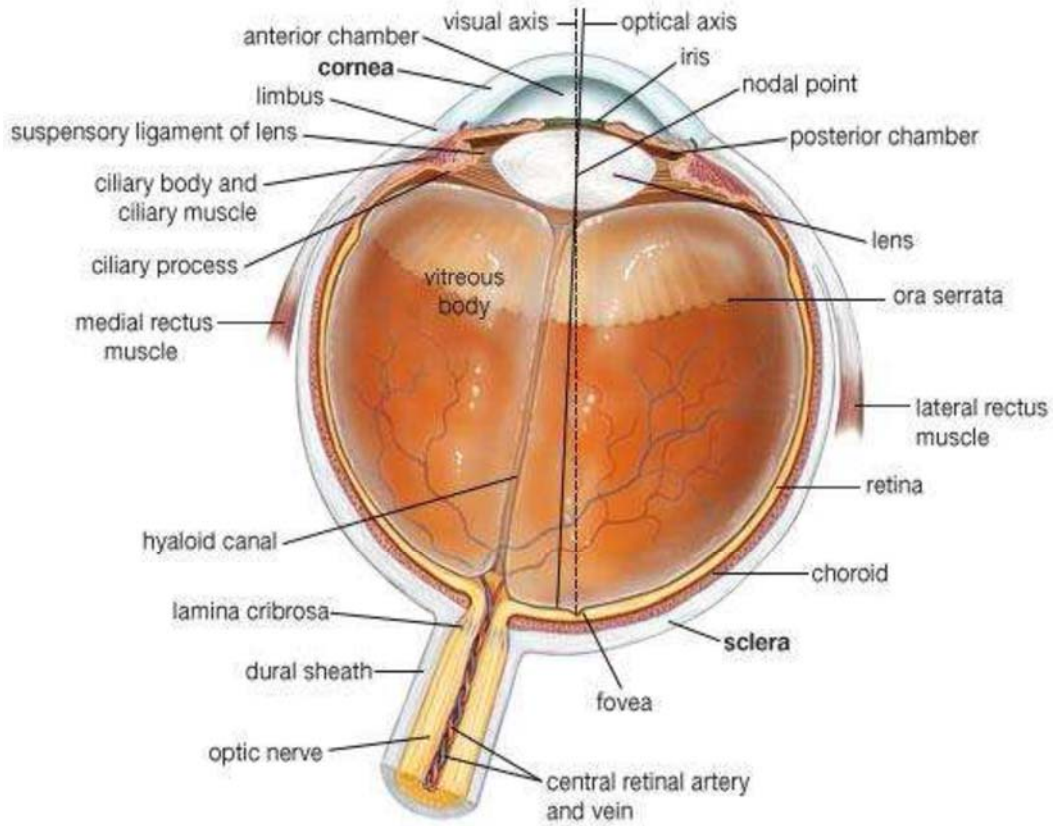
Şekil 18. Orbital kavite ve intraorbital yapılar (Netter'den, 70)

2.9.3. İntraorbital Yapılar

Orbita, bulbus oculi'yi içeren ön bölüm ve bu yapının bağlantılarından (kas, sinir ve damar bağlantıları) sorumlu arka bölüm olmak üzere iki bölmeye ayrılır. Ayrıca yağ doku ve gözyaşı sistemini de içerir (63, 71).

2.9.4. Bulbus Okuli (Göz Küresi)

Bulbus okuli (göz küresi) görmenin periferik organı olup yağ dokusu içerisinde orbital kavitede yer alır. Şekil 19'da gösterildiği gibi göz içten dışa doğru tunica nervosa bulbi, tunica vasculosa bulbi ve tunica fibrosa bulbi olmak üzere üç tabakadan oluşur (63, 64). En dış tabaka tunica fibrosa bulbi sklera olarak bilinir ve bu sağlam ve sert yapısı nedeniyle gözün şekil ve hacminin korunmasını sağlar. Kornea ise skleranın en ön taraftaki saydam bölümüdür ve ışığın geçmesini sağlar (63, 65). Kornea bu nedenle ön tarafta havayla temas ederken, arka tarafta anterior kamera bölümünü sınırlar. Orta tabaka tunica vasculosa bulbi ise choroidea, corpus ciliare ve irisden oluşur. Bu tabaka damardan zengindir ve ayrıca lensin tutunduğu tabakadır (63, 69). Tunica nervosa bulbi tabakası en iç tabaka olup bu tabaka ışığa hassastır ve bu tabakaya retina tabakası denir (63, 71).



Şekil 19: Bulbus oküli anatomisi (Leisegang'dan, 72).

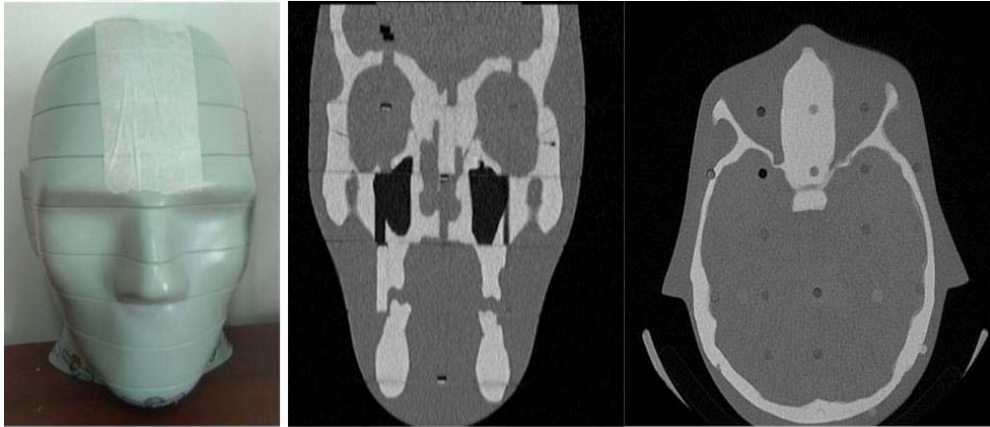
2.9.5. Orbita Klinik Önemi

Orbital kavite ve orbital kavite içerisindeki yapılar birçok hastalığın doğrudan ve dolaylı etkilerine maruz kalabilir. Bu nedenle orbital kavitenin değerlendirilebilmesi her zaman önemli olmuştur. Bu alanı etkileyen hastalıkların bir kısmından bahsedecek olursak; orbital selülit, orbital tümörler, posttravmatik orbital fraktürler, dejeneratif ve demyelinizan hastalıkların sekonder bulgularından optik nörit, Graves gibi tiroid hastalıklarının sekonder bulgularından ekzoftalmus ve orbital kas tutulumları orbital kavitede görülebilen hastalık gruplarıdır (64, 73-76). Ayrıca radyasyona sekonder görülebilen lens katarakt oluşumu ve kemik osteosarkomu gibi patolojilerde görülebilmektedir (73, 76). Bu hastalıkların tanısında ve cerrahi öncesi-sonrası değerlendirmelerinde bilgisayarlı tomografi önemli bir tanı ve takip yöntemidir. BT kullanışlılığının yanında yüksek radyasyon maruziyeti oluşturması nedeniyle bir dezavantaja da sahiptir (73, 77).

3. GEREÇ ve YÖNTEM

3.1. Fantom

Bu tez çalışmasında orbital anatomik alana farklı dansite yerleşimi yapılmasına olanak sağlayan kranial katı fantom (ATOM (®) 701-B anthropomorphic phantom (Computerized Imaging Reference Systems Inc., Norfolk, VA)) kullanılmıştır (Şekil 20). Orbital alan dansitesine göre hipodansite sağlayacak yağ dansitesi ve hiperdansite sağlayacak 1/10 oranında sulandırılmış kontrast madde fantom haznelerine yerleştirilerek orbital kavitede yumuşak doku ve yağ dansitesi oluşturulmuştur. Ayrıca orbital alan komşuluğunda klinik olarak en fazla kullanılan ve metalik artefakt yapan internal karotis arter intrakranial segmentleri düzeyine koil embolizasyon materyalleri yine fantom hazneleri içerisine yerleştirildi.



Şekil 20. Kranial katı fantom ve hazneleri

3.2. Bilgisayarlı Tomografi ve Çekim Protokolü

Fantom örnekleminin tomografi çekimi, metalik artefakt azaltma tekniklerinden SEMAR ve hibrit doz azaltma rekonstrüksiyon tekniklerinden AIDR içeren Toshiba 320 kesit multidedektör bilgisayarlı tomografide (Aquilion ONE TM; Toshiba Medical Systems, Otawara, Tochigi, Japan) Atatürk Üniversitesi Radyoloji Bölümünde yapıldı (Şekil 21). Orbital bilgisayarlı tomografi çekimi 1 mm kesit kalınlığında, orbital alanı içeren Field of View (FOV) alanı için, Çekim protokolü 80, 100, 120, 135 kVp potansiyel farklılarda; 3, 7, 14, 32, 64, 129 mAs tüp akımı değerlerinde; SEMAR ve AIDR kapalı iken çekimler yapıldı. Mevcut görüntülere SEMAR ve AIDR protokolü açılarak rekonstrüksiyon yapıldı.

Skenogramda tüm kranial çekim uzunluğu ve tezin çalışma alanı olan orbital uzunluklar uzunluk ölçümü ile hesaplandı. Orbital alanın uzunluğunun kranial fantom uzunluğuna oranına göre katsayısı 0.1875 olarak belirlendi. Bu orbital katsayı ile kranial mAs değerleri ve kranial DLP değerleri çarpılarak orbital alanın Tablo 1’de gösterilen mAs değerleri ve Tablo 8’de gösterilen DLP değerleri bulundu.



Şekil 21. Toshiba Aquilion One tomografi cihazında fantom materyali ile 80, 100, 120, 135 kVp potansiyel farklarda; 0.6, 1.3, 2.6, 6, 12, 24.2 mAs tüp akımı değerlerinde; SEMAR ve AIDR kapalı iken çekim süreci

Tablo 1. Planlanan çekim protokollerinde orbital kVp/mAs değerleri

No	kVp/mAs	kVp/mAs	kVp/mAs	kVp/mAs	kVp/mAs	kVp/mAs
1	80/0.6	80/1.3	80/2.6	80/6	80/12	80/24.2
2	100/0.6	100/1.3	100/2.6	100/6	100/12	100/24.2
3	120/0.6	120/1.3	120/2.6	120/6	120/12	120/24.2
4	135/0.6	135/1.3	135/2.6	135/6	135/12	135/24.2

Tablo 2. Bilgisayarlı Tomografi için Kalite Kriterlerine İlişkin Avrupa Yönergeleri

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

3.3. Görüntü Analizi

SEMAR ve AIDR açık olarak rekonstrüksiyonlu görüntüler ile SEMAR ve AIDR kapalı rekonstrüksiyonsuz ham görüntüler pencere genişliği 400 hounsfield unit (HU) ve pencere seviyesi 40 HU olacak şekilde ayarlandıktan sonra incelendi. Elde edilen SEMAR ve AIDR açık olarak rekonstrüksiyonlu görüntüler ile SEMAR ve AIDR kapalı rekonstrüksiyonsuz ham görüntülerde intraorbital hipodens alana, hiperdens alana ve fantom dışı hava dansitesinden region of interest (ROI) aracılığıyla 0.11 cm² bir alandan HU ölçüm skalasıyla dansite değerleri ortalama değer/standart sapma olarak elde edildi. Elde edilen intraorbital farklı dansite alanlarının SNR ve CNR değerleri sırası ile

$$SNR = SI_{ROIa}/SD_{ROIa}, \quad (\text{Formül 4})$$

$$CNR = \frac{\Delta(SI_{ROIa}, SI_{ROIb})}{\sqrt{\frac{1}{2}(SD_{ROIa}^2 + SD_{ROIb}^2)}} \quad (\text{Formül 5})$$

matematiksel formülleri ile hesaplandı. SI (Signal Intensity-Sinyal İntensitesi) ölçüm yapılan alanın gri skalada denk gelen BT numarasının HU birimindeki değeridir. SD (Standart Deviation-Standart Sapma) ise ortamdaki gürültüye bağlı BT numarasındaki sapmayı HU değerinde göstermektedir. “European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography” (50) kriterlerine göre gürültü, artefakt ve anatomik ayrıntıların

değerlendirilmesi skalasına göre görüntü kalitesi subjektif olarakta üç bağımsız gözlemci tarafından incelendi (Tablo 2). Görüntü kalitesi üç parametrenin ortalaması alınarak tespit edilmiş olup ≥ 3 olan görüntüler nitelikli görüntü olarak değerlendirildi. Görüntüler bu üç bağımsız gözlemci tarafından tam kör olarak incelendi.

3.4. İstatistiksel Değerlendirme

Bilgisayarlı tomografi çekimi sonucunda 80 kVp, 100 kVp, 120 kVp ve 135 kVp potansiyel fark ve 3, 7, 14, 32, 64, 129 mAs akım değerlerinde olmak üzere AIDR ve SEMAR teknikleri kapalı halde 24 ham görüntü elde edildi. Bu 24 ham görüntü AIDR ve SEMAR teknikleri ile işlenerek rekonstrükte edildi ve 24 işlenmiş görüntü elde edildi. Gözlemci verilerinin ortalaması alınarak istatistiksel analiz yapıldı. İstatistiksel analiz MedCalc (version 12.2.1.0, Mariakerke, Belgium) istatistik programı ile yapıldı. Bu süreçlerde aşağıda sıralanan adımlardaki işlemler gerçekleştirilmiştir:

- Hipodens ve hiperdens alanların CNR, SNR değerleri subjektif analiz veriler normalitesine d'agostino-pearson testiyle incelendi.
- Gözlemciler arasındaki veri analizi ilişkisine kappa uyum analizi ile bakıldı.
- Hipodens ve hiperdens alanların CNR ve SNR değerleri ile subjektif analiz arasındaki korelasyonu Spearman's rho korelasyon testiyle incelendi.
- AIDR ve SEMAR açık olan ile kapalı olan görüntülerin hiperdens ve hipodens alanlar için elde edilen ortalama verileri wilcoxon testi ile analiz edildi.
- SNR, CNR ve subjektif değerlendirme ile kVp ve mAs parametrelerinin korelasyon ilişkisi Spearman's rho korelasyon testiyle incelendi.

CNR, SNR ve subjektif analiz verileri normal dağılım göstermemekteydi. Bu nedenle, aynı materyal üzerindeki birden çok ölçümün istatistiksel değerlendirmesi wilcoxon testi ile yapılmıştır. Bu analiz sonucunda AIDR ve SEMAR açık gruptaki CNR, SNR ve subjektif değerlendirme nominal verileri AIDR ve SEMAR kapalı grubun CNR, SNR ve subjektif değerlendirme nominal verileri arasındaki istatistiksel değer farkının anlamlılık düzeyi incelendi.

CNR, SNR ve subjektif analiz verileri normal dağılım göstermemesi nedeniyle bu verilerin korelasyonunda Spearman's Rho korelasyon testiyle değerlendirildi. Böylece korelasyon katsayısı r değeri elde edilmiştir. Korelasyon katsayısı r değerinin analizi aşağıdaki gibidir.

İki değişken arasında hesaplanan korelasyon (r) değeri:

- $r < 0.20$ ve sıfıra yakın değerler ilişkinin olmadığı ya da çok zayıf ilişkiyi işaret eder.
- 0.20-0.39 arasında ise zayıf ilişki
- 0.40-0.59 arasında ise orta düzeyde ilişki
- 0.60-0.79 arasında ise yüksek düzeyde ilişki
- 0.80-1.0 ise çok yüksek ilişki olduğu yorumu yapılır.

Gözlemcilerin analiz verilerinin birbiriyle uyumunda ise Kappa (κ) değerlerine dayalı uyum derecesi analizi yapılmış olup κ değeri yorumlanması ve analizi aşağıdaki gibi yapılmıştır.

Gözlemciler arasındaki uyum Kappa (κ) değeri:

- $\kappa = 0$: korelasyon yok
- $\kappa = 0-0.20$: hafif korelasyon
- $\kappa = 0.21-0.40$: zayıf korelasyon
- $\kappa = 0.41-0.60$: orta derece korelasyon
- $\kappa = 0.61-0.80$: yüksek derece korelasyon ve
- $\kappa = 0.81-1.00$: mükemmel korelasyon olarak alınmıştır.

p değerleri < 0.05 olanlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4. BULGULAR

4.1. Gözlemcilerin Uyumlu

Orbital kavitede yer alan hipodens ve hiperdens iki farklı dansite için ayrı ayrı olarak, 3 bağımsız gözlemci tarafından SNR, CNR ve subjektif olarak değerlendirildi ve veriler toplandı. Üç bağımsız gözlemcinin SNR, CNR ve subjektif değerlendirme için korelasyon değerleri Tablo 3'te gösterildiği gibi istatistiksel olarak analiz edildi.

- a) Hipodens alan için kappa değerleri: 1. CNR $k=0.991$ (0.985-0.994), 2. SNR $k=0.990$ (0.984-0.994), 3. subjektif analiz $k=0.979$ (0.966-0.987) ile yüksek uyumluluk gösterdiği belirlendi.
- b) Hiperdens alan için kappa değerleri: 1. CNR $k=0.993$ (0.989-0.996), 2. SNR $k=0.982$ (0.972-0.990) 3. subjektif analiz $k=0.983$ (0.973-0.990) ile yüksek uyumluluk gösterdiği belirlendi.

Tablo 3. Üç bağımsız gözlemcinin SNR, CNR ve subjektif değerlendirme için korelasyon değerleri

	Hipodens			Hiperdens		
	CNR	SNR	Subjektif analiz	CNR	SNR	Subjektif analiz
Kappa (k)	0.991	0.990	0.979	0.993	0.982	0.983

4.2. Gözlemci Verileri

Orbital kavitede üç bağımsız gözlemcinin verilerinin ortalaması alınarak hipodens ve hiperdens alanlar için AIDR ve SEMAR açık ve kapalı durumlar için nihai CNR, SNR ve Subjektif Analiz verileri elde edildi. Bu verilerin normalitesi sonrası normal dağılım göstermeyen verilerin medyan (95% GA (Güven Aralığı)) değerleri gösterilmiştir (Tablo 4).

Tablo 4. AIDR ve SEMAR açık ve kapalı durumlar için nihai CNR, SNR ve Subjektif Analiz verileri medyan (Medyan için 95% Güven Aralığı) değerleri

	AIDR ve SEMAR açık						AIDR ve SEMAR kapalı					
	Hipodens			Hiperdens			Hipodens			Hiperdens		
	CNR	SNR	Subjektif analiz	CNR	SNR	Subjektif analiz	CNR	SNR	Subjektif analiz	CNR	SNR	Subjektif analiz
Medyan için	34.70	-4.47	3.33	58.03	5.50	3.27	15.42	-2.83	2.17	17.07	1.82	2.05
95% GA	22.21	-6.28	2.97	41.89	5.01	2.97	9.24	-4.25	1.69	11.49	1.10	1.61
	ve	ve	ve	ve	ve	ve	ve	ve	ve	ve	ve	ve
	47.85	-3.55	3.67	72.19	7.60	3.67	27.82	-1.43	2.67	32.20	3.36	2.47

4.3. CNR ve SNR Değerlerinin Subjektif Değerlendirmeye Uyumu

Hipodens ve hiperdens alanların AIDR ve SEMAR açık ve kapalı gruplarda ki subjektif değerleri ile CNR ve SNR değerleri arasındaki ilişki korelasyon testleri ile analiz edildi. Subjektif değerlendirme korelasyon anlamlılık düzeyleri ve korelasyon gücü istatistiksel sonuçları aşağıda verilen Tablo 5’te gösterilmiştir.

Subjektif değerlendirme AIDR ve SEMAR açık ve kapalı durumlardaki sinyal verileriyle anlamlı korelasyon göstermektedir. AIDR ve SEMAR kapalı durumdaki CNR, SNR ve subjektif değerlendirme korelasyonu AIDR ve SEMAR açık duruma göre daha yüksek olarak elde edilmiştir.

4.4. kVp ve mAs Değerlerinin Görüntü Kalitesine Etkisinin Analizi

Görüntü kalitesini etkileyen önemli parametrelerden ikisi de kVp ve mAs değerleridir. Bu çalışmada SNR, CNR ve subjektif değerlendirme ile kVp ve mAs parametrelerinin korelasyon ilişkisini inceledik.

4.4.1. kVp İstatistiksel Analiz Sonuçları

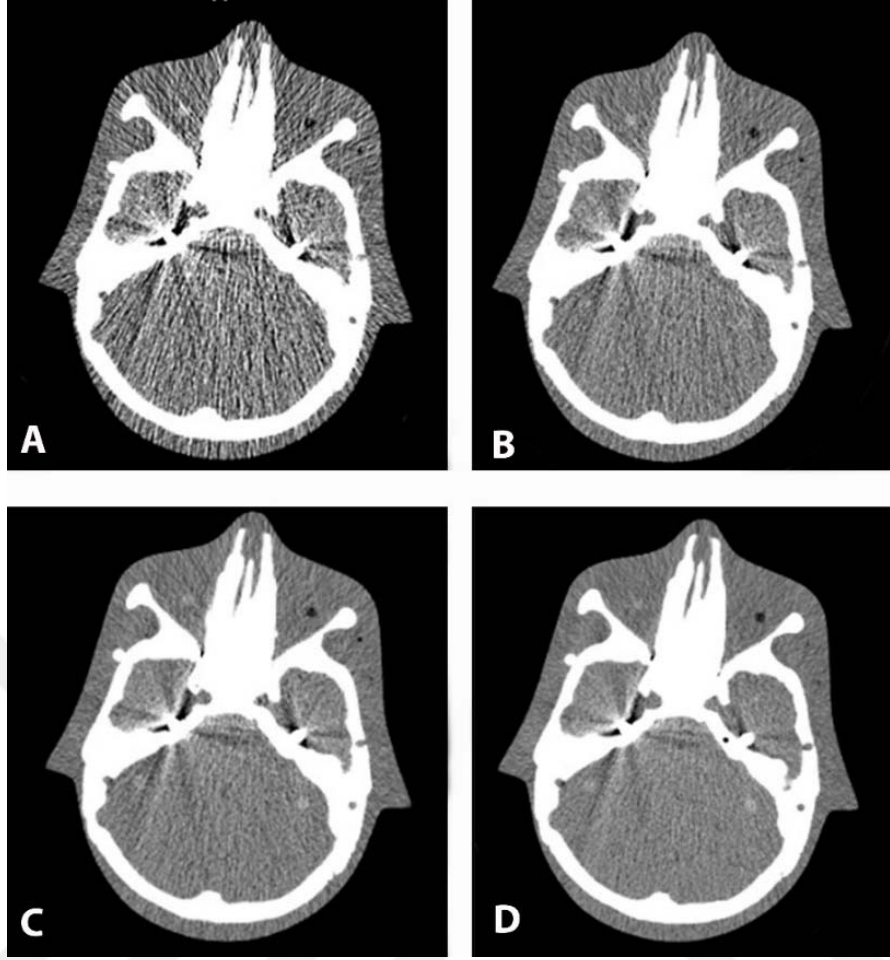
Tablo 6’da gösterildiği üzere kVp değerleri ile SNR, CNR ve subjektif değerlendirme verilerinin ilişkisi şu şekildedir: kVp değeri AIDR ve SEMAR açık grupta subjektif değerlendirmeyle anlamlı ve orta derece korelasyon göstermekteyken, CNR ve SNR değerleriyle genellikle anlamlı korelasyon göstermemektedir. Fakat, AIDR ve SEMAR kapalı durumda subjektif analiz, CNR ve SNR değerleri ile genellikle anlamlı ve orta derecede korelasyon göstermektedir. kVp değeri AIDR ve SEMAR kapalı durumda görüntü kalitesinde açık olan duruma göre daha çok tesir etmektedir. kVp değerinin artması görüntü kalitesinde artışa neden olmaktadır (Şekil 22).

Tablo 5. Subjektif değerdendirmerinin sinyal verileriyle ilişkisini gösteren istatistiksel analiz tablosu

	AIDR ve SEMAR açık				AIDR ve SEMAR kapalı			
	Hipodens		Hiperdens		Hipodens		Hiperdens	
	CNR	SNR	CNR	SNR	CNR	SNR	CNR	SNR
Subjektif	p<0.0001	p<0.0001	p=0.0003	p=0.0292	p<0.0001	p<0.0001	p<0.0001	p<0.0001
analiz	r=0.800	r =-0.792	r= 0.670	r=0.445	r=0.934	r=-0.927	r=0.943	r=0.795

Tablo 6. SNR, CNR ve subjektif değerlendirme ile kVp ve mAs parametrelerinin korelasyon ilişkisi

AIDR ve SEMAR açık							AIDR ve SEMAR kapalı					
Hipodens alan			Hiperdens alan				Hipodens alan			Hiperdens alan		
CNR	SNR	Subjektif analiz	CNR	SNR	Subjektif analiz	CNR	SNR	Subjektif analiz	CNR	SNR	Subjektif analiz	
kVp	p=0.1304	p=0.0052	p<0.0001	p=0.325	p=0.514	p<0.0001	p=0,0097	p=0.0081	p=0.0031	p=0.0308	p=0.514	p=0.0014
	r=0.318	r=-0.552	r=0.742	r=0.210	r=0.140	r=0.763	r=0.517	r=-0.528	r=0.577	r=0.442	r=0.140	r=0.615
mAs	p<0.0001	p=0.0017	p=0.0018	p<0.0001	p<0.0001	p=0.0019	p<0.0001	p<0.0001	p<0.0001	p<0.0001	p<0.0001	p<0.0001
	r=0.867	r=-0.606	r=0.603	r=0.902	r=0.966	r=0.602	r=0.793	r=-0.789	r=0.788	r=0.874	r=0.888	r=0.742

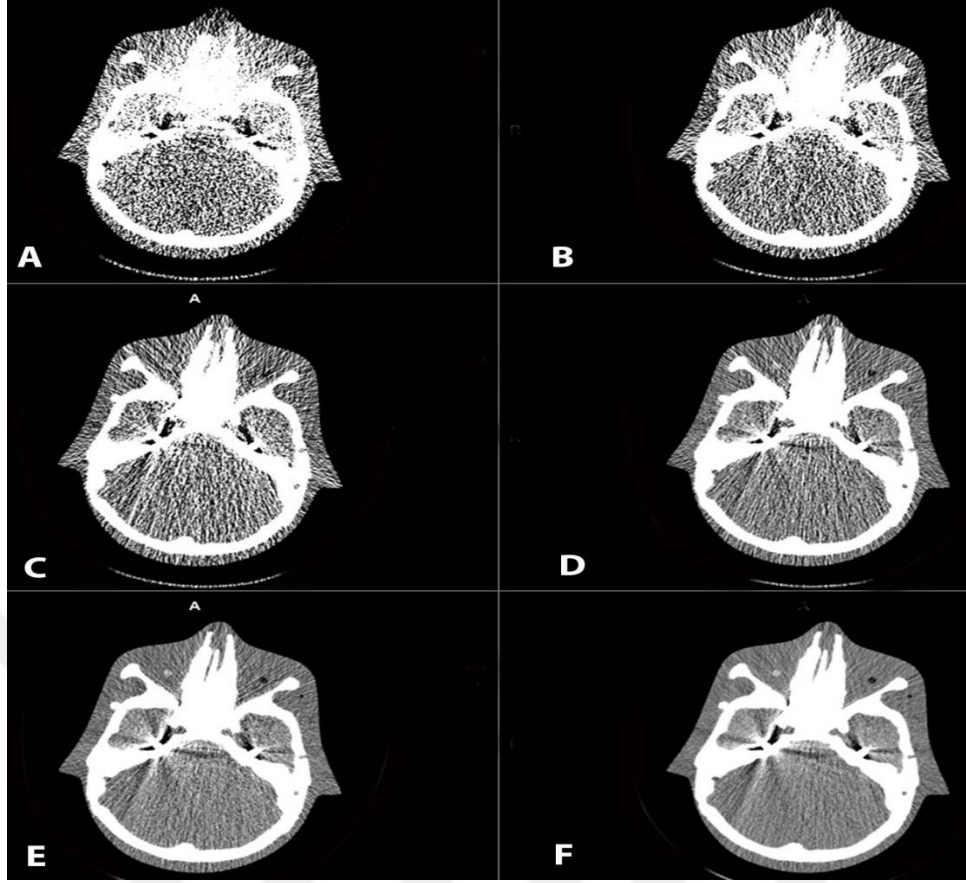


Şekil 22. AIDR ve SEMAR kapalı grupta, 1.3 mAs değerinde 80 kVp (A), 100 kVp (B), 120 kVp (C) ve 135 kVp (D) değerlerinde görüntü kalitesinde kVp değeri arttıkça artış izlenmektedir.

4.4.2. mAs İstatistik Analiz Sonuçları

Tablo 6’da gösterildiği üzere mAs değerleri ile SNR, CNR ve subjektif değerlendirme verilerinin ilişkisi şu şekilde belirlenmiştir: mAs değerleri ile subjektif analiz, CNR ve SNR değerleri arasında AIDR ve SEMAR açık ve kapalı gruplarda anlamlı ve orta-yüksek derece korelasyonların olduğu görülmektedir.

AIDR ve SEMAR kapalı olduğunda hipodens ve hiperdens alan farketmeksizin, mAs değerinin artışı subjektif değerlendirmeyi AIDR ve SEMAR açık duruma göre daha çok etkilemekte ve daha yüksek korelasyon değeri göstermektedir. Örnek olarak Şekil 23’de görüldüğü gibi AIDR ve SEMAR kapalı grupta, 80 kVp’nin farklı mAs değerlerinde mAs değeri arttıkça görüntü kalitesinde ki artış görülmektedir.



Şekil 23. AIDR ve SEMAR kapalı grupta 80 kVp değerinin 0.6 mAs (A), 1.3 mAs (B), 2.6 mAs (C), 6 mAs (D), 12 mAs (E) ve 24.2 mAs (F) değerlerinde mAs değeri arttıkça görüntü kalitesinde artış izlenmektedir.

4.5. AIDR ve SEMAR Açık ve Kapalı Grupların CNR, SNR ve Subjektif Değerlendirme Verilerinin İstatistiksel Analizi

AIDR ve SEMAR açık olan ile kapalı olan görüntü verileri hiperdens ve hipodens alanlar için iki grup verileri karşılaştırılarak farklılıklar incelendi ve Tablo 7’de veriler gösterilmektedir. AIDR ve SEMAR açık gruba kapalı grubun istatistiksel analiz sonuçları şu şekildedir:

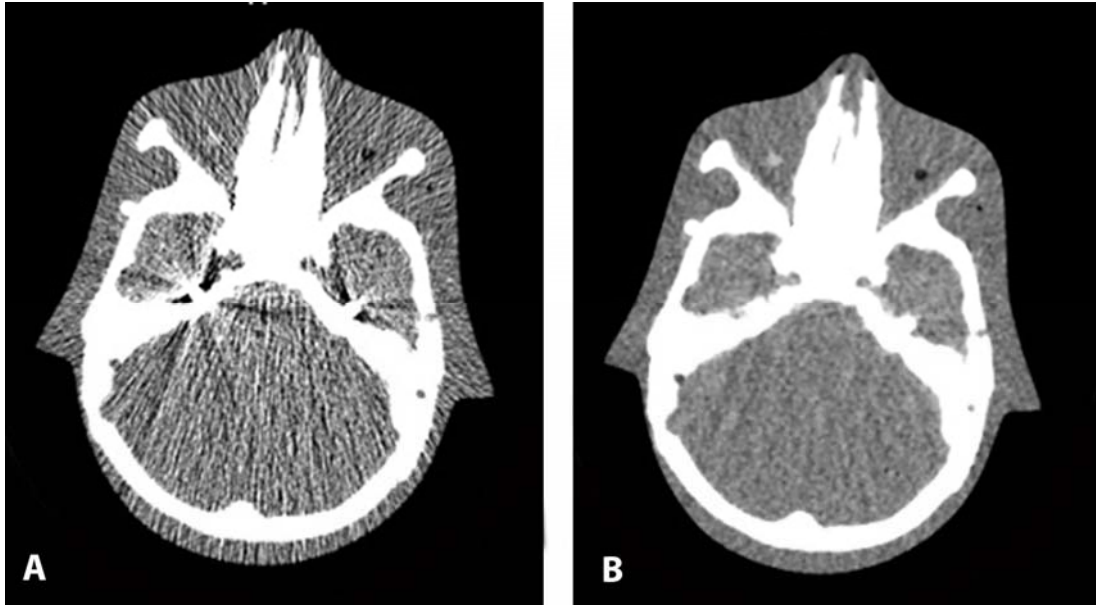
- Hipodens CNR değerleri arasında AIDR ve SEMAR açık grupta anlamlı yükseklik mevcuttur ($p=0.0164$).
- Hipodens SNR değerleri arasında AIDR ve SEMAR açık grupta anlamlı düşüklük mevcuttur ($p=0.0056$).
- Hipodens subjektif analiz değerleri arasında AIDR ve SEMAR açık grupta anlamlı yükseklik mevcuttur ($p<0.0001$).

- d) Hiperdens CNR değerleri arasında AIDR ve SEMAR açık grupta anlamlı yükseklik mevcuttur ($p<0.0001$).
- e) Hiperdens SNR değerleri arasında AIDR ve SEMAR açık grupta anlamlı yükseklik mevcuttur ($p<0.0001$).
- f) Hiperdens subjektif analiz değerleri arasında AIDR ve SEMAR açık grupta anlamlı yükseklik mevcuttur ($p<0.0001$).

Tablo 7. AIDR ve SEMAR açık ve kapalı grupların karşılaştırılması

	Hipodens			Hiperdens		
	CNR	SNR	Subjektif analiz	CNR	SNR	Subjektif analiz
p Değeri	=0.0164	=0.0056	<0.0001	<0.0001	<0.0001	<0.0001

AIDR ve SEMAR tekniği hipodens ve hiperdens alanların CNR, SNR ve subjektif değerlendirilmesinde anlamlı bir artış sağlamakta, gürültüyü belirgin düzeyde azaltmakta ve görüntü kalitesini artırmaktadır (Şekil 24-25).



Şekil 24. 80 kVp, 6 mAs değerinde AIDR ve SEMAR kapalı görüntüyle (A), AIDR ve SEMAR açık görüntü (B) karşılaştırıldığında gürültü düzeyinde belirgin azalma, metalik artefakta belirgin azalma ve görüntü kalitesindeki artış izlenmektedir.



Şekil 25. 100 kVp, 2.6 mAs değerinde AIDR ve SEMAR kapalı görüntüyle (A), AIDR ve SEMAR açık görüntü (B) karşılaştırıldığında gürültü düzeyinde belirgin azalma, metalik artefakta belirgin azalma ve görüntü kalitesindeki artış izlenmektedir.

4.6. Subjektif Değerlendirme Sonucunda 3 ve Üzeri Veri Elde Edilen kVp ve mAs Parametreleri Tablosu ve İstatistiksel Analizi

AIDR ve SEMAR açık ve kapalı gruplarda değerlendirilen alanın ortalama dansiteye pozitif veya negatif uzaklığı (hipodens veya hiperdens olması) lezyon değerlendirilmesinde istatistiksel anlamlı fark oluşturmamaktadır (sırasıyla p değerleri: 0.844; 0.084) (Tablo 8). Fakat, AIDR ve SEMAR kapalı grupta kVp ve mAs değerlerinin değişimi görüntü kalitesinde daha belirgin fark oluşturmakta ve daha yüksek korelasyon göstermektedir.

Görüntü değerlendirmesinde AIDR ve SEMAR açıkken hipodens ve hiperdens alanın tespitinde optimal en düşük doz parametresi 100 kVp ve 2.6 mAs değerinde 14.14 mGy.cm olarak belirlenmiştir. AIDR ve SEMAR kapalı durumda hipodens alanın tespitinde en düşük doz parametresi 120 kVp 2.6 mAs değerinde 22.03 mGy.cm' iken, hiperdens alanın tespitinde 120 kVp 6 mAs değerinde 50.57 mGy.cm olarak belirlenmiştir. AIDR ve SEMAR açık olması optimal görüntüde belirgin doz azaltımı sağlamaktadır. Böylelikle AIDR ve SEMAR hipodens alan tespitinde yaklaşık yüzde 36, hiperdens alan tespitinde yaklaşık yüzde 72 doz azaltımı sağlamaktadır. Anlamlı farklılık olmamasına rağmen hipodens alanların AIDR ve SEMAR açık ve kapalı durumda daha düşük doz parametrelerinde tespiti hiperdens alanlara göre daha kolay olduğu gözlemlenmiştir. Fakat, istatistiksel olarak

anlamalı olmaması bu verinin subjektif olarak görüntü kalitesinde değerdendirilen alanın hipodens veya hiperdens olmasının değerdendirmeyi değıştirmeğini göstermiştir. AIDR ve SEMAR tekniğinin açık olması değerdendirilen alanın hipodens veya hiperdens olması değışmeksizin etkili olduğu sonucuna varılmaktadır. Fakat, istatistik anlamlılık düzeyine bakılarak hiperdens alanın tespitinden AIDR ve SEMAR'ın açık olmasının daha etkili değışim sağladığı söylenebilir.



Tablo 8. Subjektif analiz sonucunda 3 ve üzeri veri elde edilen kVp ve mAs parametreleri

AIDR ve SEMAR açık						AIDR ve SEMAR kapalı						
Hipodansite			Hiperdansite			Hipodansite			Hiperdansite			DLP (mGy.cm)
kVp	mAs	Subjektif analiz	kVp	mAs	Subjektif analiz	kVp	mAs	Subjektif analiz	kVp	mAs	Subjektif analiz	
80	6	3.11	80	6	3.00	80	6	x	80	6	x	17.36
80	12	3.22	80	12	3.11	80	12	3.00	80	12	x	34.73
80	24.2	3.56	80	24.2	3.22	80	24.2	3.22	80	24.2	3.11	70.01
100	2.6	3.22	100	2.6	3.00	100	2.6	x	100	2.6	x	14.14
100	6	3.33	100	6	3.11	100	6	3.00	100	6	x	32.44
100	12	3.67	100	12	3.56	100	12	3.22	100	12	3.11	64.87
100	24.2	3.89	100	24.2	3.78	100	24.2	3.33	100	24.2	3.22	130.78
120	2.6	3.56	120	2.6	3.11	120	2.6	3.11	120	2.6	x	22.03
120	6	4.11	120	6	3.89	120	6	3.22	120	6	3.00	50.57
120	12	4.33	120	12	4.33	120	12	3.43	120	12	3.22	101.14
120	24.2	5.00	120	24.2	4.56	120	24.2	3.89	120	24.2	3.89	214.43
135	1.3	3.33	135	1.3	3.22	135	1.3	x	135	1.3	x	14.57
135	2.6	3.67	135	2.6	3.56	135	2.6	3.00	135	2.6	x	29.14
135	6	4.33	135	6	4.00	135	6	3.33	135	6	3.00	66.75
135	12	4.33	135	12	4.33	135	12	3.67	135	12	3.67	133.73
135	24.2	5.00	135	24.2	4.67	135	24.2	4.33	135	24.2	4.33	283.48

Not: Kalın ve altı çizili değerler en düşük doz parametresindeki optimal görüntü kalitesine sahip kVp ve mAs değerlerini göstermektedir. x: <3 subjektif veri analiz değeri olan görüntüler

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Kranial bölge bilgisayarlı tomografi ile değerlendirilen önemli bir anatomik bölgedir. Yoğun kemik içeriği nedeniyle, kranial travmaların ve kranial patolojilerin fazla olması bu alanın tomografi ile daha hızlı değerlendirilmesini sağladığı için, kullanımı her geçen gün artmaktadır. Bu alanın değerlendirilmesi sonucunda bu alanda en fazla etkilenen yapılar göz lensi ve tiroid dokusudur (78-80). Kranial bölgenin genel olarak düşük dozlarda değerlendirilmesi önemli bir klinik ve radyolojik sorundur. Bu nedenle kranial bölge için birçok düşük doz araştırması ve çalışması yapılmıştır.

Bu tezde orbital alan düzeyindeki metalik artefakt varlığında görüntü kalitesine metalik artefakt azaltan SEMAR ve gürültü azaltarak görüntü kalitesini artıran AIDR tekniklerinin etkisi araştırılmıştır. Araştırma sonuçları AIDR ve SEMAR tekniğinin birlikte kullanımının görüntü kalitesinde belirgin artış sağladığı ve daha düşük doz parametrelerinde orbital değerlendirme sağlayabildiği sonucuna varılmıştır. AIDR ve SEMAR açık halde 100 kVp, 2.6 mAs değerinde yeterli görüntü kalitesi elde edilmiştir. Böylelikle de çok düşük doz parametrelerinde orbital değerlendirmenin mümkün olduğu gösterilmiştir.

Doz üzerinde etkili çekim protokolünden en önemlileri kVp, mAs ve pitch değerleridir. kVp ve mAs değerleri arttıkça görüntü kalitesinde artış olmaktadır (81). Bu çalışmada kVp ve mAs değerleri ile subjektif görüntü kalitesi arasında anlamlı korelasyon izlenmiştir. Bu çalışmanın sonuçları literatürü desteklemektedir. Diğer kranial bölgeler için yapılan çalışmalar göstermiştir ki, kVp değerinin ve mAs değerinin ise mümkün mertebede en düşük seviyede olması daha düşük doz değerlerinde optimal görüntü değerlendirilmesi oluşturulabilmektedir (81-85). Çünkü kVp değeri ile radyasyon dozu arasında eksponansiyel, mAs değeri ile radyasyon dozu arasında lineer bir bağlantı vardır. Genellikle 70-140 kVp değerleri arasında değişen ve görüntü oluşumu için etkin aralık olan kVp değeri Toshiba Aquilion One cihazında 80-135 kVp değerleri arasındadır. Bu nedenle, kVp değerinde yapılabilecek oynamanın bir sınırı mevcuttur. Bu nedenle, görüntü oluşumu için düşük kVp yüksek mAs değerleri veya yüksek kVp düşük mAs değerleri arasında araştırmalar yapılmaktadır (78, 80, 81, 83). Nitekim, bu çalışmada optimal görüntü kalitesinin elde edildiği AIDR ve SEMAR kapalı durumda hipodens alanın tespitinde en düşük doz parametresi 120 kVp 2.6 mAs değerinde 22.03 mGy.cm, hiperdens alanın tespitinde 120 kVp, 6 mAs değerinde 50.57 mGy.cm iken AIDR ve SEMAR açık protokolde hipodens ve hiperdens alan en düşük doz parametresi 100 kVp 2.6 mAs değerinde DLP

değeri 14.14 mGy.cm olduğu ortaya çıkarılmıştır. Böylelikle AIDR ve SEMAR kapalı duruma göre daha düşük doz parametrelerinde daha düşük kVp ve mAs değerlerinde optimal görüntü elde edilebilmiştir. Wang J. ve ark. (86) yaptığı orbital düşük doz çalışmasında rekonstrüksiyon teknikleri kullanılmadan sadece 120 kVp değerinde farklı mAs değerlerinde inceleme yapılmış olup bu çalışmada mAs değerinin düşmesinin dozu azalttığı ama belli bir düzeyin altında optimal görüntü kalitesinin olmadığı saptanmıştır. Bu çalışmada ise mAs değerinin düşmesinin dozu azalttığı tespit edilmiştir. Fakat bu tez çalışmasında kVp değerlerinin de etkisini göstermesi açısından önemlidir. Ayrıca bu çalışmada AIDR ve SEMAR kapalı durumda kVp ve mAs değerlerinin artışının görüntü kalitesinde daha yüksek korelasyonda artış yaptığı görülmüştür. Bu veride daha düşük doz parametrelerinde AIDR ve SEMAR tekniğinin kullanımının optimal kalitede görüntü oluşumunu sağladığını göstermektedir. Tablo 8’de subjektif analiz tablosunda da görüldüğü gibi 3 ve üzeri olan optimal görüntü kalitesi SEMAR ve AIDR açıkken çok daha düşük kVp ve mAs değerlerinde elde edilebilmiştir. Ayrıca SEMAR ve AIDR’nın açık olması SNR ve CNR değerinde de belirgin düzelme sağlamaktadır.

320 kesit bilgisayarlı tomografilerle yapılan çalışmalarda ilerleyen dedektör teknolojisinin doz azaltma ve görüntü kalitesini artırma yönünden etkinliği gösterilmiştir (82). Daha düşük doz parametrelerinde, hatta ultra düşük doz parametrelerinde kranial bölgede optimal sonuçlar elde edilebilmektedir (82, 83). Bu konuda paranazal, temporal ve beyin parankimini değerlendiren çalışmalar mevcuttur (50, 82, 83). Fakat bu çalışmalar sadece doz azaltma tekniği olarak kVp, mAs, pitch değeri ve iterative rekonstrüksiyon tekniklerinin etkinliğini incelemişlerdir (82, 83, 87, 88). İterative rekonstrüksiyon teknikleri ile orbital değerlendirmeyi araştıran Widmann G. Ve ark. (88) kVp ve mAs değerleri arttıkça CNR değerinde anlamlı artış olduğunu rapor etmişlerdir. Yine literatürdeki çalışmalarda da iterative rekonstrüksiyon tekniğinin dozu azaltırken görüntü kalitesini belli doz parametrelerine kadar koruduğu görülmüştür (88, 89). Ayrıca bu çalışmalar düşük kVp değerlerinde iterative rekonstrüksiyonun etkisinin azaldığını göstermiştir (88). Schulz ve ark. (84) yaptığı başka bir çalışmada bu veriyi desteklemekte ve iterative rekonstrüksiyon tekniğinin 120 kVp’de 100 kVp’den daha iyi çalıştığını ve etkili olduğunu belirtmiştir. Bu çalışmada AIDR ve SEMAR’ın birlikte kullanımının 100 kVp değeri gibi daha düşük kVp değerlerinde de etkin doz azaltımı sağladığı ve görüntü kalitesinde artışa neden olduğunu ortaya çıkarmıştır. Bu çalışma ayrıca literatürdeki diğer çalışmalardan hibrid rekonstrüksiyon tekniğini kullanması ve bunu metalik artefakt azaltma tekniği ile

birleştirmesi ile ayrılmaktadır. Bu nedenle, belirtilen literatürdeki çalışmalara göre daha düşük doz parametrelerinde ve daha düşük radyasyon doz değerlerinde optimal görüntü elde edilmesi açısından önemli sonuçlar sunmaktadır.

Bu çalışmada son zamanlarda ciddi bir yönelime sahip olan önemli bir artefakt azaltma yöntemi çalışılmıştır. Özellikle cerrahi sonrası hastaların değerlendirilmesi klinik pratikte zor olmaktadır. Bu nedenle, cerrahi sonrası internal artefaktların azaltılması önemli bir sorundur. Çünkü, metal varlığı oluşturduğu artefaktlar nedeniyle görüntü kalitesini belirgin etkilemekte ve zemin gürültüsü oluşturmaktadır (62, 90). Bu noktada kVp ve mAs değerlerinin artırılması da görüntü kalitesini metal yokluğuna göre daha az yükseltmektedir. Böylelikle metal artefaktının yok edilmesi ile görüntü kalitesini artıran iterative rekonstrüksiyon yöntemlerinin etkinliği de artırılabilir (91). Nitekim bu çalışmada SEMAR ve AIDR'nin birlikte kullanımı ile daha düşük doz parametrelerinde optimal görüntü kalitesi elde edilmiştir. Boudabbous S. ve ark. (92) yaptığı bir çalışmada iterative rekonstrüksiyon tekniklerinin de metalik artefaktı azalttığını göstermişlerdir. Çünkü nihayetinde metal zeminde olmaması gereken bir gürültü oluşturur ve görüntüyü etkiler. Andersson K.M. ve ark. (90) yaptığı çalışmada ise metalik ortamda sadece iterative rekonstrüksiyon yöntemlerinin kullanılmasının gürültüyü artırdığını tespit ettiler. Bu veriler metalik artefakt azaltma ve iterative rekonstrüksiyon tekniklerinin birlikte kullanımının önemini göstermektedir. Bizde bu çalışmada SEMAR ve AIDR tekniklerini birlikte kullanarak gürültü düzeyinin azaltarak SNR, CNR değerlerinin artışı tespit ettik. Çalışmamızda SEMAR ve AIDR açık olarak elde edilen görüntü kalitesi, SEMAR ve AIDR kapalı halde elde edilen optimal görüntü kalitesi doz parametrelerine göre 3 kat daha düşük DLP değerinde değerlendirme sağlamıştır. Çalışmamız bu iki tekniğin birlikte kullanıldığında orbital alan üzerine etkisini inceleyen ilk çalışma olma özelliğini göstermektedir.

Tezde görüldüğü üzere hipodens alanın tespitinin anlamlı düzeyde olmamasına rağmen daha düşük doz parametrelerinde hiperdens alana göre daha kolay olmasının sebebi insan gözünün algılama düzeyi ile alakalı olacağı kanaatindeyiz. Çünkü katı fantomun dansitesine hiperdens alanın dansitesi daha yakınken, hipodens alanın dansitesinin uzak olması hipodens alanın insan gözünün dansite algılama farklılığına denk gelecek düzeyde olmasına bağlı olarak bu tespiti kolaylaştırmış olabileceği düşünülebilir.

Sonuç olarak çalışmamız kVp ve mAs değerlerinin yanında, AIDR ve SEMAR tekniğinin kullanımının görüntü kalitesini anlamlı düzeyde artırdığını göstermiştir. Orbital alanda bu tekniklerin kullanılması veya kullanılmaması durumlarında farklı doz parametreleri seçilerek çekim protokolü oluşturulmalıdır. Doz parametrelerinin doğru belirlenmesi farklı dansitelerin değerlendirilmesinde önemli bir antitedir. Farklı dansitelerin tespitini sağlayan AIDR ve SEMAR açık çekim parametreleri, kapalı duruma göre belirgin doz azaltımı sağlamaktadır.



6. KAYNAKLAR

1. Sarkar S, Baliga M, Prince J, Ongole R, Natarajan S (2021). Morphometric and volumetric measurements of orbit with cone-beam computed tomography. *J Oral Maxillofac Surg* 79(3): 652-664.
2. Siddle KJ, Sim L (1990). Radiation dose to the lens of the eye during computerised tomography examinations of the orbit, the pituitary fossa and the brain on a general electric 9800 quick CT scanner. *Australas Radiol* 34(4): 326-330.
3. Hol MLF, Indelicato DJ, Rotondo RL, Mailhot Vega RB, Uezono H, Lockney NA, Sandler E, Bradley JA (2020). Dose-effect analysis of early changes in orbital bone morphology after radiation therapy for rhabdomyosarcoma. *Pract Radiat Oncol* 10(1): 53-58.
4. Khanin A, Anton M, Reginatto M, Elster C (2018). Assessment of ct image quality using a bayesian framework. *IEEE Trans Med Imaging* 37(12): 2687-2694.
5. Lambert JW, Phelps AS, Courtier JL, Gould RG, MacKenzie JD (2016). Image quality and dose optimisation for infant CT using a paediatric phantom. *Eur Radiol* 26(5): 1387-1395.
6. Hegazy MA, Cho MH, Lee SY (2016). A metal artifact reduction method for a dental CT based on adaptive local thresholding and prior image generation. *Biomed Eng Online* 15(1): 119.
7. Goodrich JT (2004). Craniofacial surgery: complications and their prevention. *Semin Pediatr Neurol* 11(4): 288-300.
8. Peltola EM, Makela T, Haapamaki V, Suomalainen A, Leikola J, Koskinen SK, Kortensniemi M, Koivikko MP (2017). CT of facial fracture fixation: an experimental study of artefact reducing methods. *Dentomaxillofac Radiol* 46(2): 20160261.
9. Kuroda H, Toyota S, Kumagai T, Iwata T, Kobayashi M, Mori K, Taki T (2019). Feasibility of smart metal artifact reduction algorithm on computed tomography angiography for clipping of recurrent aneurysms after coil embolization. *World Neurosurg* 127: e1249-e1254.
10. Barrett JF, Keat N (2004). Artifacts in CT: recognition and avoidance. *Radiographics* 24(6): 1679-1691.

11. Muller-Forell W (2004). Reflexions about imaging technique and examination protocol 1. computed tomography. *Eur J Radiol* 49(1): 3-5.
12. Pelegriño Bastos Maues NH, Fattori Alves AF, Menegatti Pavan AL, Marrone Ribeiro S, Yamashita S, Petean Trindade A, Mascarenhas YM, Nicolucci P, Rodrigues de Pina D (2019). Abdomen-pelvis computed tomography protocol optimization: an image quality and dose assessment. *Radiat Prot Dosimetry* 184(1): 66-72.
13. Nagayama Y, Oda S, Nakaura T, Tsuji A, Urata J, Furusawa M, Utsunomiya D, Funama Y, Kidoh M, Yamashita Y (2018). Radiation dose reduction at pediatric CT: use of low tube voltage and iterative reconstruction. *Radiographics* 38(5): 1421-1440.
14. Odle TG (2019). Dose reduction techniques in pediatric computed tomography. *Radiol Technol* 91(2): 161-180.
15. Seki S, Koyama H, Ohno Y, Matsumoto S, Inokawa H, Sugihara N, Sugimura K (2016). Adaptive iterative dose reduction 3d (aidr 3d) vs. filtered back projection: radiation dose reduction capabilities of wide volume and helical scanning techniques on area-detector ct in a chest phantom study. *Acta Radiol* 57(6): 684-690.
16. Hoyoshi K, Satou T, Okada A (2018). Effect of hybrid iterative reconstruction on ct image quality using metal artifact reduction. *Nihon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi* 74(8): 797-804.
17. Jeon H, Park D, Youn H, Nam J, Lee J, Kim W, Ki Y, Kim YH, Lee JH, Kim D, Kim HK (2015). Generation of hybrid sinograms for the recovery of kv-ct images with metal artifacts for helical tomotherapy. *Med Phys* 42(8): 4654-4667.
18. Kubo Y, Ito K, Sone M, Nagasawa H, Onishi Y, Umakoshi N, Hasegawa T, Akimoto T, Kusumoto M (2020). Diagnostic value of model-based iterative reconstruction combined with a metal artifact reduction algorithm during ct of the oral cavity. *AJNR Am J Neuroradiol* 41(11): 2132-2138.
19. Gökoğlu E, Ekinçi M, Özgenç E, Özdemir Dİ, Aşıkoğlu M (2020). Radyasyon ve insan sağlığı üzerindeki etkileri. *Anadolu Kliniği Tıp Bilimleri Dergisi* 25(3): 289-294.
20. Bozbıyık A, Özdemir Ç, Hancı H (2002). Radyasyon yaralanmaları ve korunma yöntemleri. *Sürekli Tıp Eğitimi Dergisi* 11(7): 272-274.

21. Hacıosmanoğlu T (2017). Doğal ve yapay radyasyon kaynakları, kişisel doza katkıları. Nükleer Tıp Seminerleri 3: 166-171.
22. Bor D. (2015) Radyasyon nedir?. Available from: <http://www.radkorder.org>. [Accessed 25 September 2022].
23. Dönmez S (2017). Radyasyon tespiti ve ölçümü. Nükleer Tıp Seminerleri 3: 172-177.
24. Gökharman DF, Aydın S, Koşar PN (2016). Radyasyon güvenliğinde mesleki olarak bilmemiz gerekenler. Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi 7(2): 35-40.
25. Yeyin N (2015). Radyasyonun biyolojik etkileri. Nükleer Tıp Seminerleri 3: 139-143.
26. Akşit E (2020). Dijital radyolojide farklı x-ışın tüp voltajı ve ek filtre kalınlığının radyasyon dozuna ve görüntü kalitesine etkisi. Sağlık Fiziği Yüksek Lisans Tezi, Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü, Ankara.
27. Clinic M (2022). What a cataract looks like. Available from: <https://www.mayoclinic.org> [Accessed 13 September 2022].
28. Schiska A (2021). Teaching radiography students the alara principle. Radiol Technol 93(2): 228-231.
29. Atlı E (2013). Pediatrik hastalarda yüksek pitch kullanılarak bilgisayarlı tomografi çekilmesinin radyasyon dozu üzerine etkisi. Uzmanlık Tezi, Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı, Ankara.
30. Akdeniz CT (2019). BGA malzemelerin x-ışını görüntülerindeki lehim hatalarının derin sinir ağı kullanarak tespiti. Yüksek Lisans Tezi. İstanbul Teknik Üniversitesi Elektronik Mühendisliği Bilim Dalı, İstanbul.
31. Arslan T (2015). X-ışınları ve kullanım alanları. Available from: <https://neu.edu.tr/wp-content/uploads/2015/11/BMT-211-ders-notu-X-Isinlari.pdf>. [Accessed 19 September 2022].
32. Güzel F (2022). Moleküler yapı ve efektif yükteki değişime göre L_{I} ve L_{II} x x-ışını emisyon çizgilerinde kimyasal etkinin WDXRF spektrometresi ile araştırılması. Yüksek Lisans Tezi. Erzincan Binali Yıldırım Üniversitesi Fizik Ana Bilim Dalı, Erzincan

33. Budak G, Karabulut A (2020). Kuantum fiziği 1. Birinci Baskı. Nobel Akademik Yayıncılık. Sayfa:1-220
34. Yazgan E (1993). Tıbbi görüntüleme teknikleri. Elektrik Mühendisliği Dergisi 390(38): 341
35. Emirhan ME, Özben CŞ (2016). Masaüstü x-ışını görüntüleme sisteminin dizaynı ve üretimi. Doktora Tezi. İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
36. Bayburt S BM. X-ışını görüntülemeye yarı iletken dedektörlerin kullanılması. DEÜ Mühendislik Fakültesi Fen ve Mühendislik Dergisi 4(2): 113-122.
37. İnal T, Bor D (2007). X-ışını bilgisayarlı tomografisi (computed tomography-CT) tek ve çok-kesitli sistemlerde kalite kontrol testlerinin standartizasyonu. Yüksek Lisans Tezi, Ankara Üniversitesi Fizik Mühendisliği Ana Bilim Dalı, Ankara.
38. Kalender WA (2011). Computed tomography: fundamentals, system technology, image quality, applications. 3rd Edition. Publicis, Erlangen. Page: 372.
39. Ahrazoğlu H, Yazıcı G (2019). Genişletilmiş bilgisayarlı tomografi skalası ve metal artefakt azalımı yöntemlerinin implantlı hastalarda doz dağılımına etkisinin bireyselleştirilmiş fantomlar kullanılarak analiz edilmesi. Yüksek Lisans Tezi. Hacettepe Üniversitesi Radyoterapi Fiziği Programı, Ankara.
40. Ertoktaş YL, Çetin F (2021). Bilgisayarlı tomografide hasta dozunu azaltmak için kullanılan bizmut koruyucuların hasta dozu ve görüntü kalitesine etkisi. Yüksek Lisans Tezi. İstanbul Aydın Üniversitesi Sağlık Fiziği Anabilim Dalı, İstanbul.
41. Romans LE (2011). Computed tomography for technologists: a comprehensive text. 1st Edition. Wolters Kluwer Health-Lippincott Williams & Wilkins, Baltimore, Maryland. Page:1-402
42. Sprawls P. (2013) Sprawls education foundation. Available from: <http://www.sprawls.org/resources>. [Accessed 15 August 2022].
43. Tack D, Gevenois PA (2007). Radiation dose from adult and pediatric multidetector computed tomography. Springer Berlin Heidelberg, New York. Page: 1-275
44. Cankurtaran T, Akpınar E (2014). Paranasal sinüs bilgisayarlı tomografi tetkiklerinde yüksek pitch kullanımının radyasyon dozu üzerine etkisi. Uzmanlık Tezi, Hacettepe Üniversitesi Radyoloji Ana Bilim Dalı, Ankara

45. Huda W, Mettler FA (2011). Volume ct dose index and dose-length product displayed during ct: what good are they? *Radiology* 258(1): 236-242.
46. Weisenthal K, Karthik P, Shaw M, Sengupta D, Bhargavan-Chatfield M, Burleson J, Mustafa A, Kalra M, Moore C (2018). Evaluation of kidney stones with reduced-radiation dose CT: progress from 2011-2012 to 2015-2016-not there yet. *Radiology* 286(2): 581-589.
47. Huda W, Ogden KM, Khorasani MR (2008). Converting dose-length product to effective dose at CT. *Radiology* 248(3): 995-1003.
48. Nickoloff EL, Lu ZF, Dutta AK, So JC (2008). Radiation dose descriptors: BERT, COD, DAP, and other strange creatures. *Radiographics* 28(5): 1439-1450. 10.1148/rg.285075748.
49. Goldman LW (2007). Principles of CT: radiation dose and image quality. *J Nucl Med Technol* 35(4): 213-225; quiz 226-218.
50. Wu D, Wang G, Bian B, Liu Z, Li D (2020). Benefits of low-dose ct scan of head for patients with intracranial hemorrhage. *Dose Response* 19(1): 155-178.
51. Ohno Y, Takenaka D, Kanda T, Yoshikawa T, Matsumoto S, Sugihara N, Sugimura K (2012). Oct. Adaptive iterative dose reduction using 3D processing for reduced- and low-dose pulmonary CT: comparison with standard-dose CT for image noise reduction and radiological findings. *AJR Am J Roentgenol* 199(4): W477-485.
52. Systems CM. (2022) AIDR 3D iterative reconstruction: integrated, automated and adaptive dose reduction. Available from: <https://us.medical.canon/products/computed-tomography/aidr-3d/>. [Accessed 15 October 2022].
53. Gjestebj L, De Man B, Jin Y, Paganetti H, Verburg J, Giantsoudi D, Wang G (2016). Metal artifact reduction in CT: where are we after four decades? *IEEE Access* 4: 5826 - 5849.
54. Kawahara D, Ozawa S, Yokomachi K, Higaki T, Shiinoki T, Saito A, Kimura T, Nishibuchi I, Takahashi I, Takeuchi Y, Imano N, Kubo K, Mori M, Ohno Y, Murakami Y, Nagata Y (2019). Metal artifact reduction techniques for single energy CT and dual-energy CT with various metal materials. *BJR Open* 1(1): 2018-45.

55. Philips. (2011) Metal artifact reduction for orthopedic implants (O-MAR). Available from: https://www.philips.co.uk/c-dam/b2bhc/master/sites/hotspot/omar-metal-artifact-reduction/O-MAR%20whitepaper_CT.pdf. [Accessed 24 September 2022].
56. Healthcare G. (2015) Smart metal artifact reduction (MAR). Available from: <https://www.gehealthcare.com/media/75ef28fec780481a93df7e6600cecd5a.pdf?la=en&hash=32DDB1A4A40877690EB68558CC816F6381AF5E6D>. [Accessed.12 October 2022].
57. Miki K, Mori S, Hasegawa A, Naganawa K, Koto M (2016). Jun. Single-energy metal artefact reduction with CT for carbon-ion radiation therapy treatment planning. *Br J Radiol* 89(1062): 88.
58. Fleischmann D, Boas FE (2011). Computed tomography--old ideas and new technology. *Eur Radiol* 21(3): 510-517.
59. Primak AN, Fletcher JG, Vrtiska TJ, Dzyubak OP, Lieske JC, Jackson ME, Williams JC, Jr., McCollough CH (2007). Noninvasive differentiation of uric acid versus non-uric acid kidney stones using dual-energy CT. *Acad Radiol* 14(12): 1441-1447.
60. Rossi A, Merkus D, Klotz E, Mollet N, de Feyter PJ, Krestin GP (2014). Stress myocardial perfusion: imaging with multidetector CT. *Radiology* 270(1): 25-46.
61. Yasaka K, Maeda E, Hanaoka S, Katsura M, Sato J, Ohtomo K (2016). Single-energy metal artifact reduction for helical computed tomography of the pelvis in patients with metal hip prostheses. *Jpn J Radiol* 34(9): 625-632.
62. Hung SC, Wu CC, Lin CJ, Guo WY, Luo CB, Chang FC, Chang CY (2014). Artifact reduction of different metallic implants in flat detector C-arm CT. *AJNR Am J Neuroradiol* 35(7): 1288-1292.
63. Piriç B, Fazlıoğlu Z (2021). Orbita ve ilişkili oluşumların çok kesitli bilgisayarlı tomografi ile anatomik incelenmesi. Doktora Tezi. Selçuk Üniversitesi Anatomi (Tıp) Anabilim Dalı, Konya.
64. Moore KL, Dalley AF, Agur AMR (2010). Moore's clinically oriented anatomy. Wolters Kluwer; Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 889-907.
65. Black EH, Nesi FA, Calvano CJ, Gladstone GJ, Levine MR (2012). Smith and Nesi's ophthalmic plastic and reconstructive surgery. Springer International Publishing, 3-65.

66. Blechschmidt E, Gasser RF (1978). Biokinetics and biodynamics of human differentiation Illinois. Charles C, Thomas Publisher.
67. Gufler H, Preiss M, Koesling S (2014). Visibility of sutures of the orbit and periorbital region using multidetector computed tomography. Korean J Radiol 15(6): 802-809.
68. Rene C (2006). Update on orbital anatomy. Eye (Lond) 20(10): 1119-1129.
69. Arıncı K (2006). Anatomi 1. Cilt. Kemikler eklemler kaslar iç organlar. Güneş Kitabevi.
70. Netter FH (2020). Netter İnsan Anatomisi Atlası. Page: 672.
71. Rocco CD (2022). Advances and technical standards in neurosurgery. Springer Wien, New York.
72. Leisegang TJ, Skuta GL, LB C (2003). Basic and clinical science course: section 6 paediatric ophthalmology and strabismus. American Academy of Ophthalmology, San Francisco.
73. Demirtaş İ, Turamanlar O, Acar T (2014). Üç boyutlu multidedektör bilgisayarlı tomografide orbita ve orbital yapıların morfometrik analizi. Yüksek Lisans Tezi. Afyon Kocatepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Anatomi Anabilim Dalı, Afyon.
74. Goh PS, Gi MT, Charlton A, Tan C, Gangadhara Sundar JK, Amrith S (2008). Review of orbital imaging. Eur J Radiol 66(3): 387-395.
75. Wippold FJ, 2nd, Expert Panel on Neurologic I (2010). Jan. Orbits, vision, and visual loss. AJNR Am J Neuroradiol 31(1): 196-198.
76. Pabuççuoğlu HU (2004). Orbital tumors. Türkiye Ekopatoloji Dergisi 10(1-2): 75-81.
77. Park SH, Yu HS, Kim KD, Lee KJ, Baik HS (2006). A proposal for a new analysis of craniofacial morphology by 3-dimensional computed tomography. Am J Orthod Dentofacial Orthop 129(5): 600 e623-634.
78. Brem MH, Zamani AA, Riva R, Zou KH, Rumboldt Z, Hennig FF, Kikinis R, Norbash AM, Schoepf UJ (2007). Multidetector CT of the paranasal sinus: potential for radiation dose reduction. Radiology 243(3): 847-852.
79. Schaafs LA, Lenk J, Hamm B, Niehues SM (2016). Reducing the dose of CT of the paranasal sinuses: potential of an iterative reconstruction algorithm. Dentomaxillofac Radiol 45(7): 01-27.

80. Schell B, Bauer RW, Lehnert T, Kerl JM, Hambek M, May A, Vogl TJ, Mack MG (2011). Low-dose computed tomography of the paranasal sinus and facial skull using a high-pitch dual-source system--first clinical results. *Eur Radiol* 21(1): 107-112.
81. Bauknecht HC, Siebert E, Dannenberg A, Bohner G, Jach C, Diekmann S, Scheurig C, Klingebiel R (2010). Image quality and radiation exposure in 320-row temporal bone computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 39(4): 199-206.
82. Pirimoglu B, Sade R, Sakat MS, Ogul H, Levent A, Kantarci M (2018). Low-dose noncontrast examination of the paranasal sinuses using volumetric computed tomography. *J Comput Assist Tomogr* 42(3): 482-486.
83. Pirimoglu B, Sade R, Sakat MS, Polat G, Kantarci M (2019). Low-dose non-contrast examination of the temporal bone using volumetric 320-row computed tomography. *Acta Radiol* 60(7): 908-916.
84. Schulz B, Potente S, Zangos S, Friedrichs I, Bauer RW, Kerl M, Vogl TJ, Mack MM (2012). Ultra-low dose dual-source high-pitch computed tomography of the paranasal sinus: diagnostic sensitivity and radiation dose. *Acta Radiol* 53(4): 435-440.
85. Tack D, Widelec J, De Maertelaer V, Bailly JM, Delcour C, Gevenois PA (2003). Comparison between low-dose and standard-dose multidetector CT in patients with suspected chronic sinusitis. *AJR Am J Roentgenol* 181(4): 939-944.
86. Wang JW, Tang C, Pan BR (2012). Data analysis of low dose multislice helical CT scan in orbital trauma. *Int J Ophthalmol* 5(3): 366-369.
87. Benz DC, Fuchs TA, Grani C, Studer Bruengger AA, Clerc OF, Mikulicic F, Messerli M, Stehli J, Possner M, Pazhenkottil AP, Gaemperli O, Kaufmann PA, Buechel RR (2018). Head-to-head comparison of adaptive statistical and model-based iterative reconstruction algorithms for submillisievert coronary CT angiography. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging* 19(2): 193-198.
88. Widmann G, Juranek D, Waldenberger F, Schullian P, Dennhardt A, Hoermann R, Steurer M, Gassner EM, Puelacher W (2017). Influence of ultra-low-dose and iterative reconstructions on the visualization of orbital soft tissues on maxillofacial CT. *AJNR Am J Neuroradiol* 38(8): 1630-1635.

89. Hoxworth JM, Lal D, Fletcher GP, Patel AC, He M, Paden RG, Hara AK (2014). Radiation dose reduction in paranasal sinus CT using model-based iterative reconstruction. *AJNR Am J Neuroradiol* 35(4): 644-649.
90. Andersson KM, Nowik P, Persliden J, Thunberg P, Norrman E (2015). Metal artefact reduction in CT imaging of hip prostheses-an evaluation of commercial techniques provided by four vendors. *Br J Radiol* 88(1052): 54-73.
91. De Crop A, Casselman J, Van Hoof T, Dierens M, Vereecke E, Bossu N, Pamplona J, D'Herde K, Thierens H, Bacher K (2015). Analysis of metal artifact reduction tools for dental hardware in CT scans of the oral cavity: kVp, iterative reconstruction, dual-energy CT, metal artifact reduction software: does it make a difference? *Neuroradiology* 57(8): 841-849.
92. Boudabbous S, Arditi D, Paulin E, Syrogiannopoulou A, Becker C, Montet X (2015). Model-based iterative reconstruction (MBIR) for the reduction of metal artifacts on CT. *AJR Am J Roentgenol* 205(2): 380-385.



EKLER