T.C.
Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi
Radyoloji Anabilim Dalı

TORAKS BT ANJİYOGRAFİ GÖRÜNTÜLEMEDE KONTRAST MADDE BOLUSUNA BAĞLI OLUŞAN ARTEFAKTIN AZALTILMASINDA SEMAR TEKNİĞİNİN ETKİNLİĞİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Dr. Okan ÇAKIR

UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Doç. Dr. Ahmet YALÇIN

ERZURUM-2023

ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ

ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ TEZ SINAVI TUTANAĞI

I. UZMANLIK ÖĞRENCİSİ ve TEZİ İLE İLGİLİ BİLGİLER	
Adı, Soyadı : Dr. Okan ÇAKIR	**Sınav tarihi:** 09 / 10 / 2023
Ana Bilim Dalı : Radyoloji	
Tez Danışmanı : Doç. Dr. Ahmet YALÇIN	
Tezin Konusu : Toraks BT Anjiyografi Görüntülemede Kontrast Madde Bolusuna Bağlı Oluşan Artefaktın Azaltılmasında Semar Tekniğinin Etkinliğinin Değerlendirilmesi	
Tezin Niteliği : ☒ Tıpta Uzmanlık Tezi	
Tez Sınavının Nasıl Yapıldığı: ☒ Yüz yüze katılım sağlanarak ☐ Online (Jürinin teşkil edilmesinde kurum dışından belirlenecek olan jüri üyesi, aynı il sınırları içerisinde bulunmadığından, tez sınavı dijital ortamda yapılmıştır.)	

II. KARAR

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

☒ Kabulüne

1.Tez Sınavı ☐ Reddine (Eksikliklerin tamamlanması ve gerekli düzeltmelerin yapılması için uzmanlık öğrencisine, TUEY'nin 19. Maddesinin 5. fıkrası gereğince altı aylık ek bir süre verilmesine)

2.Tez Sınavı ☐ Reddine (TUEY'nin 19. Maddesinin 6. fıkrası gereğince, uzmanlık öğrencisinin uzmanlık öğrenciliği ile ilişiğinin kesilmesine)

☒ Oy birliği ☐ Oy çokluğu ile karar verilmiştir.

III. AÇIKLAMALAR

Lütfen, tezin reddi durumunda gerekçeli açıklamalarınızı buraya yazınız

IV. JÜRİ ÜYELERİ

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

İÇİNDEKİLER

TABLOLAR DİZİNİ ..... **iii**
ŞEKİLLER DİZİNİ ..... **iv**
KISALTMALAR DİZİNİ ..... **v**
TEŞEKKÜR ..... **vi**
ÖZET ..... **vii**
ABSTRACT ..... **ix**
1. GİRİŞ VE AMAÇ **1**
2. GENEL BİLGİLER **3**
2.1. Toraks ve Mediasten Anatomisi 3
2.2. Bazı Önemli Anatomik Yapılar ve Sık Görülen Patolojileri 3
2.2.1. Sefalik Ven ve Bazilik Ven 3
2.2.2. Subklavian Ven 3
2.2.3. Vena Kava Superior 4
2.2.4. Asendan Aorta 4
2.2.5. Pulmoner Arter 5
2.2.6. Akciğerler 6
2.2.7. Aksiller Fossa 6
2.3. Toraks ve Mediastende Görüntüleme 7
2.3.1. Radyografiler 7
2.3.2. Toraks Bilgisayarlı Tomografi Görüntüleme 7
2.3.3. Toraks Manyetik Rezonans Görüntüleme 8
2.4. Bilgisayarlı Tomografi Çalışma Prensibi 9
2.4.1. Jeneratör 10
2.4.2. Tarama Ünitesi 10
2.4.3. Hasta Masası 11
2.4.4. Görüntü İşleyicisi 11
2.5. BT Artefaktları 12
2.5.1. Foton Açlığı 13
2.5.2. Işın Sertleşmesi 13
2.6. SEMAR 13

3. GEREÇ VE YÖNTEMLER 15
3.1. Çalışmanın Yeri ve Verilerin Toplanması 15
3.2. Nesnel Değerlendirme 15
3.3. İstatistiksel Analiz 18
4. BULGULAR 19
5. TARTIŞMA 22
6. SONUÇ VE ÖNERİLER 27
KAYNAKLAR 28

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 1. Periferik venöz yapı etrafından yapılan SD ölçümlerinin SEMAR ve rutin görüntülerdeki karşılaştırılması 20

Tablo 2. Santral venöz yapı etrafından yapılan SD ölçümlerinin SEMAR ve rutin görüntülerdeki karşılaştırılması 21

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Subklavian, juguler ve brakiosefalik venleri gösteren şema 5
Şekil 2. Asendan, arkus ve desandan aortayı gösteren şema 6
Şekil 3. BT cihazını gösteren resim 12
Şekil 4. Subklavian ven çevresinde cilt altı kas dokuda yapılan SD ölçümlerine ait örnek görüntü. Solda rutin görüntü ve sağda SEMAR görüntü. 16
Şekil 5. Subklavian ven çevresinde cilt altı yağ dokuda yapılan SD ölçümlerine ait örnek görüntü. Solda rutin görüntü ve sağda SEMAR görüntü. 16
Şekil 6. Subklavian ven çevresinde akciğer dokusunda yapılan SD ölçümlerine ait örnek görüntü. Solda rutin görüntü ve sağda SEMAR görüntü. 17
Şekil 7. Vena kava superior çevresinde asendan aortada yapılan SD ölçümlerine ait örnek görüntü. Solda rutin görüntü ve sağda SEMAR görüntü. 17
Şekil 8. Periferal ven çevresinde cilt altı yağ dokuda yapılan SD ölçümlerine ait örnek görüntü. Solda rutin görüntü ve sağda SEMAR görüntü. 17
Şekil 9. Periferal ven çevresinde cilt altı kas dokuda yapılan SD ölçümlerine ait örnek görüntü. Solda rutin görüntü ve sağda SEMAR görüntü. 18
Şekil 10. Perifal venöz yapı tarafından ölçülen yağ ve kas dokuya ait SD değerlerinin özettleyen kutu grafik. ..…….19
Şekil 11. Santral venöz yapı etrafından ölçülen kas, yağ, akciğer ve asendan aortaya ait SD değerlerini özetleyen kutu grafik. 20

KISALTMALAR DİZİNİ

BPJ	: Back Projection (geri projeksiyon)
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
FBP	: Filtered Back Projection (filtrelenmiş geri yansıtma)
HBYS	: Hastane Bilgi Yönetim Sistemi
HU	: Hounsfield Ünite
kv	: Kilovolt
kVp	: Kilovolt pik
mA	: Miliamper
MAR	: Metal Artefact Reduction
mAs	: Miliamper saniye
MR	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
PACS	: Picture Archiving and Communication Systems - Görüntü Saklama ve İletişim Sistemleri
SD	: Standart Deviasyon
SEMAR	: Single-Energy Metal Artifact Reduction
SNR	: Sinyal-gürültü oranı
TRD	: Türk Radyoloji Derneği
USG	: Ultrasonografi

TEŞEKKÜR

Asistanlık sürecimde bilgi ve tecrübelerinden faydalandığım, çalışmamı birlikte yapmaktan mutluluk ve onur duyduğum tez yöneticim Doç. Dr. Ahmet YALÇIN'a

Tez çalışmam ve eğitimim sürecinde desteklerini esirgemeyerek benimle paylaşan kıymetli hocalarım Doç. Dr. Fadime GÜVEN'e ve Doç. Dr. Recep SADE'ye, kıymetli arkadaşlarım Uzm. Dr. Ahmet KORU'ya, Uzm. Dr. Elşad İSMAYILOV'a ve Uzm. Dr. Şeyma Nur ALTINOK'a

Asistanlık sürecim boyunca desteklerini esirgemeyen bölüm başkanımız Prof. Dr. Fatih ALPER'e ve değerli hocalarım Prof. Dr. Suat EREN'e, Prof. Dr. Ümmügülsüm BAYRAKTUTAN'a, Prof. Dr. Adem KARAMAN'a, Doç. Dr. Rüstem Berhan PİRİMOĞLU'na, Doç. Dr. Gökhan POLAT'a, Doç. Dr. Bahar YILMAZ ÇANKAYA'ya, Doç. Dr. Elif GÖZGEÇ'e, Dr. Öğr. Üyesi Fahri AYDIN'a ve Dr. Öğr. Üyesi Mustafa YEŞİLYURT'a

Her işimizi çözen, asistanlığı ve özellikle bitirme dönemini bizim için kolay hale getiren bölüm sekreterimiz Nermin KUZULUGİL'e,

Birlikte çalışmaktan onur duyduğum asistan arkadaşlarıma, ana bilim dalımızda görev yapan tekniker, hemşire, sekreter ve diğer personellere,

Tüm eğitim hayatımda yanımda olan annem, babam, kardeşlerim ve dostlarıma,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Arş. Gör. Dr. Okan ÇAKIR

ÖZET

Toraks BT Anjiyografi Görüntülemede Kontrast Madde Bolusuna Bağlı Oluşan Artefaktın Azaltılmasında Semar Tekniğinin Etkinliğinin Değerlendirilmesi

Amaç: Bilgisayarlı tomografi görüntülemede, toraks BT anjiyografi çekimleri esnasında, antebrakial ven yoluyla verilen kontrast madde bolusu sefalik, bazilik, subklavian venler ve superior vena kava çevresinde artefaktlara neden olmaktadır. Bu artefaktlar görüntü kalitesini düşürmekte ve tanısal güçlüklere neden olmaktadır. Bu çalışmanın amacı, ek çekim ve ekstra radyasyon dozu gerektirmeyen SEMAR'ın (Single-Energy Metal Artifact Reduction, Canon Sağlık Sistemleri, Otawara, Japonya) toraks BT anjiyografide verilen yüksek yoğunluklu kontrast maddeye bağlı oluşan artefaktın objektif olarak azaltılmasında ve görüntü kalitesini iyileştirilmesindeki etkinliğini araştırmaktır.

Yöntem: Bu retrospektif çalışmada kontrast madde bolusuna bağlı perivenöz artefakt gelişmiş olan 50 hastaya ait görüntüler SEMAR algoritması ile yeniden oluşturuldu. Elde edilen yeni görüntüler özel iş istasyonları kullanılarak tanımlanmış yaklaşık 100 mm^2 boyutunda ilgi alanları (ROI) yerleştirilerek subklavian ven ve superior vena kava komşuluğunda kas, yağ, akciğer dokuları ve asendan aorta çevresinde ölçümler yapıldı. Ayrıca benzer ölçümler koldaki periferik damarlar komşuluğunda yağ ve kas dokularında yapıldı. Görüntü kalitesinin objektif değerlendirilmesinde, rutin ve SEMAR görüntüler arasındaki görüntü kalite farklarını karşılaştırmak için yaygın olarak kullanılan bir görüntü gürültüsü (image noise) göstergesi olan standart sapma (SD) değerlerinin hesaplandı.

Bulgular: SEMAR, kol bölgesindeki periferik damarlar çevresindeki perivenöz artefaktları anlamlı düzeyde azaltırken ($p < 0.001$), subklavian ven ve superior vena kava gibi santral venler çevresindeki artefaktları azaltmada başarılı olamadı($p < 0.001$).

Sonuç: SEMAR algoritması BT görüntülemede, objektif değerlendirmede, kontrast madde bolusuna bağlı gelişen perivenöz artefaktları azaltmış olup görüntü

kalitesini önemli ölçüde artırmıştır. BT görüntülemede, bolus kontrast maddeye bağlı gelişen artefaktlar, kullanım kolaylığı olan SEMAR tekniği ile azaltılabilir ve görüntü kalitesinin geliştirilmesi sağlanabilir.

Anahtar Kelimeler: Bilgisayarlı tomografi, kontrat madde, artefakt azaltma, metalik artefaktlar, metalik artefakt azaltma algoritmaları (SEMAR)

ABSTRACT

Evaluation of the Efficiency of Semar Technique in Reducing Artifacts Due to Bolus of Contrast Material in Thorax CT Angiographic Imaging

Purpose: In computed tomography imaging, a high concentration of iodinated contrast medium bolus in cephalic, basilic, subclavian veins and superior vena cava after administration via brachial vein can cause perivenous artifacts which impairs diagnostic assessment of local vascular structures, soft tissue and lung. Our aim is to investigate the effectiveness of SEMAR algorithm in objective reduction of contrast medium related artifact and amelioration of image quality during thorax CT angiography in which SEMAR (Single-Energy Metal Artifact Reduction, Canon Health Systems, Otawara, Japonya) can be applied retrospectively for image reconstruction using raw data and does not require additional scanning and radiation.

Material and Methods: Fifty CT datasets of patients with perivenous artifacts from contrast media bolus were included in this retrospective study. All images were reconstructed with SEMAR algorithm. Objective analysis was performed by region of interest-based assessment of standard deviation by placing ROIs on fat, muscle, lung tissues and ascending aorta adjacent to the subclavian vein and superior vena cava. Also, measurements were taken from fat and muscle tissues adjacent to peripheral veins in the arm. Standard deviation (SD) which is a commonly used indicator of image noise to compare objective quality differences between routine images and images reconstructed with SEMAR was used for assessment of image quality.

Results: SEMAR significantly decreased artifacts around peripheral veins in arm region ($p < 0.001$) whereas failed to reduce artifacts around subclavian veins and superior vena cava($p < 0.001$).

Conclusion: SEMAR algorithm significantly increased objective image quality in patients undergoing high concentration contrast-enhanced CT imaging with artifacts around veins. Such artifacts can be reduced with SEMAR which is an easy-to-use method to significantly improve diagnostic image quality.

Keywords: Computed tomography, contrast media, artifact reduction, metallic artifacts, Single-energy metal artifact reduction (SEMAR)

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Bilgisayarlı tomografi (BT) acil servislerde sıklıkla kullanılan bir görüntüleme tekniğidir [1]. Acil servislerde BT görüntüleme travma olgularında, karın ağrısı ve göğüs ağrısı şikâyeti bulunan olgularda tanıya katkısı yüksek olan önemli bir modalitedir [1]. Bununla birlikte, elde edilen görüntülerdeki artefaktlar görüntü kalitesini düşürebilir ve elde edilen görüntüleri diagnostik olmaktan uzaklaştırabilir. Artefakt nedeniyle görüntü kalitesinin düştüğü durumlarda yapılan ek ve tekrar çekimler ise artan radyasyon dozuna neden olmaktadır. Tanısal getirisi, hızlı gerçekleştirilebilmesi ve hasta uyumunun kolay olması gibi avantajları nedeniyle sıkça başvurduğumuz BT' de hasta radyasyon maruziyetini azaltabilecek doz önerilerinde bulunabilmek ve gereksiz tekrar çekimlerden kaçınabilmek günümüzde geçmişe kıyasla belirgin artan çekim sayıları nedeniyle oldukça önem kazanmıştır. BT görüntülemede, yüksek konsantrasyonlu kontrast madde veya çeşitli metalik implantlar gibi yüksek yoğunluklu malzemeler, farklı türde artefaktlara neden olur (örn. ışın sertleşmesi ve foton açlığı artefaktları) [2]. Radyasyon dozunu artırmadan görüntülerde artefaktları azaltmak için görüntüleme verileri üzerinde çalışan tek enerjili metal artefakt azaltma (SEMAR) algoritmaları kullanıma sunulmuştur. SEMAR algoritması ileri projeksiyon (FPJ), enterpolasyon ve geri projeksiyon (BPJ) gibi yöntemler kullanarak metalik implantlara bağlı oluşan artefaktları azaltmaktadır. SEMAR, ham veri (raw data) görüntülerin rekonstrüksiyonunu sağlayarak uygulanabilir ve ek çekim gerektirmez [3].

Toraks BT anjiyografinin acil servislerde özellikle pulmoner emboli şüphesi olan hastalarda akut göğüs ağrısının değerlendirilmesindeki rolü giderek artmaktadır [1]. Toraks BT anjiyografi görüntülemede intravenöz yüksek konsantrasyonlu kontrast madde kullanılmaktadır. İntravenöz yüksek yoğunluklu kontrast madde kullanımı nedeniyle, venöz yapıların çevresinde (tipik olarak subklavian ven) çizgi (streak) artefaktı gibi artefaktlar oluşmaktadır. Bu artefaktların subklavian ven çevresinde görülmesi, yakın vasküler yapıların ve komşu yumuşak dokunun (örn. kas, yağ ve lenf nodları) değerlendirilme kalitesini düşürmektedir [2, 3]. Yüksek yoğunluklu kontrast madde ve metalik implantlara bağlı artefaktlar aynı mekanizmalar ile oluşmaktadır [2].

Toraks BT anjiyografi acil servislerde pulmoner emboli şüphesi olan hastalarda akut göğüs ağrısının değerlendirilmesinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Toraks BT anjiyografi görüntülemede, yüksek konsantrasyonlu kontrast madde kullanılması nedeniyle artefaktlar oluşmaktadır. Bu artefaktlar görüntü kalitesini düşürmekte ve tanısal güçlüklere neden olmaktadır. Bu çalışmanın amacı, ek çekim ve ekstra radyasyon dozu gerektirmeyen SEMAR'ın toraks BT anjiyografide verilen yüksek yoğunluklu kontrast maddeye bağlı oluşan artefaktın objektif olarak azaltılmasında ve görüntü kalitesini iyileştirilmesindeki etkinliğini araştırmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Toraks ve Mediasten Anatomisi

Toraks; yukarıda boyun bölgesiyle devam eden apertura toraks superior isimli dar bir açıklık ile aşağıda , diyafram tarafından kapatılan, apertura toraks inferior arasında, silindire benzeyen, vücut kompartmanıdır [4]. Mediasten, iki plevral zar arasındaki toraks boşluğudur. Sınırları üstte apertura toraks süperior, altta diyafram, önde sternum, arkada torakal vertebralardır. Akciğer ve plevra dışındaki toraksın bütün yapıları mediasten içinde bulunur [5].

2.2. Bazı Önemli Anatomik Yapılar ve Sık Görülen Patolojileri

2.2.1. Sefalik Ven ve Bazilik Ven

Sefalik ven, elin dorsal yüzündeki venlerin bir araya gelmesiyle oluşur. Önkolda başparmak düzeyinden antekübital fossa lateraline ve takiben kol boyunca biseps kası lateralinde devam ederek, klavikulanın distal ucu düzeyinde, aksiller vene bağlanır [6-8].

Bazilik ven, el dorsalinde yüzeyel venlerin medial kesimi ile başlar. Cilt altında önkol medialinde ve kolun alt kısmında seyreder. Brakial arter ve muskulocutanöz sinire paralel seyir izleyip aksiller vene dökülür [6-8]. Venöz trombüs alt ekstremite venlerinde daha sık görülmekle birlikte sefalik ve bazilik ven gibi üst ekstremite venlerinde de karşılaşılabilir [9]. Trombüs tanısı doppler USG veya BT venografi tetkikleri ile saptanabilir [9].

2.2.2. Subklavian Ven

Aksiler ven birinci kostanın lateral kenarını geçince subklavian ven olarak isimlendirilir. Klavikula ve 1. kosta arasından geçerek toraksa girer. İnternal juguler ven ile birleşerek brakiosefalik ven adını alır. Sol subklavian venin lenfatik sistem ile direk bağlantısı vardır ve buradan kan dolaşımına lipid ve diğer yağ bileşikleri taşınır

[6-8]. Santral venöz kateterizasyon işlemlerinde sıklıkla kullanılır. Kateterizasyon sonrasında trombüs gelişimi olabilir [10]. Trombüs tanısı doppler USG veya BT venografi tetkikleri ile saptanabilir [9].

BT anjiyografi çekimlerinde verilen kontrast madde bolusuna bağlı olarak sefalik, bazilik ve subklavian ven çevresinde artefaktlar oluşur. Bu artefaktlar nedeniyle çevre yağ ve kas dokusunda görüntü kalitesi düşer [2]. Bu sebeple, bu düzeyde var olabilecek cilt altı lezyonlar ve kas içi hematom gibi patolojiler gözden kaçabilir ve tanı alması güçleşir.

2.2.3. Vena Kava Superior

1. kosta ile sternumun birleşme düzeyinde her iki brakiosefalik ven birleşerek vena kava superior'u oluşturur. Vena kava superior sağ atriuma açılır [6-8]. Superior vena kava obstrüksiyonu, superior vena kava'nın ekstrinsik kompresyonundan, intrensek stenozundan veya trombozundan meydana gelebilir. Maligniteler ana nedendir ve onkolojik bir acil durum olarak kabul edilir. Süperior vena kava sendromu, bu tıkanıklıktan kaynaklanan semptomların olduğu klinik sendromu belirtir. Tanı için sıklıkla BT kullanılır [11].

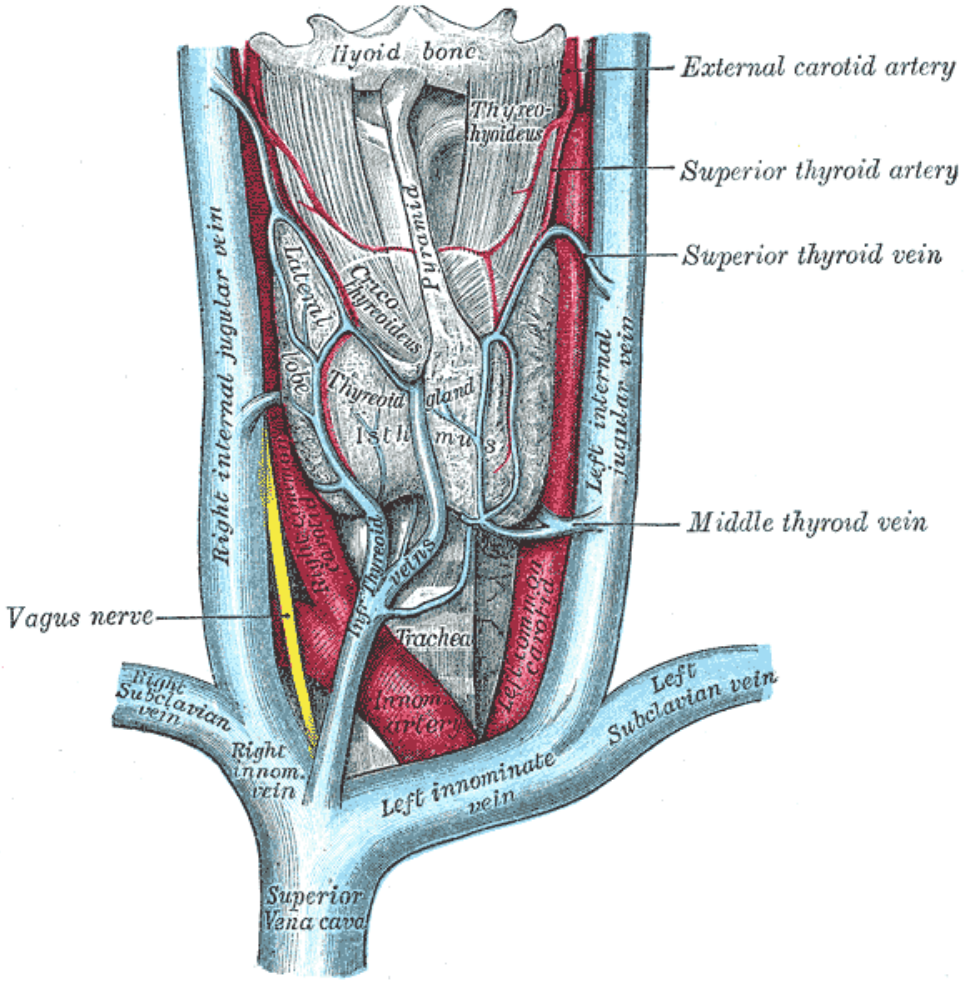
2.2.4. Asendan Aorta

Aortun sol ventrikülden çıkan ilk kısmına asendan aorta, ters U şeklininde tepe kısmına arkus aorta, aşağı doğru inen kısmına desendan aorta denir. Asendan aort kısmından ayrılan dallar kollara, boyun ve kraiuma kan taşırlar [6-8]. Sık görülen patolojileri arasında anerizma, diseksiyon, plaklar ve intramural hematom yer alır. Tanıda sıklıkla toraks BT anjiyografi kullanılır [12].

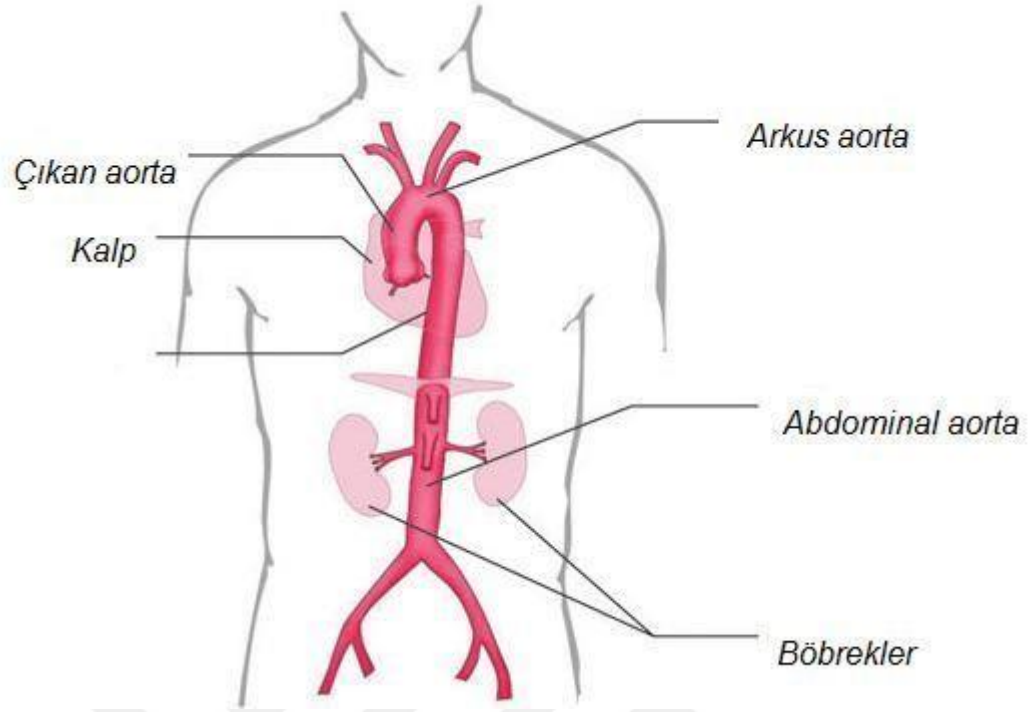
BT anjiyografi çekimlerinde verilen kontrast madde bolusuna bağlı olarak vena kava superior çevresinde artefaktlar oluşur. Bu artefaktlar nedeniyle asendan aortada görüntü kalitesi düşer [2]. Bu sebeple, bu düzeyde var olabilecek plak vb. patolojiler gözden kaçabilir ve tanı alması güçleşir.

2.2.5. Pulmoner Arter

Pulmoner arterler, kanı kalbin sağ tarafından oksijenasyon için akciğerlere taşır. Ana pulmoner arter, sağ ve sol pulmoner arterleri oluşturmak için karina düzeyinde (4. torakal vertebra seviyesi) bifurkasyon gösterir [13]. Sık görülen patolojileri pulmoner emboli ve pulmoner arter anevrizmasıdır. Tanıda BT anjiyografi kullanılır [14].



Şekil 1. Subklavian, juguler ve brakiosefalik venleri gösteren şema



Şekil 2. Asendan, arkus ve desandan aortayı gösteren şema

2.2.6. Akciğerler

Mediasteni yanlardan sınırlayan, solunum sırasında gaz alışverişinin gerçekleştiği temel organlar olan akciğerler toraks kavitesi içerisinde yerleşmişlerdir [15]. Sık görülen patolojileri arasında havayolu hastalıkları, parankimal hastalıklar, kitleler ve pnömotoraks yer alır [16].

2.2.7. Aksiller Fossa

Aksilla, kolun omuza bağlandığı omuz ekleminin altındaki anatomik bir bölgedir. Aksiller arter-ven ve lenf nodları gibi çeşitli yapıları içerir [17].

BT anjiyografi çekimlerinde verilen kontrast madde bolusuna bağlı olarak subklavian ven çevresinde artefaktlar oluşur. Bu artefaktlar nedeniyle komşu akciğer parankiminde ve aksiller fossada görüntü kalitesi düşer [2]. Bu sebeple, akciğer parankiminde var olabilecek pnömotoraks vb. veya aksiller fossada lenfadenopati vb. patolojiler gözden kaçabilir ve tanı alması güçleşir.

2.3. Toraks ve Mediastende Görüntüleme

2.3.1. Radyografiler

Mediasten ve toraks patolojilerinin görüntülenmesinde en sık kullanılan radyolojik yöntem direkt grafi (DG)'dir. DG kolay ulaşılabilmesi ve ucuz olması nedeniyle ilk tercih edilen yöntemdir[18]. Ancak bir hacim verisini iki boyutlu film düzlemi üzerinde gösterdiğinden anatomik yapılar ve patolojilere ait dansiteler birbirinin üzerinde gözükür. Bu olay süperpozisyon olarak isimlendirilir ve DG yönteminin dezavantajını oluşturur. Toraks görüntülemede DG birkaç standart yöntemle elde olunur. X-ışınının giriş ve çıkış pozisyonuna göre posteroanterior (PA), anteroposterior (AP), sağ veya sol lateral grafiler en sık kullanılanlardır. Mediastenin incelenmesinde en sık PA ve lateral grafiler kullanılır [19].

2.3.2. Toraks Bilgisayarlı Tomografi Görüntüleme

BT kesitsel bir görüntüleme seçeneğidir, dolayısıyla süperpozisyon dezavantajı yoktur. Günümüzde sıklıkla çok kesitli BT tekniği kullanılır ve elde edilen bu verinin işlenmesiyle aksiyal, koronal, sagittal planlarda görüntüler oluşturulabilir. Gereklilik halinde verilerin üç boyutlu rekonstrüksiyonu ile üç boyutlu görüntülemeler yapılabilir. Çeşitli görüntüleme endikasyonları olup Türk Radyoloji Derneği (TRD)'nin yayınladığı ilgili rehberde şöyle belirtilmiştir: akciğer grafilerinde şüphe duyulan veya rastlanan anormal bulguların değerlendirilmesi, akciğer, plevra, göğüs duvarı patolojilerinin değerlendirilmesi, akciğer kitlelerinin değerlendirilmesi ve evrelendirilmesi, akciğer nodülünün ayırıcı tanısı, akciğer metastazlarının saptanması, sistemik hastalıkların toraks tutulumlarının değerlendirilmesi, parankimal veya hava yolu hastalıklarının incelenmesi, pulmoner emboli ve aort hastalıklarının tespiti (BT anjiyo şeklinde), travma değerlendirmesi, BT kılavuzluğunda girişimsel işlemlerin yapılması [20].

İnceleme düzlemi transvers düzlemde olmalıdır. Aynı incelemenin bütün kesitleri mümkün olduğunca tek bir nefes tutma süresinde elde edilmelidir. Hava hapsi benzeri patolojiler haricinde, rutinde inspiryum sonunda hasta nefesi tutturularak

tetkik elde olunur. Bütün inceleme bölgesi taranmalıdır. Kontrast madde kullanımında ise akciğer veya mediasten kitleleri, lenfadenopati veya vasküler patolojiler şüphesinde, pulmoner nodüllerin incelenmesinde 400-450 mg iyot/kg dozunda ve 3-5 ml/sn hızda iyotlu kontrast madde uygulanır. Kesit kalınlığı ise 5 mm'yi geçmemelidir. İnceleme alanı ise akciğer apekslerinden kostodiyafragmatik sinüslere kadar olan bölgeyi içermelidir [20].

Pulmoner emboli şüpheli hastalarda çekilen toraks pulmoner arter BT anjiyografi çekiminde ise intravenöz 60 ml kontrast madde ve sonrasında 100 ml serum fizyolojik verilerek 4.5/5 ml/sn hızında çekim yapılır [21]. Bu tetkikte intravenöz yüksek yoğunluklu kontrast madde kullanımı nedeniyle, venöz yapıların çevresinde (tipik olarak subklavian ven) çizgi (streak) artefaktı gibi artefaktlar oluşmaktadır. Bu artefaktların subklavian ven çevresinde görülmesi, yakın vasküler yapıların ve komşu yumuşak dokunun (örn. kas, yağ ve lenf nodları) değerlendirilme kalitesini düşürmektedir [2,3]. Çekim tekniği olarak test bolus ve bolus takibi (tracking) teknikleri kullanılabilir [21].

2.3.3. Toraks Manyetik Rezonans Görüntüleme

Manyetik rezonans görüntüleme, pahalı ve ulaşılması daha zor olduğu için radyografi ve BT'ye kıyasla daha az sıklıkta kullanılmaktadır. İyonizan radyasyon maruziyeti olmadan gerçekleştirilebilen tetkiktir. Çeşitli görüntüleme endikasyonları olup Türk Radyoloji Derneği (TRD)'nin yayınladığı ilgili rehberde şöyle belirtilmiştir: Akciğerde nodül-kitle karakterizasyonu, akciğer kanserinde evreleme, plevral lezyonların incelenmesi, mediastinal kitlelerde ayırıcı tanı, göğüs duvarı kitlesel patolojileri, gebeler, bilgisayarlı tomografi kontrast madde verilmesinin kontrendike olduğu hastalar. BT'ye göre görüntüleme süresi daha uzundur. Çekim esnasında BT'ye göre daha dar ve kapalı bir çekim ünitesi içerisinde daha uzun bir süre hastanın uzanması gerekmekte olup kapalı alan fobisi olan hastalar uyum sağlayamayabilir [20].

2.4. Bilgisayarlı Tomografi Çalışma Prensibi

X ışınları kullanılarak gerçekleştirilen bir tekniktir. Tarihsel olarak ilk BT görüntüleme 1972 senesinde Hounsfield tarafından yapılmıştır. BT'de öncelikle elektrik enerjisi kullanılarak X ışınları elde olunur, sonrasında X ışınları görüntüleme yapılacak bölgeye 360 derece dönebilen bir sistem aracılığıyla gönderilir. Görüntüleme yapılacak alandan geçen X ışınları cihaz üzerindeki dedektörler ile kaydedilir, görüntülenen alana ait elde edilen bilgiler sayesinde kesitsel olarak iki boyutlu düzlemde bilgiler kaydedilir [22]. Tarihsel ilerlemeler ile BT cihazı bugünkü şekline gelmiştir. İlk nesil BT cihazlarında görüntü elde edilirken bir düzlem boyunca öteleme hareketi ile tarama yapılır ve sonrasında tüp ve dedektörün başka bir düzleme döndürülüp işlemin tekrar edilmesini belirten translasyon-rotasyon tekniği ile elde olunmaktaydı ve görüntüleme süresi oldukça uzun sürerdi [23]. Sonrasında üçüncü nesil BT cihazlarında tüp ve dedektörlerde aynı anda dönme hareketi sağlandı ve görüntüleme süresinde azalma gerçekleşti, devamında hastanın etrafını çevreleyen halka şekilli dedektör sistemi olan, sadece X ışını üreten tüpün dönme yaptığı dördüncü nesil BT cihazları geliştirildi [23]. Bu sistemlerin hepsinde X ışını tüpüne lazım olan elektrik enerjisini getiren kablolar nedeniyle dönme hareketi devamlılık kazanamamış, cihaz eski konumuna ulaştıktan sonra görüntülemeye devam edilebilmiştir, bu durum ise çekim hızını kısıtlayan bir faktör olmuştur [23]. Kabloların neden olduğu kısıtlılığın giderilmesi amacıyla anodu yarım daire şeklinde olan ve hastaya yakın yerleştirilen elektron tabancası şeklinde X ışını tüpü içeren elektron ışınlı BT (electron beam CT) üretilmiştir [23]. İlerleyen dönemlerde bu gelişmelere hareketli hasta masası eklenerek helikal BT elde olunmuştur. Günümüzde kullanılan cihazların çoğu oldukça kısa sürede görüntülemeye imkân sağlayan çok kesitli helikal BT sistemleridir [23]. Hastanemizde BT çekimleri bölümümüzde bulunan multidedektörlü helikal BT cihazı ile gerçekleştirilmektedir.

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

2.4.1. Jeneratör

X ışını elde edilmesi için gerekli elektrik enerjisini sağlar. Jeneratörde bulunan yüksek(20-150 kV) ve düşük(10 kV civarı) iki farklı tip voltaj ile hem istenilen enerji seviyesinde X ışını üretimi hem de elektron emisyonunun devamlılığı sağlanır [23].

2.4.2. Tarama Ünitesi

X ışını tüpü, foton dedektörleri ve koruyucu komponentlerden meydana gelir. X ışını tüpü ve dedektörler ünitede karşılıklı olarak yerleşmiştir. X ışını tüpünde anot ve katot bölümleri bulunur. Jeneratör ile uygulanan elektrik akımı tüpte potansiyel fark oluşmasına ve katotta ısısı artan elektronların anoda doğru serbest elektron olarak yayılmasına sebep olur. Anoda ulaşan serbest elektronlar X ışını oluşturur. Serbest elektronun anottaki atomun iç yörüngesinden bir elektron koparması ile ortaya çıkan boşluk, üst yörüngelerden bir elektron ile doldurulurken X ışını oluşur [24]. Fakat BT cihazında üretilen enerjinin yaklaşık %99'u ısıya, %1'i X ışınına dönüşür. Meydana gelen ısı enerjisinin yalıtımı ve tüpün soğutulması için tüp yağ ile yalıtılmış bir muhafaza içerisine yerleştirilir. Tüp üzerinden geçirilen elektrik akımı miliamper (mA)'in, saniye ile çarpılması ile miliamper saniye (mAs) birimi elde edilir. Diğer tüp ayarları sabitken mA veya mAs değerinin artırılması ile üretilen X ışın miktarı doğru orantılı olarak artar [25]. Tüpe uygulanan maksimum voltaj, kilovolt pik (kVp) olarak isimlendirilir. Bu değer ayrıca tüp tarafından üretilen farklı enerji seviyelerine sahip X ışını demeti içinde enerjisi en yüksek X ışınlarının kilovolt değeridir. Diğer tüp ayarları değişmezken kVp değerinin artırılması hem üretilen X ışın miktarının hem de X ışınlarının enerji seviyesinin artmasına neden olur. KVp'deki %15'lik artış X ışını miktarında %35-40'lık bir artışa neden olur [26]. Tarama ünitesinin diğer parçası olan koruyucu komponentler kaynak kolimatörü (diafram) ve dedektör kolimatörüdür (grid). Görüntü kalitesini bozan ve hasta dozunu artıran X ışınlarının azaltılması amacıyla kullanılırlar [26].

2.4.3. Hasta Masası

Çekim esnasında hastanın uzandığı ve tarama ünitesi içinde hareket eden sistemdir. Tarama ünitesinin bir tam turu esnasında hasta masasının milimetre cinsinden hareket miktarının, milimetre cinsinden kesit kalınlığına oranına pitch ya da detector pitch (dedektör adımı) ismi verilir [27]. Eğer dedektör adımı birden büyükse çekim sırasında alınan kesitlere yansımayan bölgeler olacaktır, fakat alınan radyasyon dozu azalacaktır; tersine dedektör adımı birden küçükse aynı bölge tekrardan görüntülenecek ve alınan radyasyon dozu da artacaktır. Dedektör adımı büyüdükçe çekim süresi de kısalacaktır [28, 29].

2.4.4. Görüntü İşleyicisi

Elde olunan elektronik sinyaller görüntü işleyicisi ile devamlı verilerden dijital kesintili verilere çevrilir [22]. Dijital veriler işleyicide matematiksel algoritmalar tarafından kullanılarak veriler hesaplanır. Bu işleme transformasyon adı verilir [22]. Elde edilmiş orijinal verilere matematiksel algoritmalar uygulanarak tüm görüntüyü temsil eden yeni veri seti oluşturan transformasyona geri yansıtma (back projection, BP) adı verilir [22, 30]. Bu işlem öncesinde görüntü bulanıklığını azaltmak amacıyla bazı verileri filtrelemek için matematiksel formüller uygulanırsa işlem filtered back projection (filtrelenmiş geri yansıtma, FBP) olarak isimlendirilir [22, 30]. FBP görüntüde komşu pikseller arasındaki kontrastı azaltmaya ya da artırmaya yarar.

BT ile elde olunan görüntülerden farklı teknikler uygulanarak üç boyutlu ve farklı kesit kalınlığına sahip görüntüler gibi pek çok yeni görüntü üretilebilir [22]. Oluşturulan görüntüler piksel adı verilen karelere bölünmüş olan ekrana aktarılır. Her piksel görüntülenen 3 boyutlu alanın 2 boyutlu yansımasını belirtir ve sayılarla değeri tayin edilir. Pikselin temsil ettiği sayı ne kadar büyük ise ekrandaki parlaklığı da o kadar artacaktır. Pikselin sayısal değerinin parlaklık olarak karşılığı Hounsfield Ünite (HU) olarak adlandırılır, kullanılan cihazlarda bu değerin aralığı -1024 HU ile +3071 HU arasındadır [22]. Bazal HU değerleri olarak ise distile suyun ve havanın 0 °C sıcaklıkta 10 Pascal basınç altındaki görüntüleme değerleri kullanılmıştır, bunlar sırasıyla su için 0 HU, hava için -1000 HU olarak tayin edilmiştir [22].



Şekil 3. BT cihazını gösteren resim

2.5. BT Artefaktları

Sinyal işlemede ilgili ekipman ya da teknik tarafından sunulan herhangi bir bilginin algılanması ya da temsilindeki herhangi bir hataya artefakt denir. BT'de X ışınları aracılığıyla görüntü elde edilmektedir. X ışını bir maddeden geçerken, maddenin atomları ve ışın arasındaki etkileşimlere bağlı olarak, madde tarafından emilir veya etrafa saçılır, bu olayların sonucu atenüasyonu belirler. Atenüasyon, X ışını demetinin maddeden geçerken yoğunluğunda meydana gelen azalmadır [31]. Işın ve madde arasındaki etkileşimler Rayleigh (koherent) saçılması, Compton saçılması ve fotoelektrik etkidir. BT de kullanılan X ışını enerji seviyesinde sık oluşan etkileşimler fotoelektrik etki ve Compton saçılmasıdır. Fotoelektrik etkide, atom ile karşılaşan X ışını iç yörüngeden bir elektronun koparılmasına neden olur ve ortamda emilerek kaybolur [30]. Compton saçılmasında ise maddenin içinde bulunan serbest bir elektronla veya atoma zayıf bağlı bir dış yörünge elektronu ile karşılaşan X ışını enerjisinin bir miktarını bu elektrona aktardıktan sonra saçılır [30].

2.5.1. Foton Açlığı

Fotoelektrik etki gerçekleşme ihtimali maddenin atom numarasının (Z) X ışının enerjisine (E) oranının küpü ((Z/E) 3)ile ve ortamın yoğunluğu ile orantılı olarak artar. Bu da insan vücuduna yerleştirilmiş yüksek atom numaralı ve yoğunluklu metalik materyalde ve yüksek yoğunluklu kontrast maddede yumuşak dokuya kıyasla çok daha fazla miktarda fotoelektrik etki gerçekleşmesine ve X ışını atenüasyonunun artmasına neden olur. Sonuçta BT dedektörüne bu seviyeden ulaşan X ışını miktarı azalır ve görüntüde yüksek ve düşük dansiteli ince çizgilenmeler oluşur. Meydana gelen bu olaya ve artefaktına ‘’foton açlığı’’ ismi verilir [32].

2.5.2. Işın Sertleşmesi

BT’ de kullanılan X ışın demetinde farklı enerji seviyesinde X ışınları vardır. Bu farklı enerji düzeyindeki X ışınları metal, kemik doku ve kontrast madde gibi daha büyük atom numaralı ve yoğun ortamlarla karşılaştığı zaman dokuda farklı seviyelerde emilime uğrarlar. Düşük enerjili ışınlar fotoelektrik etki ile daha çok emilirken yüksek enerjili olanlar daha az emilecek ve bu ortamı geçen X ışınlarının enerji düzey ortalaması ilk gelen ışın demetine göre yükselecektir. Sonraki ışın demeti daha düşük yoğunluklu komşu dokularda daha az atenüasyon göstererek görüntüde bu seviyede düşük dansiteli bir artefakt oluşumuna sebep olacaktır. Bu olaya ve görüntüde bu seviyede oluşan düşük dansiteli artefakta ‘’ışın sertleşmesi’’ adı verilir [32]. Cubbing artefaktı, çizgi ve koyu band artefaktı (streak and dark band artifact) ışın sertleşmesine örnek artefaktlardır. Çizgi ve koyu band artefaktında ise dens madde üzerinden geçen X ışını demeti, daha az dens yüzeyi taradığında daha az sertleşir ve bu artefakta sebep olur. Kemik yapılar, kontrast ve metal implantları bulunan bölgelerde gerçekleşebilir [2].

2.6. SEMAR

Günlük pratikte kullanılan FBP tekniği ışın sertleşmesi ve foton açlığı artefaktlarını önlemede yeterli düzeyde başarı gösterememektedir [33]. Vücuda klinik sebeplerle yerleştirilen metaller nedeniyle meydana gelen artefaktları önlemek

amacıyla çeşitli yöntemler geliştirilmektedir. Bu yöntemlerden biri ise projeksiyon temelli metal artefaktlarını azaltma (metal artifact reduction, MAR) tekniğidir. Temel metot elde edilen verilerde bozulmaları tespit ederek görüntüden çıkarmaktır. MAR yöntemi projeksiyon verileri üzerinde elde edilmiş görüntülerin verileri kullanılarak uygulanabilir. MAR teknikleri verilerin elde edilmesi sonrasında uygulanan bir yöntem olup BT'de herhangi bir radyasyon dozu değişikliği oluşturmadan kullanılabilir. MAR tekniklerinden biri de kullandığımız Single-Energy Metal Artifact Reduction (SEMAR (Canon Sağlık Sistemleri, Otawara, Japonya)) tekniğidir [34]. Bu yöntemde görüntünün ham verisine FBP uygulanarak kaynak görüntü elde olunur, sonrasında kaynak görüntüde metal nesnenin bulunduğu alan cihaz tarafından segmente edilerek sadece metal nesnenin görüntüsü elde olunur. Metale ait veriler ileri yansıtma (forward projection) ile ayrı olarak elde edilir ve metale ait veriler ham verilerden çıkarılır. Metalsiz ham verilere uygulanan özel bir algoritma ile metalden etkilenen veriler tahmin edilir ve çıkarılır. Kalan ham verilere yeniden FBP ve ardından gradient iyileştirme denilen teknikler uygulanır, uygulanan bu işlem görüntü kenarları bozulmadan ham veriler arasındaki geçişi yumuşatır. Metale ait verilerden sadece metal içeren görüntü FBP kullanılarak oluşturulur ve metalsiz iyileştirilmiş görüntüye sadece metale ait olan görüntü eklenir. Sonuç olarak yeniden yapılandırılmış, artefaktları azaltılmış görüntü elde edilir. SEMAR özelinde MAR teknikleri için temel mekanizma bu şekildedir [33, 34].

3. GEREÇ VE YÖNTEMLER

Bu çalışma Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından incelenmiştir ve kurulun 26.01.2023 tarihli 01 sayılı toplantısının 60 numaralı kararı ile bu çalışmanın gerçekleştirilmesinde bilimsel ve etik açıdan sakınca olmadığına oy birliği ile karar verilmiştir.

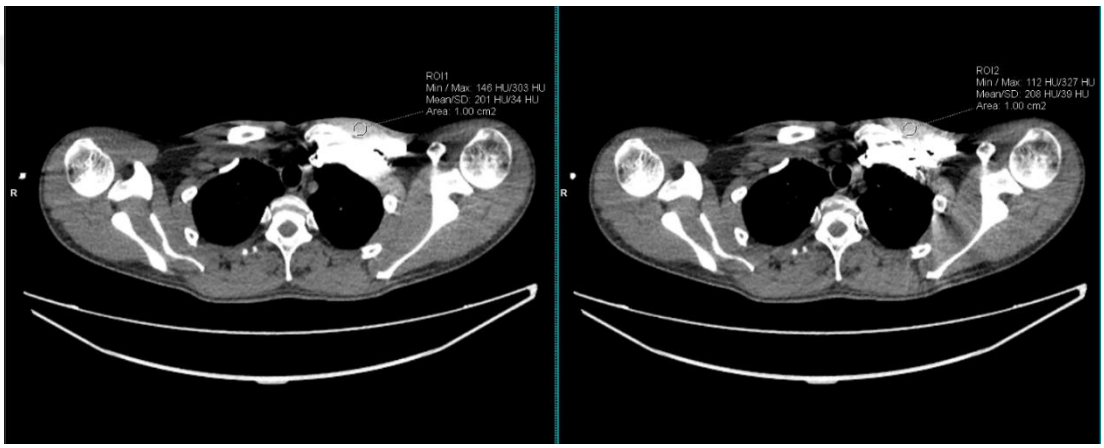
3.1. Çalışmanın Yeri ve Verilerin Toplanması

Hastanemiz bilgi yönetim sisteminden (HBYS & PACS Sistemi) 01.01.2021 ile 30.12.2022 tarihleri arasında Atatürk Üniversitesi Araştırma Hastanesi Acil Tıp Kliniği'ne akut başlayan göğüs ağrısı nedeniyle başvurmuş olan, pulmoner emboli ön tanısı ile hastanemizde toraks BT anjiyografi tetkiği yapılmış, yaş aralığı 18– 90 yıl arasında, görüntülemede yüksek yoğunlukta kontrast madde kullanılıp buna sekonder artefakt gelişen 50 hasta çalışmaya dahil edildi. Bölümümüzde bulunan SEMAR algoritmasına sahip Canon bilgisayarlı tomografi cihazında (320 kesit multidedektörlü Aquilion ONE TM; Canon Sağlık Sistemleri, Otawara, Japonya) 50 hastanın elde olunmuş toraks BT anjiyografi görüntüleri 1 mm'lik kesit kalınlığı kullanılarak SEMAR algoritması kapalı ve açık halde rekonstrüksiyon yapıldı. Elde olunan görüntüler Syngo.via (Siemens Sağlık Sistemleri, Erlangen, Almanya) yazılımı barındıran çalışma istasyonuna aktarıldıktan sonra retrospektif olarak nesnel değerlendirmeler gerçekleştirildi.

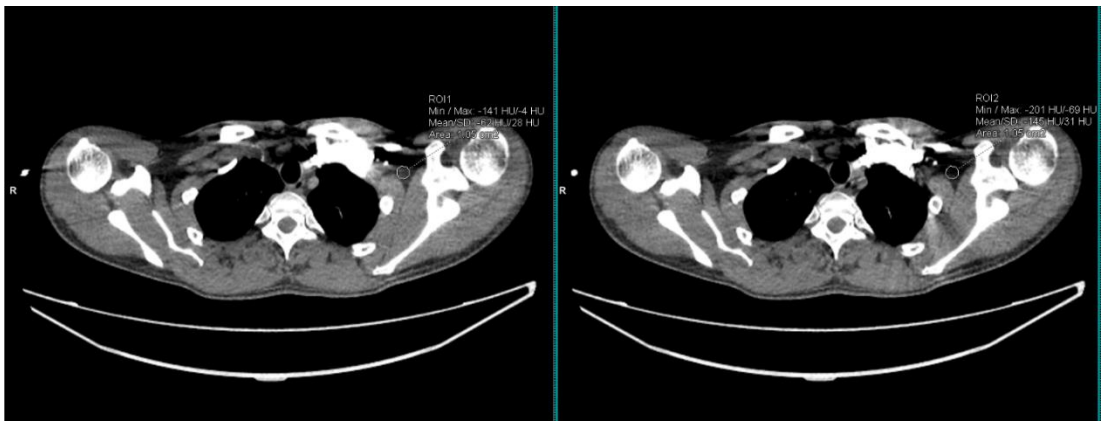
3.2. Nesnel Değerlendirme

Elde edilen yeni görüntüler iş istasyonları üzerinde tanımlanmış 100 mm^2 boyutunda ilgi alanları (ROI) yerleştirilerek değerlendirildi. ROI'ler rutin görüntüler ve SEMAR algoritması kullanılarak elde edilen görüntülemeler üzerine yerleştirilerek ölçümler yapıldı. Görüntü kalitesinin objektif değerlendirilmesinde, rutin ve SEMAR görüntüler arasındaki görüntü kalite farklarını karşılaştırmak için yaygın olarak kullanılan bir görüntü gürültüsü (image noise) göstergesi olan standart sapma (SD) değerleri ölçüldü. SD değerlerinin daha yüksek olması görüntü gürültüsünün daha fazla olduğu anlamına gelir. Görüntü gürültüsünün artmış olması ise görüntü

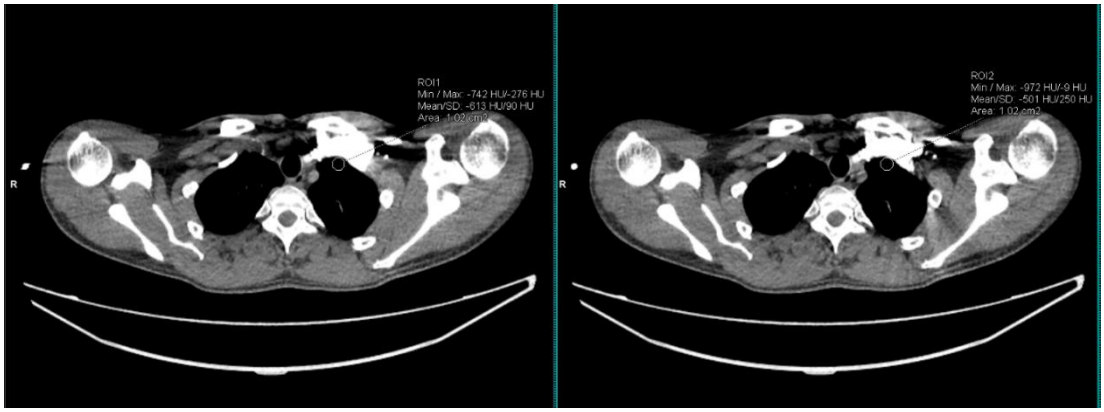
kalitesinin daha düşük ve artefaktların daha fazla olmasını gösterir[3]. ROI'lerin boyutunun ve yerleşiminin rutin ve SEMAR algoritmalı rekonstrükte görüntülerde tutarlı olmasını sağlamak için her iki görüntü yan yana konularak ROI kopyala ve yapıştır işlevi kullanıldı. Kontrast madde yoğunluğunun yüksek olduğu subklavian ven ve superior vena kava komşuluğundaki yağ, kas, akciğer dokuları ve asendan aortaya ROI'ler yerleştirilerek SD değerleri hesaplandı(Şekil 4-7). Ek olarak koldaki periferal venlere komşu yağ ve kas dokularına ROI'ler yerleştirilerek ölçümler yapıldı(Şekil 8,9) ve böylece periferik ve santral vasküler yapıların etrafındaki artefaktların azaltılmasında SEMAR'ın etkinliğinin karşılaştırılması hedeflendi.



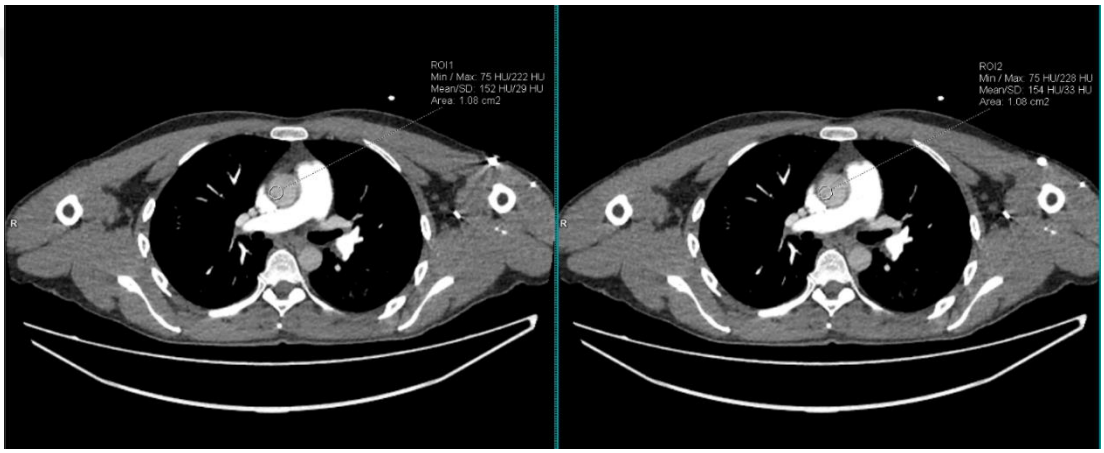
Şekil 4. Subklavian ven çevresinde cilt altı kas dokuda yapılan SD ölçümlerine ait örnek görüntü. Solda rutin görüntü ve sağda SEMAR görüntü.



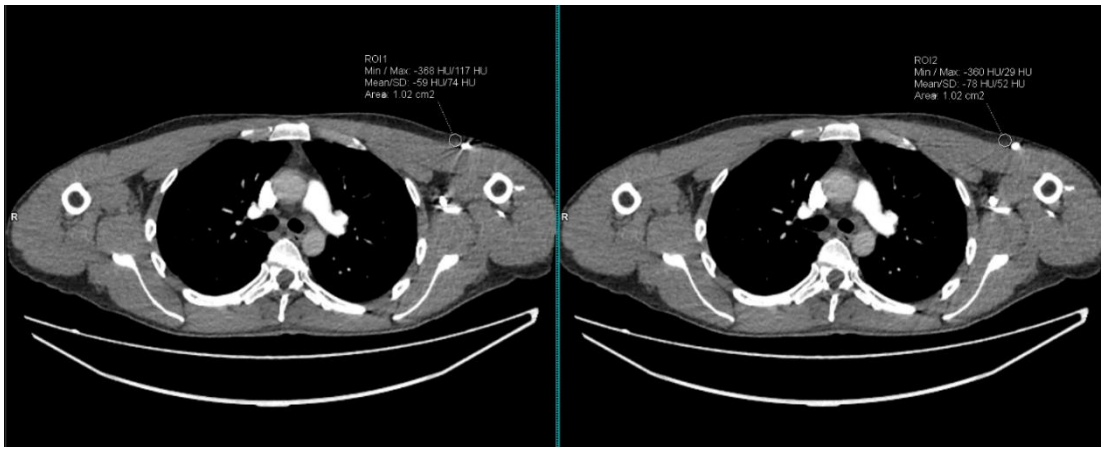
Şekil 5. Subklavian ven çevresinde cilt altı yağ dokuda yapılan SD ölçümlerine ait örnek görüntü. Solda rutin görüntü ve sağda SEMAR görüntü.



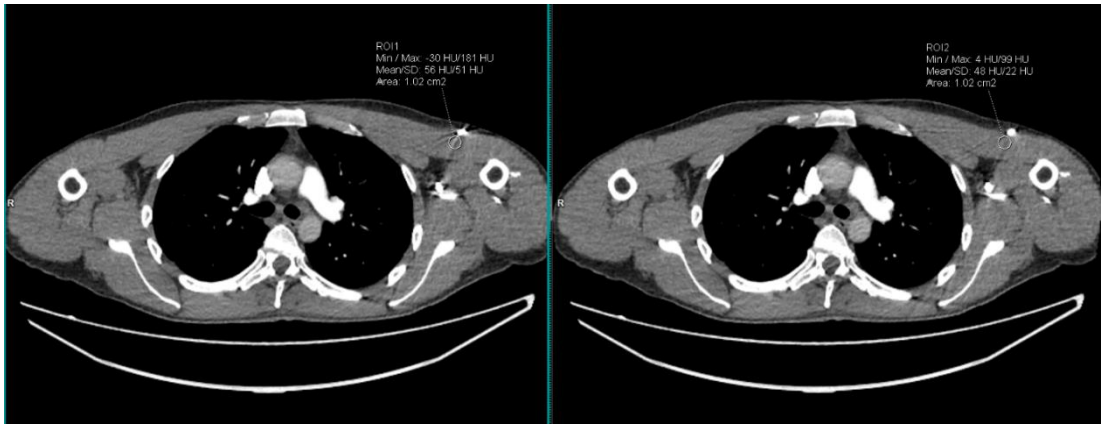
Şekil 6. Subklavian ven çevresinde akciğer dokusunda yapılan SD ölçümlerine ait örnek görüntü. Solda rutin görüntü ve sağda SEMAR görüntü.



Şekil 7. Vena kava superior çevresinde asendan aortada yapılan SD ölçümlerine ait örnek görüntü. Solda rutin görüntü ve sağda SEMAR görüntü.



Şekil 8. Periferal ven çevresinde cilt altı yağ dokuda yapılan SD ölçümlerine ait örnek görüntü. Solda rutin görüntü ve sağda SEMAR görüntü.



Şekil 9. Periferal ven çevresinde cilt altı kas dokuda yapılan SD ölçümlerine ait örnek görüntü. Solda rutin görüntü ve sağda SEMAR görüntü.

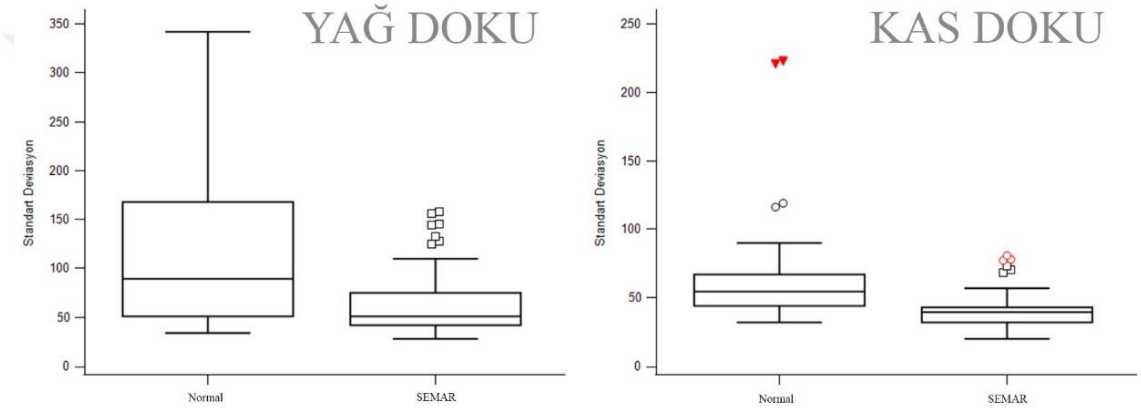
3.3. İstatistiksel Analiz

Verilerin normal dağılıma uyup uymadığı Shapiro-Wilk testi kullanılarak araştırılmıştır. Normal dağılıma uymayan veriler ortanca (%95 güven aralığı) olarak ifade edilmiştir. Aynı görüntü üzerinde yapılan ölçümlerin standart sapmalarının karşılaştırılmasında Wilcoxon testi kullanılmıştır. İki yönlü p değeri 0.05'ten küçük değerler istatistiksel anlamlılık olarak kabul edilmiştir. Tüm istatistiksel analiz Medcalc programı kullanılarak yapılmıştır (Medcal v20 trial, Ostend, Belçika).

4. BULGULAR

Çalışma grubunun yaş ortalaması 55.3 olup kadın erkek oranı 1.08 idi(26 kadın hasta ve 24 erkek hasta).

Periferal venöz yapı etrafındaki yağ ve kas dokusundan alınan ölçümlerin standart sapmalarının karşılaştırılmasında rutin görüntüleme ile SEMAR arasında hem yağ hem de kas doku düzeyinde anlamlı fark mevcuttu (sırasıyla $p<0,001$ ve $p<0,001$) (Şekil 10).



Şekil 10. Perifal venöz yapı tarafından ölçülen yağ ve kas dokuya ait SD değerlerinin özettleyen kutu grafik. Her iki dokuda da ölçümlerde ortanca SD değeri istatistiksel olarak rutin BT görüntülemede anlamlı olarak yüksekti (p değerleri için metne bakınız).

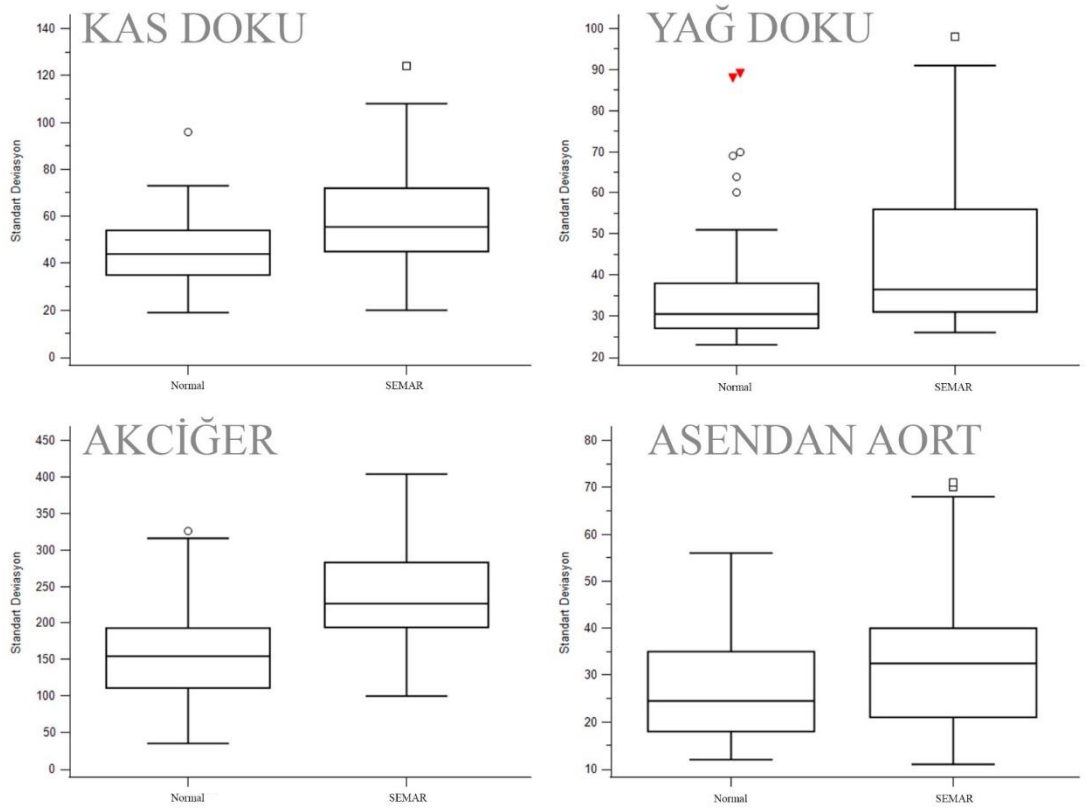
Periferal venöz yapı etrafındaki yağ dokuya ait ortanca standart sapmanın SEMAR görüntülerde rutin görüntüye kıyasla azaldığı izlenmiştir. Benzer olarak kas dokuya ait ortanca standart sapmanın SEMAR görüntüde rutin görüntüye kıyasla azaldığı izlenmiştir (Tablo 1).

Tablo 1. Periferik venöz yapı etrafından yapılan SD ölçümlerinin SEMAR ve rutin görüntülerdeki karşılaştırılması

	SEMAR n=50	Rutin BT görüntüsü n=50	p değeri
Yağ dokuya ait ortanca SD, (%95 güven aralığı)	51 (44,6–61,8)	89,5 (63,6–110,8)	<0,001
Kas dokuya ait ortanca SD, (%95 güven aralığı)	39,5 (37,6– 41,4)	54,5 (47,6–60,0)	<0,001

SD, standart deviasyon; SEMAR, Single Energy Metal Artifact Reduction

Santral venöz yapı etrafından ölçülen ve kas, yağ, akciğer parankim ve asendan aorta düzeyinden yapılan ölçümlerin standart sapmalarının karşılaştırılmasında, rutin görüntüleme ile SEMAR arasında her bir ölçülen anatomik düzey için anlamlı fark mevcuttu (tüm ölçümler için p<0,001) (Şekil 11).



Şekil 11. Santral venöz yapı etrafından ölçülen kas, yağ, akciğer ve asendan aortaya ait SD değerlerini özetleyen kutu grafik. Tüm dokularda ortanca SD değeri SEMAR görüntülerde anlamlı olarak yüksekti (p değeri için metne bakınız)

Santral venöz yapı etrafında kas, yağ, akciğer parankim ve asendan aorta düzeyinde yapılan ölçümlerin tümünün standart sapmaları SEMAR görüntülemede rutin görüntülemeye kıyasla artmış olarak izlendi (Tablo 2).

Tablo 2. Santral venöz yapı etrafından yapılan SD ölçümlerinin SEMAR ve rutin görüntülerdeki karşılaştırılması

	SEMAR n=50	Rutin BT görüntüsü n=50	p değeri
Kas dokuya ait ortanca SD, (%95 güven aralığı)	55,5 (51,6– 63,4)	44 (37,0–50,4)	<0,001
Yağ dokuya ait ortanca SD, (%95 güven aralığı)	36,5 (33,6– 42,4)	30,5 (27,6–38,0)	<0,001
Akciğere ait ortanca SD, (%95 güven aralığı)	226,5 (209,6–263,4)	154,5 (127,4– 167,0)	<0,001
Asendan aortaya ait ortanca SD, (%95 güven aralığı)	32,5 (23,0–35,0)	24,5 (20,6–29,8)	<0,001

SD, standart deviasyon; SEMAR, Single-Energy Metal Artifact Reduction

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada SEMAR'ın toraks BT anjiyografide verilen yüksek yoğunluklu kontrast maddeye bağlı oluşan artefaktları objektif olarak azaltılmasında ve görüntü kalitesini iyileştirilmesindeki etkinliği araştırıldı. SEMAR algoritması kullanılarak elde olunan rekonstrükte görüntülerde periferik venöz yapılar komşuluğunda yağ ve kas dokularının ortanca SD değerleri rutin görüntülere göre istatistiksel anlamlı olarak daha düşük saptandı. Öte yandan, santral venöz yapılar çevresinde kas, yağ, akciğer dokuları ve asendan aortada yapılan ölçümlerde ortanca SD değerleri SEMAR algoritmalı görüntülerde rutin görüntülere kıyasla istatiksel anlamlı olarak daha yüksek saptandı. Sonuç olarak, SEMAR algoritmasının, periferik venöz yapılar çevresinde yüksek yoğunluklu kontrast maddeye bağlı gelişen; foton açlığı, ışın sertleşmesi ve çizgilenme artefaktlarını azaltarak hastalarda objektif görüntü kalitesini önemli ölçüde artırdığını gösterildi. Öte yandan, SEMAR görüntülerde santral venöz yapıların etrafında mevcut olan artefaktların arttığı ve görüntü kalitesinin azaldığı saptandı.

BT görüntülemede artefaktlar görüntü kalitesini düşürürler ve hastanın tanı alması güçleşebilir. Artefaktların sebep oldukları yalancı görünümler patolojileri taklit edebilir ve tanısal yanlışlıklara neden olabilir. Bilgisayarlı tomografide sık görülen artefaktlar ise; yağ hava kabarcığı artefaktı, yarım ay artefaktları, hasta hareketi artefaktları, halka artefaktları, parsiyel volüm artefaktı, ışın sertleşmesi artefaktı, foton açlığı artefaktı ve metalik artefaktlarıdır [2]. Artefaktların görüntü kalitesi üzerindeki etkisini objektif olarak değerlendirmek için kullanılan parametrelerden biri sinyal-gürültü oranı (SNR)'dır. Sinyal-gürültü oranı görüntü üzerinde gerçek sinyalin (gerçek anatomiyi yansıtan), gürültü ile oranlanmasıyla elde edilen bir parametredir. Daha yüksek bir sinyal-gürültü oranı görüntüleme kalitesinin daha yüksek olduğunu gösterir [35]. Görüntü kalitesinin objektif değerlendirilmesinde kullanılan bir diğer parametre ise görüntü gürültüsü (image noise) göstergesi olan standart sapma (SD) değerleridir. Kidoh ve ark. metalik implantlara bağlı gelişen artefaktları azaltmada ve SEMAR'ın etkinliğini araştırdıkları çalışmada yöntem olarak SD değerlerini ölçümünü kullanmışlardır [36, 37]. Benzer olarak, Asano ve ark. koil embolizasyonuna bağlı gelişen artefaktların azaltılması amacıyla yaptıkları çalışmada yöntem bölümünde SD

değerlerini kullandıklarını bildirmişlerdir [38]. Metalin X ışınında meydana getirdiği attenuasyon, ortalama attenuasyon değerlerinden fazla olduğu için bu değerler dedektörde optimal olarak algılanamaz ve metalik artefaktlar oluşur. Ayrıca bu düzeyde ışın sertleşmesi ve foton açlığı gibi artefaktların da oluşması sebebiyle metal ve kontrast madde gibi yüksek dansiteli cisimlerin BT görüntülenmesinde karmaşık artefaktlar meydana gelir [2].

Metal artefaktlarını daha az hale getirmek ve görüntüleme kalitesini artırmak amacıyla farklı üreticiler tarafından geliştirilen algoritmalar şöyledir: SEMAR (Single Energy Metal Artefact Reduction, Canon), O-MAR (MAR for orthopaedic implants, Philips), İMAR (iterative MAR, Siemens) ve SmartMAR (GE). Çeşitli MAR (Metal Artefact Reduction) teknikleri ile ortopedik implantlara ve baş boyun bölgesindeki dental implantlara bağlı gelişen metal artefaktlarını azaltmaya yönelik çalışmalar yapılmıştır. Kidoh ve ark. yaptıkları çalışmada diş dolgularına ait artefaktlı çekimlerde MAR uygulandığında metal artefaktlarının azalmasının yanı sıra görüntü kalitesinin arttığını, gürültünün azaldığını saptamıştır [37]. Bu çalışmada MAR görüntülerde metalik objelere bağlı gelişen artefaktların tamamıyla yok edilmediği belirtilmiştir. Ancak MAR görüntülerde artefaktların azaldığı ve böylelikle çevre dokuların daha iyi değerlendirildiği saptanmıştır.

Niehues ve ark. yaptıkları çalışmada SEMAR'ın dental dolgu malzemelerine bağlı oluşan artefaktları azalttığını, oral kavite ve orofarenksin BT görüntülerinde tanısal görüntü kalitesini önemli ölçüde iyileştirdiğini bildirmiştir [39]. Gondim Teixeira ve ark. kalça protezi olan hastalarda periartiküler yumuşak dokuların görüntü kalitesinde SEMAR ile önemli bir iyileşme olduğunu bildirmiştir[36]. Yaptıkları çalışmada SEMAR görüntülerde rutin görüntülere kıyasla metalik artefaktların belirgin derecede azaldığını ve gürültünün düştüğünü göstermişlerdir. Ancak özellikle akciğer ve hava içeren diğer yapılara komşu bölgelerde SEMAR görüntülerde yeni artefaktlar geliştiğini belirtmişlerdir [36]. Asano ve ark. pulmoner arteriovenöz malformasyon nedeniyle koil embolizasyonu uygulanan hastalarda SEMAR görüntülerinde diyagnostik kalitenin daha yüksek olduğunu bildirmiştir [38]. Çalışmamızda, SEMAR'ın periferal venler çevresinde bahsedilen artefaktları azaltmada başarılı olduğu saptanmıştır çünkü yüksek konsantrasyonlu kontrast madde

ve metalik nesnelere bağlı artefaktlar aynı mekanizmalarla meydana gelmektedir [2]. Ancak SEMAR santral venöz yapılar çevresinde bahsedilen artefaktları azaltmada başarılı olamamıştır. Elde ettiğimiz sonuçları değerlendirdiğimizde karşımıza birkaç adet muhtemel sebep çıkmaktadır. İlk olarak, SEMAR algoritması sadece metallere bağlı gelişen artefaktları azaltmak için dizayn edildiği için kontrast maddeye bağlı gelişen artefaktları azaltmada kısmen başarılı olmuş olabilir. Diğer bir neden olarak, metal objelerin ortalama dansitesinin kontrast maddeden yüksek olması gösterilebilir. Ek olarak, metal implantlar sabit dururken kontrast maddenin vasküler yapılar içerisinde hareket ediyor olması ve bu sebeple oluşan heterojenite elde olunan sonuçlara yol açmış olabilir. Bir diğer faktör ise santral venlere daha yüksek volümde kontrast madde içermeyen kan geldiği için bu düzeyde heterojenite oluşur. Bu sebeplerle SEMAR'ın periferal venöz yapılar çevresinde başarılı olurken, santral venöz yapılar çevresinde başarısız olması açıklanabilir.

Kontrast maddeye bağlı, venöz yapılar çevresinde oluşan artefaktları azaltmak için literatürde birkaç adet çalışma mevcuttur. Laukamp ve ark. spektral dedektörlü BT'de elde edilen monoenerjetik görüntülerin kullanılmasının, kontrast madde artefaktlarında önemli ölçüde azalma sağladığını ve geleneksel BT görüntülerine kıyasla damarların ve çevredeki yumuşak dokunun daha iyi değerlendirilmesini sağladığını bildirmiştir [40]. Spektral dedektör BT, tek bir X-ışını kaynağı ve buna karşılık gelen çift katmanlı detektöre sahiptir. Üst katman düşük enerjili fotonları algılarken, alt katman yüksek enerjili fotonları algılar. Bu sayede, düşük ve yüksek enerji aracılığıyla elde olunan veriler, görüntünün yeniden yapılandırılmasıyla zamansal ve uzaysal olarak eşleştirilir. Spektral BT'de farklı keV değerlerine sahip görüntüler elde olunabilmektedir. Bu yöntem aracılığıyla, yüksek atenüasyon değerine sahip olan kontrast madde ve metal implantlara bağlı artefaktlar azaltılabilir, çünkü yüksek keV değerleri ile yapılan çekimlerde, atenüasyonu yüksek maddelerde ışın sertleşmesi daha az olmaktadır. Laukamp ve ark. başarılı olmasındaki bir diğer faktör kontrast maddenin farklı keV değerlerinde farklı atenüasyon özelliklerine sahip olması ve bu farklılıkları tespit edebilmeleridir. Ancak bizim kullandığımız SEMAR algoritmasının ise kontrast maddeye spesifik olmaması, çalışmamızda kısmen başarılı olmamızı açıklayabilir. Kontrast maddeye spesifik olacak şekilde geliştirilecek bir

algoritma bahsedilen artefaktları azaltmada ve görüntü kalitesini iyileştirmede daha etkili olacaktır. Gupta ve ark. spektral BT ve artefakt azaltma algoritmaları birlikte kullanıldığında bahsedilen artefaktların azaltılması ve görüntü kalitesinin iyileştirilmesinde daha etkili sonuçlar elde edildiğini belirtmişlerdir [41]. Bahsedilen çalışmada Gupta ve ark. kontrat maddeye bağlı gelişen perivenöz artefaktları azaltmak için yalnızca spektral BT, yalnızca metalik implant artefakt azaltma algoritmaları ve her iki yöntemin birlikte kullanıldığı teknikleri uygulamışlardır. Yalnızca spektral BT ve her iki tekniğin birlikte kullanıldığı uygulamalarda perivenöz artefaktları azaltmada başarılı olduklarını belirtmişlerdir. Ancak yalnızca artefakt azaltma algoritmaları kullanılan teknikte kısmı başarı sağlanmış olup bazı kesimlerde yeni artefarktların geliştiğini saptamışlardır. Bizim çalışmamızda da SEMAR görüntülerde santral venler çevresinde artefaktların arttığı saptanmıştır. Gupta ve ark. bahsedilen artefaktların azaltılmasında spektral BT'nin SEMAR'a üstün olduğunu saptamıştır. SEMAR'ın spektral BT ile kıyaslandığında avantajlı yönü ise daha kolay ulaşılabilir olmasıdır.

Takeyema ve ark. boyun BT anjiyografi çekimlerinde kontrast madde verilmesini takiben 25 ml yerine 40 ml salin verilerek yapılan yıkamada subklavian ven çevresinde oluşan artefaktların azaltabileceğini bildirmiştir [42]. Salin yıkama kullanılarak, vasküler sistemde bulunan kontrast maddenin yıkanmasının brakiosefalik ven ve vena kava süperior çevresinde oluşan artefaktları kısmen azalttığını göstermiştir [42]. Ancak bu teknik kanser hastaları gibi bireylerde venöz sistemde gelişen yetersizlikler nedeniyle başarısız olmuştur. Bu teknikte başarısız olunmasında bir diğer sebep olarak kontrast madde ve salinin farklı viskozite ve osmolaritede olması gösterilmiştir [42]. Bazı merkezlerde, toraks BT anjiyografi tetkiklerinde venöz yapılar çevresinde oluşan artefaktları azaltmak için kontrast maddenin femoral ven aracılığıyla verilmesi denenmiştir. Ancak bu metodun antekubital ven kullanılması ile yapılan kıyaslamada pratik olmadığı ve hasta konforunu azalttığı belirtilmiştir [43].

BT sebebiyle maruz kalınan X ışını doğrudan ve dolaylı etkilerle DNA üzerinde hasara neden olmakta ve bazı kanserlere yakalanma riskinde artışı yol açmaktadır [44]. ALARA (as low as reasonably achievable) ve ALADA (as low as diagnostically achievable) olarak bilinen mümkün olan en az doz kullanılarak en yararlı ve tanısal kalitesi en yüksek görüntü elde edilmesi prensipleri bu sebeple

dikkate alınmalıdır [45]. Günümüzde tanısal önemi nedeniyle eskiye kıyasla çekimi artan BT görüntülemede radyasyon dozunu artırmaya neden olacak ek çekimlerden kaçınarak görüntü kalitesini yükseltmek önemli hale gelmiştir. Çalışmamızın sonuçlarından yola çıkarak hastalar için ek radyasyon dozu gerekmeden görüntü kalitesini artırmak mümkün olacaktır.

Çalışmamızın çeşitli kısıtlılıkları bulunmaktadır. En önemli kısıtlılığımız kullandığımız artefakt azaltma algoritmasını sadece tek bir üreticinin (Canon) kaynağından inceledik. Diğer üreticilerin cihazları ile kıyaslama yapılamadı. Benzer bir kurgu ile diğer üreticilerin cihazlarında benzer sonuçlar alınabileceğini düşünüldü ancak yapılan bazı çalışmalar tüm üreticilerin algoritmalarının aynı seviyede etkili olmadığını belirtmiştir [46]. Bir diğer kısıtlılık ise, ROI'ler artefaktların en etkin olduğu yerlere yerleştirilerek ölçümler yapılmış olup daha zayıf artefakt gelişen kısımlarda değerlendirme yapılamamıştır. Başka bir kısıtlılık ise, toraks BT anjiyografi çekimlerinde hastalarda aynı doz ve hızda intravenöz kontrast madde kullanılmaktadır ancak her hastada dolaşım sistemi kapasitesi farklıdır ve venöz sistem anatomisinde varyasyonlar görülebilir. Örnek olarak, subklavian ven varyasyonel olarak bazı hastalarda daha kavisli olarak izlenmektedir [42]. Yine subklavian ven kateterizasyonu yapılmış hastalarda gelişen fibrozis nedeniyle farklılıklar mevcuttur. Bahsedilen faktörler ise gelişen artefaktların hastadan hastaya farklılık göstermesine neden olmaktadır [42].

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Son zamanlarda BT'deki gelişmeler düşük radyasyon maruziyeti ile görüntü kalitesinin geliştirilebileceğini göstermektedir. BT görüntülemede, bolus kontrast maddeye bağlı gelişen artefaktlar, ek radyasyon dozu gerekmeyen SEMAR tekniği kullanılarak azaltılabilir ve görüntü kalitesinin iyileştirilmesi sağlanabilir. Çalışmamız, radyolojik görüntülemede artefaktların azaltılmasının ve hastalarda patolojilerin daha yüksek oranda saptanma oranının geliştirilmesinde gelecek çalışmalar için katkı sağlayacaktır. Çalışmamız, daha kaliteli radyolojik görüntüler elde edilmesi ve hastaların maruz kaldığı radyasyon dozunun azaltılması konularında gelecekteki çalışmalar için önemli bir kaynak olacaktır.

KAYNAKLAR

1. Pandharipande, P.V., et al., *CT in the Emergency Department: A Real-Time Study of Changes in Physician Decision Making.* Radiology, 2016. **278**(3): p. 812-21.
2. Barrett, J.F. and N. Keat, *Artifacts in CT: recognition and avoidance.* Radiographics, 2004. **24**(6): p. 1679-91.
3. Fang, J., et al., *Metal implants on CT: comparison of iterative reconstruction algorithms for reduction of metal artifacts with single energy and spectral CT scanning in a phantom model.* Abdom Radiol (NY), 2017. **42**(3): p. 742-748.
4. Collins, J.D., et al., *Anatomy of the thorax and shoulder girdle displayed by magnetic resonance imaging.* J Natl Med Assoc, 1991. **83**(1): p. 26-32.
5. Jo, N., et al., *Imaging of the mediastinum: Mimics of malignancy.* Semin Diagn Pathol, 2022. **39**(2): p. 92-98.
6. Connolly, M.R. and H.G. Auchincloss, *Anatomy and Embryology of the Thoracic Outlet.* Thorac Surg Clin, 2021. **31**(1): p. 1-10.
7. Lavallee, C., et al., *Subclavian and axillary vessel anatomy: a prospective observational ultrasound study.* Can J Anaesth, 2018. **65**(4): p. 350-359.
8. Hatjibaloglou, A., et al., *Transposed basilic vein-brachial arteriovenous fistula: an alternative vascular access for hemodialysis.* Artif Organs, 1992. **16**(6): p. 623-5.
9. Kwiecien, G.J., et al., *Acute Superficial Vein Thrombosis of the Upper Extremity: A Case Report.* Plast Reconstr Surg Glob Open, 2020. **8**(12): p. e3322.
10. Priollet, P., *[Subclavian vein thrombosis: medical treatment]*. J Mal Vasc, 1994. **19 Suppl A**: p. 44-7.
11. Sheth, S., M.D. Ebert, and E.K. Fishman, *Superior vena cava obstruction evaluation with MDCT.* AJR Am J Roentgenol, 2010. **194**(4): p. W336-46.
12. Agarwal, P.P., et al., *Multidetector CT of thoracic aortic aneurysms.* Radiographics, 2009. **29**(2): p. 537-52.
13. Tucker, W.D., C. Weber, and B. Burns, *Anatomy, Thorax, Heart Pulmonary Arteries*, in *StatPearls*. 2023: Treasure Island (FL).
14. Edwards, P.D., R.K. Bull, and R. Coulden, *CT measurement of main pulmonary artery diameter.* Br J Radiol, 1998. **71**(850): p. 1018-20.
15. Ebert, R.V., *Structure and function of the lung.* Minn Med, 1966. **49**(5): p. 745-8.
16. Bhalla, A.S., et al., *Imaging protocols for CT chest: A recommendation.* Indian J Radiol Imaging, 2019. **29**(3): p. 236-246.
17. Gordon, A. and K. Alsayouri, *Anatomy, Shoulder and Upper Limb, Axilla*, in *StatPearls*. 2023: Treasure Island (FL) ineligible companies. Disclosure: Khalid Alsayouri declares no relevant financial relationships with ineligible companies.
18. Priola, S.M., et al., *The anterior mediastinum: anatomy and imaging procedures.* Radiol Med, 2006. **111**(3): p. 295-311.
19. Sussmann, A.R. and J.P. Ko, *Understanding chest radiographic anatomy with MDCT reformations.* Clin Radiol, 2010. **65**(2): p. 155-66.
20. TRD, *MRG ve BT İnceleme Standartları.* Türk Radyoloji Derneği, 2018.

21. Yeo, J.H., L. Zhou, and R. Lim, *Indeterminate CT pulmonary angiogram: Why and does it matter?* J Med Imaging Radiat Oncol, 2017. **61**(1): p. 18-23.
22. Hermena, S. and M. Young, *CT-scan Image Production Procedures*, in *StatPearls*. 2023: Treasure Island (FL).
23. Kalender, W.A., *X-ray computed tomography.* Phys Med Biol, 2006. **51**(13): p. R29-43.
24. Tafti, D. and C.V. Maani, *X-ray Production*, in *StatPearls*. 2023: Treasure Island (FL).
25. Mayo-Smith, W.W., et al., *How I do it: managing radiation dose in CT.* Radiology, 2014. **273**(3): p. 657-72.
26. Kalra, M.K., A.D. Sodickson, and W.W. Mayo-Smith, *CT Radiation: Key Concepts for Gentle and Wise Use.* Radiographics, 2015. **35**(6): p. 1706-21.
27. Holmberg, O., et al., *Current issues and actions in radiation protection of patients.* Eur J Radiol, 2010. **76**(1): p. 15-9.
28. Mahesh, M., *Search for isotropic resolution in CT from conventional through multiple-row detector.* Radiographics, 2002. **22**(4): p. 949-62.
29. Frey, G.D., *Basic CT parameters.* AJR Am J Roentgenol, 2014. **203**(2): p. W126-7.
30. Geyer, L.L., et al., *State of the Art: Iterative CT Reconstruction Techniques.* Radiology, 2015. **276**(2): p. 339-57.
31. McKetty, M.H., *The AAPM/RSNA physics tutorial for residents. X-ray attenuation.* Radiographics, 1998. **18**(1): p. 151-63; quiz 149.
32. Triche, B.L., et al., *Recognizing and Minimizing Artifacts at CT, MRI, US, and Molecular Imaging.* Radiographics, 2019. **39**(4): p. 1017-1018.
33. Joemai, R.M., et al., *Metal artifact reduction for CT: development, implementation, and clinical comparison of a generic and a scanner-specific technique.* Med Phys, 2012. **39**(2): p. 1125-32.
34. Zhang, F.L., et al., *Reduction of metal artifacts from knee tumor prostheses on CT images: value of the single energy metal artifact reduction (SEMAR) algorithm.* BMC Cancer, 2021. **21**(1): p. 1288.
35. Steuwe, A., et al., *Influence of a Deep Learning Noise Reduction on the CT Values, Image Noise and Characterization of Kidney and Ureter Stones.* Diagnostics (Basel), 2022. **12**(7).
36. Kidoh, M., et al., *Reduction of metallic coil artefacts in computed tomography body imaging: effects of a new single-energy metal artefact reduction algorithm.* Eur Radiol, 2016. **26**(5): p. 1378-86.
37. Kidoh, M., et al., *Reduction of dental metallic artefacts in CT: value of a newly developed algorithm for metal artefact reduction (O-MAR).* Clin Radiol, 2014. **69**(1): p. e11-6.
38. Asano, Y., et al., *Utility of second-generation single-energy metal artifact reduction in helical lung computed tomography for patients with pulmonary arteriovenous malformation after coil embolization.* Jpn J Radiol, 2018. **36**(4): p. 285-294.
39. Miki, K., et al., *Single-energy metal artefact reduction with CT for carbon-ion radiation therapy treatment planning.* Br J Radiol, 2016. **89**(1062): p. 20150988.

40. Laukamp, K.R., et al., *Role of spectral-detector CT in reduction of artifacts from contrast media in axillary and subclavian veins: single institution study in 50 patients.* Acta Radiol, 2020. **61**(4): p. 450-460.
41. Gupta, A., et al., *CT artifacts after contrast media injection in chest imaging: evaluation of post-processing algorithms, virtual monoenergetic images and their combination for artifact reduction.* Quant Imaging Med Surg, 2021. **11**(1): p. 226-239.
42. Takeyama, N., et al., *Comparison of different volumes of saline flush in the assessment of perivenous artefacts in the subclavian vein during cervical CT angiography.* Br J Radiol, 2011. **84**(1001): p. 427-34.
43. Haage, P., et al., *Reduction of contrast material dose and artifacts by a saline flush using a double power injector in helical CT of the thorax.* AJR Am J Roentgenol, 2000. **174**(4): p. 1049-53.
44. Brenner, D.J. and E.J. Hall, *Computed tomography--an increasing source of radiation exposure.* N Engl J Med, 2007. **357**(22): p. 2277-84.
45. Shao, Y.H., et al., *Exposure to Tomographic Scans and Cancer Risks.* JNCI Cancer Spectr, 2020. **4**(1): p. pkz072.
46. Andersson, K.M., et al., *Metal artefact reduction in CT imaging of hip prostheses-an evaluation of commercial techniques provided by four vendors.* Br J Radiol, 2015. **88**(1052): p. 20140473.