

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI**

**ÇİFT ENERJİLİ KARDİYAK BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İLE
FARKLI KONTRAST MADDE PROTOKOLLERİNİN
GÖRÜNTÜ KALİTESİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

Dr. Oğuzhan YILDIZ

UZMANLIK TEZİ

ANKARA

2023

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI**

**ÇİFT ENERJİLİ KARDİYAK BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İLE
FARKLI KONTRAST MADDE PROTOKOLLERİNİN
GÖRÜNTÜ KALİTESİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

**Dr. Oğuzhan YILDIZ
Prof. Dr. Tuncay HAZIROLAN
Dr. Selin ARDALI DÜZGÜN**

UZMANLIK TEZİ

ANKARA

2023

TEŞEKKÜR

Beş yılı geçkin ihtisasım süresince alanımda yetkin hale gelebilecek şekilde donanmam yolunda bilgi ve deneyimlerini özveriyle sunarken yalnızca bir öğretim üyesi değil aynı zamanda öğretmen ve yol gösterici de olarak ufkumu genişleten başta Sayın Prof. Dr. Üstün Aydınöz, emekli öğretim üyeleri Sayın Prof. Dr. Ferhun Balkancı, Sayın Prof. Dr. Orhan Macit Arıyürek, Sayın Prof. Dr. Okan Akhan ve Anabilim Dalı Başkanımız Sayın Prof. Dr. Mustafa Nasuh Özmen olmak üzere tüm hocalarıma içten bir teşekkürü borç bilirim.

Gerek çalışmanın başlığı ve içeriğinin belirlenmesinde gerekse de yürütülmesinde bilgi, deneyim ve yardımlarını esirgemeyen kıymetli danışman hocam Sayın Prof. Dr. Tuncay Hazırolan'a; çalışmanın fizik detaylarının belirlenmesi ve uygulanması noktasındaki yönlendirmelerinden ötürü saygıdeğer hocam Sayın Prof. Dr. Mehmet Ruhi Onur'a; çalışmanın istatistik yükünü çekmemde engin tecrübeleri ve bilgi birikimini tereddütsüzce, kendisinin kapısını farklı zamanlarda defalarca çalmama rağmen her seferinde aynı ilgiyle paylaşarak bana sonsuz yardımcı olan Biyoistatistik Anabilim Dalı öğretim üyesi Sayın Prof. Dr. Erdem Karabulut'a; çalışmanın kurgusundan uygulanmasına kadar tüm aşamalarında her ihtiyacım olduğunda değerli zamanını ayırarak sabırla ve ilgiyle beni dinleyip yönlendiren, güler yüzünü ve samimiyetini benden hiç esirgemeyen kıymetli ablam ve meslektaşım Dr. Selin Ardalı Düzgün'e; teknik bilgi ve becerileriyle çalışmanın yürütülmesi sürecini oldukça kolaylaştıran radyoloji teknikerleri Yasin Mavi ve Ahmet Soybilgin'e ayrıca teşekkür ediyorum.

Yoğun bir ihtisas hayatını keyifle ve özveriyle paylaştığım tüm araştırma görevlisi arkadaşlarıma teşekkür ediyorum.

Elbete evlatları olmaktan onur ve gurur duyduğum aileme teşekkürlerimi sözlerle ifade edebilmem mümkün olmayacak...

Dr. Oğuzhan Yıldız

ÖZET

YILDIZ O. “Çift Enerjili Kardiyak Bilgisayarlı Tomografi ile Farklı Kontrast Madde Protokollerinin Görüntü Kalitesinin Karşılaştırılması”, Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi, Ankara, 2023. Bu çalışmanın amacı kontrast maddenin miktarı ve injeksiyon hızı değiştirilerek oluşturulan farklı protokoller ile uygulanmış çift enerjili kardiyak BT görüntülerinin kalitesini polienerjetik ve sanal monokromatik enerji düzeylerine göre karşılaştırmaktı.

Çalışmamıza 1 Ocak 2022-15 Eylül 2022 tarihleri arasında koroner arter hastalığı tanı veya takibine yönelik kardiyak BT uygulanması için yönlendirilmiş hastalar dahil edildi. Çalışmada 4 adet kontrast protokol grubu ve her grupta 50 hasta olmak üzere toplam 200 hasta ve 200 inceleme yer aldı. Tüm çekimler, 40-140 keV arası (10 keV aralıklarla) monoenerjetik görüntülerin oluşturulmasına imkan veren çift kaynaklı çift enerjili BT cihazıyla yapıldı. Tüm hastalarda, aort kökünden kontrast atenüasyonu (HÜ) ve gürültü; sol ön inen arter, sirkumfleks arter ve sağ koroner arterin orta-distal kesimlerinden HÜ, sinyal-gürültü oranı (SGO) ve kontrast-gürültü oranı (KGO) ölçümleri yapıldı. Görüntü kalitesinin subjektif değerlendirmesi için 5-noktalı Likert ölçeği kullanıldı.

Monoenerjetik görüntülerde tüm kontrast gruplarında aortta en yüksek kontrast atenüasyonuna 40 keV, en düşük kontrast atenüasyonuna 140 keV düzeyinde; en yüksek gürültüye 40 keV, en düşük gürültüye ise 110 keV düzeyinde ulaşıldı. Monoenerjetik görüntülerde ayrıca tüm kontrast gruplarında her üç koroner arterde de en yüksek kontrast atenüasyonuna 40 keV, en düşük kontrast atenüasyonuna 140 keV düzeyinde ulaşıldı. Yine monoenerjetik görüntülerde tüm kontrast gruplarında da her üç koroner arterde en yüksek KGO değerine 90 keV düzeyinde ulaşılırken en yüksek SGO değerleri her üç arter için de farklı gruplarda farklı enerji düzeylerindeydi.

Monoenerjetik görüntülerde tanısız koroner atenüasyona (200-750 HÜ) ulaşan hastaları içeren ek analizler, yalnızca istatistiksel anlamlı karşılaştırma için yeterli hasta sayısına ulaşılan 40, 50 ve 60 keV düzeylerinde yapıldı. Her üç koroner arterde de tüm kontrast gruplarında en yüksek kontrast atenüasyonuna 40 keV, en düşük kontrast atenüasyonuna 60 keV düzeyinde ulaşıldı. Her üç koroner arterde de tüm kontrast gruplarında en yüksek SGO ve KGO değerlerine 60 keV, en düşük SGO ve

KGO değerlerine 40 keV düzeyinde ulaşıldı. Tüm gruptaki her  koroner arterde de enerji düzeyleri arasındaki kontrast atenüasyon ve KGO farkı anlamlıydı. SGO değerlerinde ise yalnızca grup 2’de sirkumfleks arter için 40 ve 50 keV arasında; grup 3’te her  koroner arter için 50 ve 60 keV arasında anlamlı fark yoktu.

Sonuç olarak, farklı kontrast madde protokolleriyle çift enerjili kardiyak BT’de monoenerjetik 40-60 keV düzeylerinde koroner arterlerde yeterli tanısal kontrastlanma elde edilebilir. Monoenerjetik görüntüleme ile koroner arterler değerlendirilirken incelemeye 60 keV görüntülerle başlanması en ideal ve hızlı sonucu sağlayacaktır.

Anahtar kelimeler: Çift enerjili, kardiyak, bilgisayarlı tomografi, monokromatik/monoenerjetik

ABSTRACT

YILDIZ O. “Comparison of Image Quality of Dual-Energy Cardiac Computed Tomography with Different Contrast Agent Protocols”, Hacettepe University School of Medicine, Radiology Department, Thesis in Radiology, Ankara, 2023.

The purpose of this study was to compare the quality of dual-energy cardiac CT images applied with different protocols created by varying the amount of contrast agent and injection rate, according to polyenergetic and virtual monochromatic energy levels.

Patients referred for cardiac CT for the diagnosis or follow-up of coronary artery disease between January 1, 2022, and September 15, 2022, were included in our study. The study included four contrast protocol groups and 50 patients in each group, a total of 200 patients and 200 examinations. All acquisitions were made with a dual-source dual-energy CT device that allows the creation of monoenergetic images between 40-140 keV (10 keV intervals). Contrast attenuation (HU) and noise from the aortic root; HU, signal-to-noise ratio (SNR), and contrast-to-noise ratio (CNR) measurements were made from mid-distal parts of the left anterior descending, circumflex and right coronary arteries in all patients. A 5-point Likert scale was used for the subjective assessment of image quality.

In monoenergetic images, in all contrast groups, in the aorta, the highest contrast attenuation was at 40 keV, and the lowest contrast attenuation was at 140 keV; the highest noise was at 40 keV, and the lowest noise was at 110 keV. Additionally, in monoenergetic images, in all contrast groups, the highest contrast attenuation was at 40 keV, and the lowest was at 140 keV in all three coronary arteries. Furthermore, in monoenergetic images, while the highest CNR value was reached at 90 keV in all three coronary arteries in all contrast groups, the highest SNR values were at different energy levels for all three arteries in different groups.

Additional analyses involving patients who achieved diagnostic coronary attenuation (200-750 HU) in monoenergetic images, were performed only at the 40, 50, and 60 keV levels, where the sufficient number of patients were reached for statistically significant comparison. In all three coronary arteries, the highest SNR and CNR values in all contrast groups were at 60 keV, and the lowest values were at 40 keV. The differences in contrast attenuation and CNR values among the energy levels were significant in all three coronary arteries in all groups. On the other hand, in SNR

values, the differences among the energy levels were statistically significant except for the difference between 50 and 60 keV for all three coronary arteries in group 3, and between 40 and 50 keV for the circumflex artery in group 2.

In conclusion, with different contrast agent protocols, adequate diagnostic enhancement in coronary arteries can be obtained in dual-energy cardiac CT at monoenergetic 40-60 keV levels. While evaluating the coronary arteries with monoenergetic imaging, starting the examination with 60 keV images will provide the ideal and most rapid result.

Keywords: *dual-energy, cardiac, computed tomography, monochromatic/monoenergetic*

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	i
ÖZET	ii
ABSTRACT	iv
İÇİNDEKİLER	vi
KISALTMALAR	viii
RESİMLER	ix
TABLolar ve GRAFİKLER	x
GİRİŞ	1
GENEL BİLGİLER	2
2.1. Bilgisayarlı Tomografi	2
2.1.1. Genel bilgiler	
2.1.2. Donanım	
2.1.3. BT nesilleri	
2.2. Çift enerjili BT	5
2.2.1. Genel bilgiler	
2.2.2. Fizik prensipleri	
2.2.3. Farklı çift enerjili BT teknikleri	
2.2.4. Spektral BT	
2.3. Kardiyak BT	10
2.3.1. Genel bilgiler	
2.3.2. Görüntü kalitesini etkileyen faktörler	
2.3.2.1. Kontrast ve kontrast çözünürlüğü	
2.3.2.2. Gürültü	
2.3.2.3. Sinyal-gürültü oranı (SGO)	
2.3.2.4. Kontrast-gürültü oranı (KGO)	
2.3.2.5. Uzaysal çözünürlük	
2.3.2.6. Zamansal çözünürlük	
2.3.3. Doz ve doz ile ilişkili kavramlar	
2.3.4. Kardiyak BT teknikleri	
2.3.4.1. Prospektif EKG-tetiklemeli	
2.3.4.2. Retrospektif EKG-tetiklemeli	

2.3.4.3. Yüksek pitch prospektif EKG-tetiklemeli	
2.3.5. Kontrast injeksiyonu	
2.4. Çift enerjili kardiyak BT	18
2.4.1. Monokromatik (monoenerjetik) görüntüleme	
2.4.2. Koroner arter plak yapısını değerlendirme	
2.4.3. Metal-kalsifikasyon artefaktlarının azaltılması	
2.4.4. Myokardiyal perfüzyon görüntüleme	
2.4.5. Radyasyon dozunun azaltılması	
2.4.6. Kontrast madde dozunun azaltılması	
GEREÇ VE YÖNTEM	22
3.1. Hasta bilgileri	
3.2. Kontrast madde protokolleri ve hasta grupları	
3.3. Kardiyak BT yöntemi	
3.4. Görüntülerin değerlendirilmesi	
3.5. İstatistiksel yöntem	
BULGULAR	28
4.1. Genel bilgiler	
4.2. Görüntü kalitesini belirleyen faktörlerle ilgili bilgiler	
4.2.1. Aortta kontrast atenüasyonu ve gürültü	
4.2.2. Koroner arterlerde kontrast atenüasyonu	
4.2.3. Koroner arterlerde SGO ve KGO	
4.3. Tanısal koroner atenüasyon aralığında görüntü kalitesini belirleyen faktörlerle ilgili bilgiler	39
4.3.1. Monoenerjetik görüntülerde her koroner arter için HÜ, SGO ve KGO analizi	
4.3.2. Polienerjetik görüntülerde her koroner arter için HÜ, SGO ve KGO analizi	
4.3.3. Poli-monoenerjetik görüntülerde her kontrast grubu için HÜ, SGO ve KGO analizi	
TARTIŞMA	57
SONUÇ	63
KAYNAKÇA	64

KISALTMALAR

BT	Bilgisayarlı tomografi
CTDI	“CT dose index”
CX	Sirkumfleks arter
ÇKBT	Çok kesitli bilgisayarlı tomografi
DLP	“Dose-length product”
DM	Diyabetes mellitus
EKG	Elektrokardiyografi
FOV	“Field of view”
G	gauge
Gy	Gray
HÜ	Hounsfield ünitesi
J	Joule
KAH	Koroner arter hastalığı
KBH	Kronik böbrek hastalığı
keV	Kiloelektron volt
KGO	Kontrast-gürültü oranı
KİN	Kontrast ilişkili nefropati
KOAH	Kronik obstrüktif akciğer hastalığı
LAD	Sol ön inen arter
LAK	Lineer atenüasyon katsayısı
mAs	miliAmper-saniye
MR	Manyetik rezonans
ms	milisaniye
mSv	miliSievert
RCA	Sağ koroner arter
ROI	“Region of interest”
SKK	Sınıf içi korelasyon katsayısı
SCCT	Society of Cardiovascular Computed Tomography
SGO	Sinyal-gürültü oranı
VKİ	Vücut-kitle indeksi
VMI	“Virtual monoenergetic imaging”

RESİMLER

Resim 2.1: Çeşitli dokuların ortalama HÜ değerleri

Resim 2.2: Bilgisayarlı tomografi cihazının temel bileşenleri

Resim 2.3: Dört farklı çift enerji tekniğinin şematik sunumu

Resim 2.4: Kardiyak BT siklusuna göre EKG’de sistol ve diyastol

Resim 2.5: Prospektif EKG-tetiklemeli kardiyak BT şeması

Resim 3.1: Aort kökü için ROI

Resim 3.2: LAD için ROI

Resim 3.3: CX için ROI

Resim 3.4: RCA için ROI

TABLolar VE GRAFİKLER

Tablo 3.1.:	Kontrast protokol grupları
Tablo 3.2.:	Çift enerjili kardiyak BT uygulama parametreleri
Tablo 4.1.:	Kontrast protokol gruplarına göre hastaların genel özellikleri
Tablo 4.2.:	Grup 1’de poli ve monoenerjetik görüntülerde HÜ, SGO ve KGO analizi
Tablo 4.3.:	Grup 2’de poli ve monoenerjetik görüntülerde HÜ, SGO ve KGO analizi
Tablo 4.4.:	Grup 3’te poli ve monoenerjetik görüntülerde HÜ, SGO ve KGO analizi
Tablo 4.5.:	Grup 4’te poli ve monoenerjetik görüntülerde HÜ, SGO ve KGO analizi
Grafik 4.1.:	Aortta tüm enerji değerlerinde kontrast protokol gruplarına göre HÜ değerlerinin dağılımı
Grafik 4.2.:	Aortta tüm enerji değerlerinde gürültü değerlerinin dağılımı
Grafik 4.3.:	LAD’de tüm enerji değerlerinde kontrast protokol gruplarına göre HÜ değerlerinin dağılımı
Grafik 4.4.:	CX’de tüm enerji değerlerinde kontrast protokol gruplarına göre HÜ değerlerinin dağılımı
Grafik 4.5.:	RCA’da tüm enerji değerlerinde kontrast protokol gruplarına göre HÜ değerlerinin dağılımı
Grafik 4.6.:	LAD’de tüm enerji değerlerinde kontrast protokol gruplarına göre SGO değerlerinin dağılımı
Grafik 4.7.:	CX’de tüm enerji değerlerinde kontrast protokol gruplarına göre SGO değerlerinin dağılımı
Grafik 4.8.:	RCA’da tüm enerji değerlerinde kontrast protokol gruplarına göre SGO değerlerinin dağılımı
Grafik 4.9.:	LAD’de tüm enerji değerlerinde kontrast protokol gruplarına göre KGO değerlerinin dağılımı
Grafik 4.10.:	CX’de tüm enerji değerlerinde kontrast protokol gruplarına göre KGO değerlerinin dağılımı

- Grafik 4.11.:** RCA'da tüm enerji değerlerinde kontrast protokol gruplarına göre KGO değerlerinin dağılımı
- Grafik 4.12.:** LAD'de 40-60 keV düzeylerinde kontrast protokol gruplarına göre HÜ değerlerinin dağılımı
- Grafik 4.13.:** CX'de 40-60 keV düzeylerinde kontrast protokol gruplarına göre HÜ değerlerinin dağılımı
- Grafik 4.14.:** RCA'da 40-60 keV düzeylerinde kontrast protokol gruplarına göre HÜ değerlerinin dağılımı
- Grafik 4.15.:** LAD'de 40-60 keV düzeylerinde kontrast protokol gruplarına göre SGO değerlerinin dağılımı
- Grafik 4.16.:** CX'de 40-60 keV düzeylerinde kontrast protokol gruplarına göre SGO değerlerinin dağılımı
- Grafik 4.17.:** RCA'da 40-60 keV düzeylerinde kontrast protokol gruplarına göre SGO değerlerinin dağılımı
- Grafik 4.18.:** LAD'de 40-60 keV düzeylerinde kontrast protokol gruplarına göre KGO değerlerinin dağılımı
- Grafik 4.19.:** CX'de 40-60 keV düzeylerinde kontrast protokol gruplarına göre KGO değerlerinin dağılımı
- Grafik 4.20.:** RCA'da 40-60 keV düzeylerinde kontrast protokol gruplarına göre KGO değerlerinin dağılımı

1. GİRİŞ

Kardiyak bilgisayarlı tomografi (BT) koroner arter hastalığının non invaziv değerlendirmesinde en sık kullanılan yöntem haline gelmiştir (1). Göğüs ağrısı bulunan ve koroner arter hastalığı için düşük-orta risk grubundaki hastalarda kardiyak BT'nin duyarlılığı ve negatif kestirim değeri yüksektir (2). Öte yandan, bilgisayarlı tomografi incelemelerinde iyonizan radyasyon etkilenimi dikkate alınması gereken bir sorundur. Yaygınlaşan BT incelemelerinde kontrast madde kullanımının artması, kontrast madde ilişkili nefropati (KİN) endişesini de özellikle böbrek fonksiyonu bozuk olan ve/veya kardiyopulmoner dekompanseasyonu bulunan hastalarda artırmaktadır. Klinik uygulamalarda, mümkün olan en düşük miktarda kontrast madde ve radyasyon dozuyla optimal görüntü kalitesini elde edebilmenin önemi büyüktür.

Kardiyak BT incelemelerinde diğer tüm BT çekimlerinde olduğu gibi, optimal görüntü kalitesine ulaşılması hem tanısal değerlendirmenin doğruluğu hem de uygulanması gereken tedavinin gecikmemesi açısından önem taşır. Bununla birlikte, görüntü kalitesi uygulanan tekniğin parametrelerine ve hastayla ilişkili faktörlere bağlı değişiklik gösterir. Literatürde görüntü kalitesini optimize edebilmeye yönelik çalışmalar bulunsa da koroner arter hastalığına sıklıkla eşlik edebilen diyabetes mellitus (DM), obezite, kronik böbrek hastalığı (KBH), kronik obstrüktif akciğer hastalığı (KOAH) gibi komorbid durumlar tek bir çekim protokolünün standardizasyonunu olanaksız kılmaktadır (1-7).

Son yıllarda, çift enerjili BT adı verilen ve farklı enerji düzeylerindeki iki X-ışını spektrumu kullanılarak görüntü elde edilen teknoloji kontrast madde protokollerinin optimizasyonunda yaygın olarak kullanılır hale gelmiştir (1,8).

Bu çalışmada amacımız, çift enerjili kardiyak BT kullanılarak farklı kontrast madde dozu ve injeksiyon hızı ile uygulanmış protokollerin görüntü kalitesini karşılaştırmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Bilgisayarlı Tomografi

2.1.1. Genel bilgiler

Tomografi adını Yunanca tomos (dilim) ve graphia (yazı veya görüntü ile tanımlama) kelimelerinin birleşiminden alan, demet haline getirilmiş X-ışınları kullanılarak incelenen cismin kesitsel görüntüsünün oluşturulması ilkesine dayanan bir görüntüleme yöntemidir (9). Bilgisayarlı tomografi (BT) terimi ilk olarak 1970'lerin başında kullanılmıştır ve "bilgisayarlı" terimi bilgisayarların bu teknolojinin gelişimindeki anahtar rolüne vurgu yapmaktadır. Yıllar içerisinde gelişimini sürdüren BT basit transvers düzlem görüntülemesinden vücudun üç boyutlu temsilini sağlayan üst düzey bir teknolojiye evrilmiştir.

X-ışınları farklı dokulardan geçerken farklı miktarlarda zayıflamaya uğrarlar. Zayıflama X-ışını demetindeki yoğunluğun içinden geçtiği obje tarafından azaltılma derecesidir ve zayıflamış X-ışınları dedektörler tarafından toplanarak sayısal verilere çevrilir. Bilgisayarlı tomografi görüntüsü 256x256, 512x512 veya 1024x1024 pikseli matris üzerinde elde edilebilir. BT'de her bir pikselin dansite değerini -BT sayısını ifade etmek için BT'nin kaşifi olarak kabul edilen Godfrey Hounsfield'in onuruna Hounsfield ünitesi (HÜ) kullanılır. Suyun BT numarası her zaman sıfırdır. Bir dokunun BT numarası o dokunun ve suyun atenüasyon katsayılarını içeren bir denklemle ifade edildiğinden ve bu atenüasyon katsayıları foton enerjisine (keV) bağlı olduğundan tüp voltajı ve uygulanan filtrasyon tarafından belirlenir (10). BT numaraları sıklıkla -1024 ile 3071 aralığındadır (4096 gri tonu) ancak bu değerler üreticiler arasında değişkenlik gösterebilir (Resim 2.1).

Doku	Dansite (g/cm ³)	Ortalama HU değeri
Yağ	0.92	-90
Beyaz cevher	1.03	30
Gri cevher	1.04	40
Kas	1.06	50
Kortikal kemik	1.8	1,000+

Resim 2.1: Çeşitli dokuların ortalama HÜ değerleri

2.1.2. Donanım

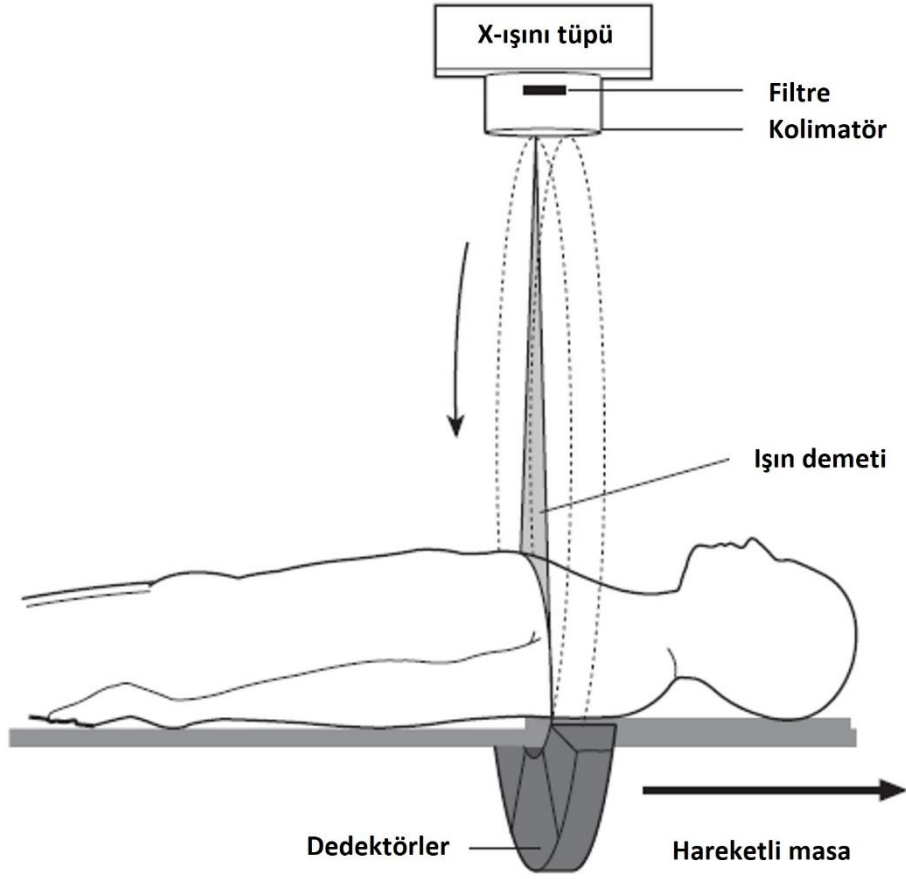
Standart bir BT cihazı gantrinin çevresindeki X ışını tüpü, filtre, kolimatör, dedektörler ve hareketli masadan oluşur (Resim 2.2).

Tipik olarak tüp voltajı 120 kV olsa da 70-140 kV arasında çeşitli değerler uygulanabilir. X-ışını tüpleri uzun süreler boyunca gerektiğinde 1000 miliamper (mA) gibi yüksek düzeylerde çalışabilmelidir. Tüp hasta etrafında döndükçe taranan anatomik bölgeye göre akımının otomatik olarak değiştirilebilmesi mümkündür. Örneğin X-ışınlarının kat etmesi için daha kalın bir bölge taranıyorken tüp akımı artar. X-ışını tüpünün anot-katod aksı görüntüleme düzlemine dik olarak konumlanmıştır.

X-ışını demetini filtrelemek için günümüzde tipik olarak 6 mm kalınlıklı alüminyum kullanılır. Merkezde daha homojen bir ışın demeti elde edilmesi amacıyla, filtreler ortası daha ince “papyon” şekilli de olabilmektedir.

Kolimasyon basitçe kaynaktan çıkan X-ışınlarının incelenecek alanın tamamını kapsayacak bir demet haline getirilmesi olarak tanımlanabilir. Kolimatörler tipik olarak X-ışını tüpünde bulunur ve tek sıra dedektörlü sistemlerde ayrıca kesit kalınlığını da belirler.

Dedektörler hastayı penetre eden ışınların radyasyon dansitesini ölçen bileşenlerdir. Uzaysal çözünürlüğün yeterince yüksek olabilmesi için dedektörler yeterince küçük olmalıdır. Solid dedektörlerde en sık kullanılan materyal kadmiyum tungstatır ($CdWO_4$). Tek kesitli BT cihazları aksiyel düzlemde dizilmiş aşağı yukarı 800 dedektörden oluşur ve X-ışını tüpünün bir tam turu ile ancak bir kesit alınabilir. Çok kesitli (multidedektör) BT cihazlarında tüpün bir tam turu ile çok sayıda görüntü kesiti elde edebilir. Örneğin 64 kesitli bir BT 0.6 mm kalınlıklı 64 sıra dedektör dizisi içerir ve 64 x 0.6 mm’lik (40 mm) alanı kapsayan X-ışını demeti oluşur.



Resim 2.2: Bilgisayarlı tomografi cihazının temel bileşenleri (9)

2.1.3. BT nesilleri

Nesil ifadesi X-ışını tüpü ve dedektör tasarımlarındaki geometrik farklılıkları dikkate alır.

Birinci nesil BT’de X-ışını tüpü ve tek dedektör bulunur. Taranan düzlemdeki kesitin tamamı ışınlanana dek tüpün ve dedektörün yatay hareketi sonrası her ikisi de 1 derece döndürülür ve toplamda 180 derecelik dönüş sağlanana dek tarama devam eder.

İkinci nesilde birbirlerine çeşitli açılarda yerleştirilen tek kesit dedektörler ile yelpaze şekilli ışın demeti kullanılarak tarama süresinin kısaltılması hedeflenmiştir. İlk ve ikinci nesil BT’ler “dön-tara-dön-tara...” prensibiyle çalışır.

Üçüncü nesilde hasta kesitinin tamamını kapsayacak geniş bir ark şeklinde tek kesit yerleşen çok sayıda küçük dedektör sayesinde yatay ekseninde tarama ihtiyacı ortadan kalkmış ve tüp-dedektör ikilisinin eş zamanlı bir tam tur dönüşüyle kesitler elde edilmeye başlanmıştır. Bir sonraki kesit için gantri içinde masanın tarama

düzleminde yer değiştirmesinin ardından süreç tekrarlanır ve inceleme tamamlanana dek devam eder.

Dördüncü nesilde hastayı tek kesitte 360 derece çevreleyen dedektörler sabitken yalnızca yelpaze şekilli X-ışını demeti oluşturan tüp hasta kesitinin tamamını kapsayacak şekilde döner.

Beşinci nesil elektron demeti tomografisidir ve elektron tabancasından çıkıp sabit anoda doğru yönlendirilen elektron demeti hastayı geçerek sabit dedektörlere ulaşır. Kardiyak görüntüleme için geliştirilmiş ancak yaygınlaşmamıştır.

Altıncı nesilde tüp-dedektör sistemi sürekli dönüş halindeyken masa da gantri içinde sabit hızla hareket eder. Bu nesil günümüzde spiral (helikal) BT ismiyle yaygınlaşmıştır.

Günümüzde en yaygın kullanımda olan yedinci nesil ise çok kesitli BT (ÇKBT) olarak da bilinir. Diğer tüm nesillardan farklı olarak dedektörler birden fazla sırada dizildiğinden yelpaze şekilli değil de konik ışın demetiyle tarama yapılır. Aynı anda daha fazla kesit alınabilmesi ve haliyle daha geniş alanın taranabilmesine olanak tanınmasıyla inceleme süresini dramatik olarak kısaltırken hastanın radyasyon etkileniminin de önemli ölçüde azalmasını sağlamıştır (11). Taranan hasta düzlemine paralel olarak yerleşen çok sıralı dedektörlerin genişlikleri değiştirilerek kesit kalınlığı da ayarlanabilir.

Düz panel BT bir diğer görece yeni sayılabilecek uygulama olup çok sıra dedektör yerine geniş alan dedektörü kullanarak X-ışını tüpünün tek dönüşüyle ilgilenilen tüm alanın taranabildiği bir yöntemdir. Floroskopik incelemelere fırsat tanır ancak görüntüleme daha fazla zaman aldığından rutin klinik kullanımı girişimsel ve intraoperatif uygulamalarla sınırlıdır.

2.2. Çift enerjili BT

2.2.1. Genel bilgiler

Bilgisayarlı tomografide elementer yapıları oldukça farklı dokular birbirine yakın hatta birbiriyle aynı BT dansitesine (HÜ değeri) sahip olabildiğinden birbirlerinden ayırt edilmeleri oldukça güçleşebilmektedir. Bunun klasik örneği kalsifik plak ile iyotlu kontrast madde içeren damarın ayrımında karşımıza çıkar. Ek olarak, kontrastlanma özelliği değerlendirilmek istenen bir lezyon veya dokunun ortalama BT değeri sadece iyota bağlı kontrastlanmayı değil, o dokunun kendi dansite değerini de içerdüğinden

ayrım iyice zorlaşır. Bu zorlukların nedeni vokselde ölçülen BT değerinin dokunun fiziksel dansitesi ve dokuyla etkileşen fotonların enerjilerinin bir fonksiyonu olan ancak dokuya da özgü olmayan lineer atenüasyon katsayısıyla (LAK) ilişkili olmasıdır (8). Belirli bir enerji düzeyinde farklı iki dokunun LAK'ı aynı olabilir ve bu da o enerji düzeyinde bu dokuların ayrımlarını imkansız kılar.

Çift enerjili BT'de dokular ikinci bir enerji düzeyindeki X-ışınlarıyla da görüntülenir ve birbirlerinden ayrılmaları mümkün hale gelir. Örneğin 100 keV ile yapılan görüntüleme kemik ve iyot için LAK aynı olacak ve bu iki materyal birbirinden ayıramayacakken ek olarak 50 keV gibi ikinci bir enerji düzeyinde görüntüleme yapılarak ayrımları sağlanabilir. Medikal X-ışını tüpleri yalnızca polienerjetik spektrum (birden fazla enerji düzeyinde ışının bir arada bulunması) üretebilse de temel prensip budur. Çift enerjili ile farklı materyallerin ayrılabilceği prensibini ilk olarak 1973 yılında Godfrey Hounsfield öne sürmüştür.

Farklı teknik yaklaşımlar ile çift enerjili verisinin elde edilebilmesi mümkündür. Bunların günümüzde en yaygın olarak kullanılanları hızlı voltaj değişim tekniği, çift X-ışını kaynağı kullanılan teknik ve farklı voltajlara duyarlı çift katman dedektör kullanılan tekniktir.

Çift enerjili BT'nin önemli klinik kullanımları arasında perfüzyon analizi için iyot haritası oluşturma, sanal kontrastsız görüntüleme, sanal kalsiyumsuz görüntüleme, sanal monoenerjetik görüntüleme yer alır (12). Tüm bu uygulamalar farklı çift enerjili teknikleri kullanılarak elde edilebilmektedir.

2.2.2. Fizik prensipleri

Tamamsal enerji aralığındaki X-ışını fotonları düşünüldüğünde dokular ile etkileşimleri temel olarak iki prensiple ilişkilidir: fotoelektrik etki ve Compton etkisi (13–15). Fotoelektrik etki olasılığına foton enerjisi ve dokunun atom numarası etki ederken Compton etkisi foton enerjisinden bağımsızdır.

Bir atomun en iç tabakasındaki (K tabakası) elektron, bağlanma enerjisine eşit ya da ondan hafifçe daha yüksek enerjili bir foton tarafından koparılır (fotoelektron oluşumu) ve foton enerjisini yitirir. Bir dış tabakadaki (L tabakası) elektron iç tabakada boşalan yeri doldururken açığa karakteristik radyasyon çıkar. Bu fotoelektrik etkidir. Bir elektronun K tabakasındaki bağlanma enerjisi her atom için spesifiktir ve atom numarasıyla doğru orantılıdır. İşte fotoelektrik etki de ilgili dokunun K değerindeki

enerji düzeyindeki fotonlarla en fazlayken foton enerjisi arttıkça fotoelektrik etki olasılığı azalır.

Compton saçılmasında ise fotonlar bir atomun en dış tabakasındaki elektronlarla çarpıştıktan sonra enerjilerinin tamamını yitirmezler ve saçılırlar. Compton saçılması ihtimali atomun fiziksel dansitesi ve daha zayıf olarak foton enerjisiyle ilişkiliyken atom numarasından bağımsızdır.

Her bir voksele dahil olan tüm atomların ortalama atom numarasına efektif atom numarası (Z_{efektif}) adı verilir. Farklı atomlar içeren dokuların X-ışınları ile etkileşiminde BT numaralarını Z_{efektif} belirler. Böylece Çift enerjili BT’de iki farklı X-ışını spektrumundaki farklı atenuasyon değerleriyle dokular birbirinden ayrılabilir (15). Bu prensip sayesinde, K değerleri birbirlerininkinden yeterince ayrıştığı sürece farklı iki doku birbirlerinden rahatlıkla ayrılabilir ve harici tüm dokular bu ikilinin bir bileşimi olarak görüntülenecektir (13).

Bir dokunun farklı enerji düzeylerindeki X-ışınları ile farklı etkileşimleri o dokuya özgüdür. İyot, kalsiyum, ürik asit ve suyun çift enerjili BT oranı bilinir; bu oran bir materyalin düşük ve yüksek kilovolt enerji çifti düzeylerindeki BT numaralarının birbirine bölünmesiyle elde edilir (12). Örneğin, 80 ve 140 kVp düzeylerinde iyotlu kontrast maddenin oranı 2 (600 HÜ/300 HÜ) iken bu oran kemik için 1.5’tir (800 HÜ/533 HÜ). Bu oranların bilinmesiyle ilgili enerji düzeylerinde ilgili materyale ait sinyalin tamamen yok edilmesi bile mümkündür (bkz: sanal kontrastsız görüntüleme).

2.2.3. Farklı çift enerjili BT teknikleri

Tek bir foton kaynağının gantrinin bir dönüşünde 0.25 msn gibi oldukça kısa bir sürede iki farklı enerji düzeyindeki X-ışınları arasında geçişle karakterize hızlı pik-kilovolt değişimi tekniği 1980’lerde ilk kullanıldığında aynı zamanda ilk çift enerjili BT uygulamasıydı (8,12,15,16). Günümüzde General Electric (GE) firması tarafından Gemstone Spectral Imaging adı altında kullanılan bu çift enerji tekniğinde 80 ve 140 kV düzeylerinde iki enerji spektrumu söz konusudur. Veri setleri neredeyse aynı anda elde edildiğinden zamansal çözünürlük yüksektir. İki spektrum da aynı tüpten kaynaklandığından görüntülenen alan (“field of view: FOV”) homojendir.

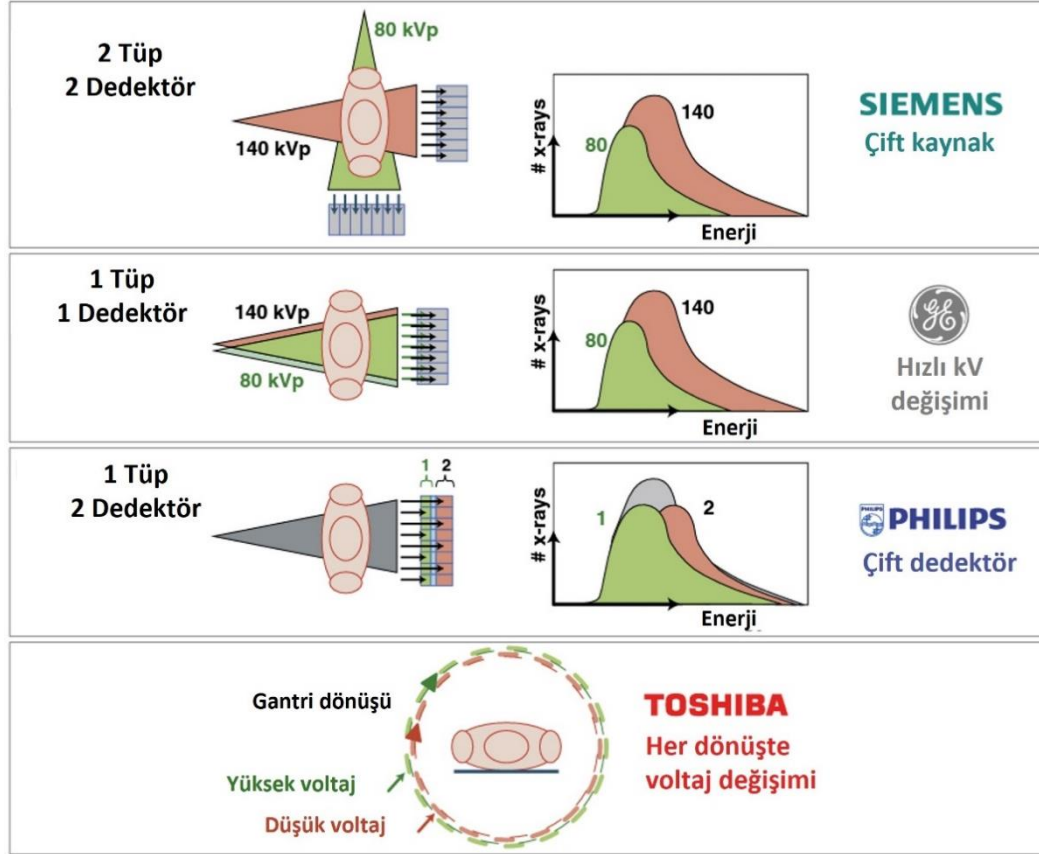
2000’li yıllarda uygulamaya giren çift kaynaklı çift enerjili BT tekniğinde birbirine 90 derece açıyla yerleştirilmiş ve farklı voltajlarda çalışacak iki X-ışını

tüpünün aynı zamanda kendilerine ait dedektörleri bulunur (8,12,15,17). Günümüzde Siemens firması tarafından kullanılan bu teknikte kaynaklar aynı anda çalıştırılabildiğinden ve gantri dönüşünün dörtte biri süresinde görüntü yakalanabildiğinden zamansal çözünürlük oldukça yüksektir. Gantrideki yer kısıtlılığından ötürü dedektörlerden bir tanesi tüm görüntüleme alanını (50 cm çapında) kapsarken diğeri yalnızca daha küçük (25 cm çapında) alanı tarayabilir.

Düşük ve yüksek enerjili fotonlar için farklı sintilasyon duyarlılığına sahip iki dedektör katmanından oluşan çift-katman dedektör çift enerjili BT tekniğinde düşük enerjili fotonlar yüzeyel katmanda soğrulurken bunu penetre eden yüksek enerjili fotonlar derin katman ile etkileşir (8,12,15,18). Günümüzde Philips firması tarafından kullanılan bu tekniğin avantajı her iki spektrumdaki veri setinin aynı anda işlenmesi ve çift enerji bilgisinin retrospektif olarak her tarama için mevcut olmasıdır.

Canon firması tarafından kullanılan çift enerji helikal tarama tekniğinde ise gantrinin her dönüşünde tek X-ışını tüpünden düşük ve yüksek enerjili foton spektrumları arasında geçiş yapılarak görüntüler elde edilir (13,15). Aynı kesitin iki farklı görüntülemesi bir tüp rotasyonu süresi dek gecikme gerektirdiğinden hareket artefaktları ve kontrast konsantrasyonunda ufak farklılıklar kaçınılmaz olabilmektedir.

Farklı üreticilerin çift enerjili BT tekniklerine ait temel özellikler Resim 2.3'te verilmiştir.



Resim 2.3: Dört farklı çift enerji tekniğinin şematik sunumu (13)

2.2.4. Spektral BT

Geleneksel BT dedektör sistemlerinde fotoelektronlar dedektördeki seramik sintilatörde enerjileriyle orantılı olarak sintilasyon ışığı oluşturur ve bu ışığın fotodiyotlar tarafından toplanıp elektrik akımına dönüştürülmesiyle dijital görüntü bilgisi elde edilir. Oldukça yeni bir teknoloji olan foton-sayma dedektörlerinde ise (spektral BT) yarı-iletken kadmiyum tellürit ile ayrılmış katot ve anot arasında elektron çiftleri oluşur ve elektrik akımı direkt olarak elde edilir. Bu teknolojiye her foton görüntü oluşumuna katkıda bulunur ve fotonlar enerji düzeylerine göre belirli eşik değerleri (ör. 25 keV, 50 keV, 75 keV...) geçtikçe farklı enerji düzeylerinde görüntüler oluşturulur. Basitleştirilecek olursa, çift enerjili BT’de iki farklı enerji düzeyinde görüntüleme yapılırken spektral BT’de çok sayıda enerji düzeyinde görüntü oluşturulur. Tüm fotonlar görüntü oluşumuna katkıda bulunduğu için elektronik gürültü oluşmaz. Dedektör piksellerinin geleneksel dedektörlere göre daha küçük boyutlu olması da aynı radyasyon dozunda daha yüksek uzaysal çözünürlük sağladığından foton-sayma teknolojisi koroner arterlerin değerlendirilmesinde büyük

avantaj sağlar (13,19). Klinik uygulamalarda tekniği gereği tüm incelemelerde spektral görüntü bilgisi sağlamasının yanında çift enerjili BT'nin sunduğu tüm uygulamaları daha yüksek uzaysal rezolüsyon ve daha az gürültüyle sunabilen bu teknoloji vücut kitle indeksi yüksek hastaların, koroner stentlerin, kulak gibi oldukça küçük anatomik yapılar içeren bölgelerin değerlendirilmesi için de idealdir (20,21).

2.3. Kardiyak BT

2.3.1. Genel bilgiler

Çok kesitli bilgisayarlı tomografinin (ÇKBT) özellikle de 64 ve üstü kesitli dedektör sayılarıyla yaygınlaşmasıyla hem uzaysal ve zamansal çözünürlüğün iyileştirilmesi hem de izotropik voksellerle görüntüleme mümkün hale gelmiştir (13,22). Bu cihazlarla artık kalp ve koroner arterler hareketten arındırılmış olarak görüntülenebilmektedir. Kardiyak BT veya koroner BT koroner arterlerin ve kalbin anatomisinin incelenebilmesi için geliştirilmiş olsa da güncel teknolojik gelişmeler sayesinde bunlardan çok daha fazlasının değerlendirilebilmesi mümkündür.

Kardiyak BT göğüs ağrısı olan ve koroner arter hastalığı (KAH) için düşük-orta risk profiline sahip hastaların değerlendirilmesi için yüksek duyarlılığı ve negatif kestirim değeriyle bugün altın standart noninvaziv görüntüleme yöntemidir (1–3,13,22,23). EKG'si normal veya non-diyagnostik olan hastalarda, kardiyak belirteçleri normal veya şüpheli olan hastalarda, bilinen kalp hastalığı olmayan bir hastada akut olmayan göğüs ağrısı varlığında, egzersiz yapamayan veya stres testi uygulanamayacak düşük-orta risk profilindeki hastalarda güvenle uygulanabilir. Ayrıca koroner arter veya diğer torasik damar anomalilerinin değerlendirilmesinde, koroner arter by-pass greftlerinin değerlendirilmesinde, koroner arter hastalığı için orta risk grubundaki bir hastanın non-kardiyak cerrahisi öncesi koroner arterlerinin değerlendirilmesinde, önceki incelemesi normal ancak semptomları yeni ortaya çıkan veya kötüleşen hastalarda da kardiyak BT endikasyonu vardır. Bununla birlikte, nefrotoksik kontrast madde ve radyasyon gereksinimi koroner BT kullanımına bir takım sınırlılıklar getirir. Standart bir koroner BT incelemesinde radyasyon dozu rutin kateter anjiyografiye göre daha yüksek olabilmektedir. Son yıllardaki teknolojik gelişmeler ışığında oluşturulan yeni koroner BT anjiyografi protokolleri sayesinde sub-miliSievert (mSv) düzeyine dek doz azaltımı yapılabilmektedir. Bu doz azaltım

teknikleri arasında prospektif “step-and-shoot” tarama tekniği, iteratif rekonstrüksiyon, yüksek pitch ile tarama gibi seçenekler yer alır (23).

2.3.2. Görüntü kalitesini etkileyen faktörler

2.3.2.1. Kontrast ve kontrast çözünürlüğü

Radyolojik kontrast (K) birbirine komşu alanlardaki sinyal farkıdır. Kontrast çözünürlüğü ise bir modalitenin komşu dokuların kontrastını ayırt edebilme yeteneğidir (9,24). Bilgisayarlı tomografide intrinsik kontrast rezolüsyonu yüksek değildir çünkü farklı dokuların X-ışını atenüasyonları arasındaki fark düşüktür. BT’de kontrast rezolüsyonunu artırmanın temel yolu iyotlu kontrast madde kullanımınıdır (25). İntravenöz kontrastın atenüasyonunun artırılması sağlanarak (ör. tüp voltajını azaltmak) ya da görüntüdeki gürültü azaltılarak (ör. tüp akımını artırmak) kontrast rezolüsyonu optimize edilebilir. Koroner BT’de kullanılan İV kontrast miktarı ve/veya injeksiyon hızının artırılması intravasküler atenüasyonunu artırır ancak nefrotoksisite riski göz önünde bulundurulmalıdır. Çok yüksek intravasküler kontrastlanmadan da kalsifik plakların saptanmasını güçleştirebileceğinden kaçınılmalıdır.

2.3.2.2. Gürültü

Gürültü, görüntülenen yapılarla ilişkisi olmayan ve tüm görüntüye dağılmış olarak gözlenen istenmeyen sinyal olarak tanımlanabilir. Gürültünün temel nedeni dedektörün farklı noktalarına, dolayısıyla her bir voksele ulaşan rastgele foton sayısının homojen olmamasıdır ve görüntüde granülasyon, beneklenme olarak temsil edilir. Görüntüyü oluşturan pikseller tarafından absorbe edilen ortalama foton sayısının M olduğu bir senaryoda, rastgele meydana gelen olaylardaki varyasyonun istatistiksel olarak ortalamasının karekökü olacağı dikkate alındığında görüntüdeki gürültü \sqrt{M} ile ifade edilebilir (9). Sıklıkla düşük radyasyon dozlarında görüntüleme yapıldığında belirgindir. Tüp akımı ve voltajı artırılarak azaltılabilir ancak bu girişimlerin radyasyon dozunu artıracığı da unutulmamalıdır (24). Gürültü kavramı, sinyal-gürültü oranı (SGO) ve kontrast-gürültü oranı (KGO) gibi koroner BT’de görüntü kalitesini belirleyen temel diğer kavramların anlaşılmasında oldukça kritiktir.

2.3.2.3. Sinyal-gürültü oranı (SGO)

Radyolojik görüntüdeki kaliteden bahsederken tek başına gürültüden ziyade sinyal-gürültü oranından bahsedilir ve anatomik yapıdan ölçülen gerçek sinyalin (BT numarası veya HÜ) görüntüdeki gürültüye oranı olarak tanımlanabilir. Tüp akımının

artırılmasıyla gürültü azalacağından sinyal-gürültü oranı da artar. BT’de sinyali artıran kontrast madde uygulaması veya tüp akım voltajının azaltılması da bu oranı artırır. Koroner BT’de her koroner arter için ($K_{\text{koroner}}/\text{gürültü}$) formülüyle hesaplanabilir.

2.3.2.4. Kontrast-gürültü oranı (KGO)

Kontrastın artırılması veya gürültünün azaltılmasıyla farklı yapıların birbirinden daha kolay ayrılması sağlanabilse de bu ayrımı belirleyen yalnızca kontrast veya gürültü değildir. Görüntülenmek istenen alandaki dokular arası kontrastın gürültüye oranı, kontrast-gürültü oranı, görüntü kalitesinin rölatif bir belirleyicisidir (24). Dolayısıyla kontrastı artıran ve/veya gürültüyü azaltan her müdahale bu oranı artıracak ve dolayısıyla da görüntü kalitesi artacaktır. Koroner BT yapılırken koroner arterler ile epikardiyal yağ dokusu arasındaki kontrast farkının görüntüdeki gürültüye oranı [$(K_{\text{koroner arter}} - K_{\text{epikard}})/\text{gürültü}$] kullanılır çünkü belirli istisnai durumlar haricinde koroner arterleri çevreleyen ve dolayısıyla aralarında kontrast farkının en önemli olacağı doku epikardiyal yağ dokusudur.

2.3.2.5. Uzaysal çözünürlük

Kontrast dokuların daha büyük ölçekte ayrımıyla alakalı bir kavramken küçük detayları görebilmek uzaysal çözünürlükle ilgilidir (9). Tanım olarak, farklı dansitede ve birbirine yakın yerleşimli iki yapının birbirinden ayrılabilmesi şeklinde ifade edilebilir ve yüksek uzaysal rezolüsyon yüksek görüntü kalitesi demektir. Koroner BT’de uzaysal çözünürlük oldukça yüksektir ve bu modalitenin en güçlü yanını oluşturur (25). Z düzleminde 0.5-0.625 mm çözünürlüğe sahip olan BT cihazları ile 0.5x0.5 mm’lik matriksler kullanıldığında izotropik vokseller elde edilir ve bu düzgün çok düzlemli rekonstrüksiyonlar oluşturabilmek için şarttır. Çok kesitli BT’lere göre daha yüksek uzaysal çözünürlük sunan düz-panel BT neslinde zamansal çözünürlüğün oldukça düşük olması kullanımını kısıtlamaktadır.

2.3.2.6. Zamansal çözünürlük

Zamansal çözünürlük hızlı hareketli objelerin yakalanarak görüntülenebilmesi yeteneğidir ve bir kameranın deklanşör hız performansına benzetilebilir (25). Birçok vücut bölgesinde organların hareketsizliğinden veya istemli hareketin durdurulabilmesinden ötürü önemsiz olsa da kardiyak BT’de, özellikle de yalnızca intrinsik kardiyak hareketin minimal olduğu anlarda görüntülenebilen koroner arterler değerlendirilmek istenirken hayati öneme sahiptir. Diyastol ortası (diyastaz) ve sistol

sonu (izovolümetrik relaksasyon) kalbin görece hareketsiz olduğu (koroner arter hareketinin 1 mm'den az olması şeklinde tanımlanabilir) periyotlardır ve buralarda elde edilen rekonstrüksiyonlar ile daha yüksek görüntü kalitesi elde edilebilir.

2.3.3. Doz ve doz ile ilişkili kavramlar

Radyasyon için doz kavramı ilaçlardan bahsederken kullanılan doz kavramından oldukça farklıdır. Radyasyon dozu ifadesi tek bir antite değildir; farklı ölçümleri ve birimleri olan karmaşık bir konudur.

Absorbe edilen doz iyonizan radyasyonun ışınlanan maddeye kütlesi başına depoladığı enerji miktarıdır (11,26). Birimi kilogram başına joule (J) için belirlenmiş olan gray (Gy)'dir: $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg} = 100 \text{ rad}$. Olası biyolojik etkileri ifade etmek için uygun bir gösterge değildir. Ör. aynı enerji düzeyindeki alfa parçacık radyasyonu foton radyasyonundan çok daha fazla biyolojik etki oluşturacaktır.

Eşdeğer doz farklı radyasyon türlerinin biyolojik hasar oluşturma potansiyellerine göre sahip oldukları radyasyon ağırlık faktörleriyle soğrulan dozun çarpımıdır. Birimi kilogram başına joule için belirlenmiş olan sievert (Sv), geleneksel birimi ise rem'dir: $1 \text{ Sv} = 1 \text{ J/kg} = 100 \text{ rem}$.

Efektif doz biyolojik dokuların iyonizan radyasyon duyarlılığına göre sahip oldukları doku ağırlık faktörleriyle eşdeğer dozun çarpımıdır (11,26). Birimi eşdeğer doz ile aynıdır (Sv ve rem). Basitçe, bir hastanın X-ışını incelemesinde ne kadar radyasyon aldığını belirleyen temel kavramdır.

Toparlanacak olursa, *absorbe edilen doz* iyonizan radyasyonun dokuya aktardığı enerjiyi (Gy); *eşdeğer doz* bu enerjinin biyolojik hasar oluşturma potansiyelini (Sv); *efektif doz* ise dokuların radyasyon duyarlılıklarına göre enerjinin dokuda oluşturduğu riski (Sv) gösterir (11).

Bilgisayarlı tomografi tıbbi görüntüleme radyasyon dozu en yüksek olan incelemelerden birisidir. Kendine has geometrik prensiplerinden ötürü de radyasyon dozu konusunda spesifik parametrelere sahiptir.

Pitch gantrinin bir dönüşünde sedyenin ilerleme mesafesinin kolime edilmiş X-ışını demetinin kalınlığına (tek kesit dedektörlü cihazlarda kesit kalınlığı) oranıdır ve hastanın aldığı radyasyon dozu üzerinde direkt etkilidir (26,27). Spiral taramada ışın demeti hasta çevresinde helikal olarak dönüş yapar ve bu dönüş esnasında hastanın gantriden ne kadar hızlı geçtiğini gösteren bir kavramdır. Pitch arttıkça inceleme süresi

kısalır, birim başına düşen foton sayısı azalacağından görüntü kalitesi azalır, hastanın aldığı radyasyon dozu düşer. Pitch 1'den az olduğunda ise ardışık X-ışını demetleri üst üste bineceğinden çakışma olur, inceleme süresi uzar ve hasta dozu artar. 320 ve üstü kesitli BT cihazlarında kalbin tamamı gantrinin tek bir dönüşü süresinde bile görüntülenebileceğinden masa hareketi gerekmez ve pitch kavramından söz edilmez. Çift-kaynak çift enerji tekniği kullanıldığında ise birim zamanda toplanan veri iki katına çıkacağından pitch artırılarak hastanın alacağı radyasyon daha da azaltılabilir.

BT doz indeksi ("CT dose index, CTDI") gantrinin bir dönüşünde birim mesafeye düşen dozu ifade eder. Taranacak alanın uzunluğuyla BT doz indeksinin çarpımı *doz-uzunluk çarpımını ("dose length product, DLP")* verir.

Bilgisayarlı tomografide *efektif doz* hesaplanırken hastanın erişkin ya da çocuk oluşuna ve görüntülenen anatomik bölgeye göre belirlenmiş çevrim katsayıları vardır. Kardiyak BT'de rutin klinik uygulamalar için önerilen çevrim katsayısı tüm toraks görüntülemelerinde olduğu gibi 0.014 mSv/mGy.cm iken son yıllarda koroner görüntüleme de efektif dozun daha yüksek olduğunu ve çevrim katsayısı olarak 0.026 mSv/mGy.cm değerinin kullanılması gerektiğini gösteren çalışmalar mevcuttur (28,29).

Radyasyon dozunu belirleyen faktörler X-ışını enerjisi (kV), tüp akımı (mAs), incelemenin süresi, kesit kalınlığı, görüntülenen alanın/objenin kalınlığı, pitch ve tüp akım modülasyonu gibi doz azaltıcı yöntemler şeklinde toparlanabilir.

2.3.4. Kardiyak BT teknikleri

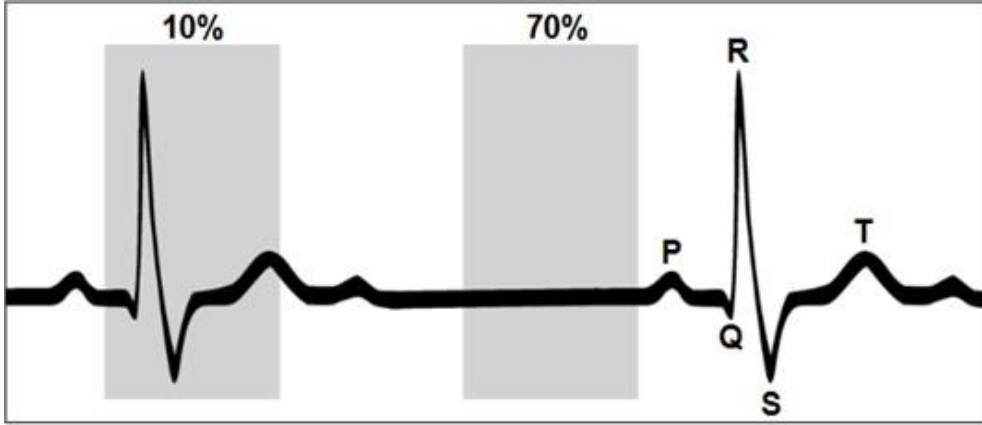
Yüksek uzaysal ve zamansal çözünürlük ortak noktalarıyla birlikte farklı kardiyak BT teknikleri farklı avantaj ve dezavantajlara sahiptir. X-ışınları kullanılarak yapılabilecek en uğraştırıcı incelemelerin başında gelen kardiyak BT ile adeta BT cihazlarının sınırları zorlanmakta ve teknolojik gelişmelerle her gün konvansiyonel anatomik değerlendirmelerden daha fazlasının elde edilebilmesi amaçlanmaktadır.

Seçilecek teknik ne olursa olsun amaç kardiyak hareketten arınmış bir görüntü elde etmektir.

Tek X-ışını tüpüyle yapılan kardiyak BT'de zamansal çözünürlük gantri rotasyon süresinin (~270 ms) yarısı iken çift-kaynak çift enerjili BT'de bu süre gantri dönüş süresinin dörtte birine iner. Tüm bunlara rağmen kardiyak hareketin "dondurulabilmesi" için gereken süre 50 ms'nin de altında olduğundan EKG

tetiklemeli görüntüleme ile hem zamansal rezolüsyonun geliştirilmesi hem de harekete bağlı artefaktların en aza indirilmesi amaçlanmıştır (30).

EKG üzerinde kalp siklusu tarif edilecek olursa P-R aralığı atriyum sistolünü, QRS-T kompleksi ise ventrikül sistolünü temsil eder ve T dalgasının bitişiyle bir sonraki P dalgası arasında ventriküller diyastoldedir. EKG-tetiklemeli BT cihazları R piklerini tanıyabilir ve R-R aralığı bir siklus olarak kabul edilir (27,30). Bu siklus yüzde skalasına yerleştirilecek olursa eğer sistol sonu izovolümetrik relaksasyon periyodu ortalama %30-40, diyastaz-diyastol sonu ise %70'ine denk gelir ve bu aralıklar kardiyak görüntüleme için en ideal hareketsizliği sağlar (Resim 2.4). Kalp hızı arttığında diyastol sistolden daha fazla kısalacağı için taşikardik hastalarda eğer hız kontrolü sağlanamıyorsa sistol sonu rekonstrüksiyonları daha kaliteli görüntü sağlayabilir.



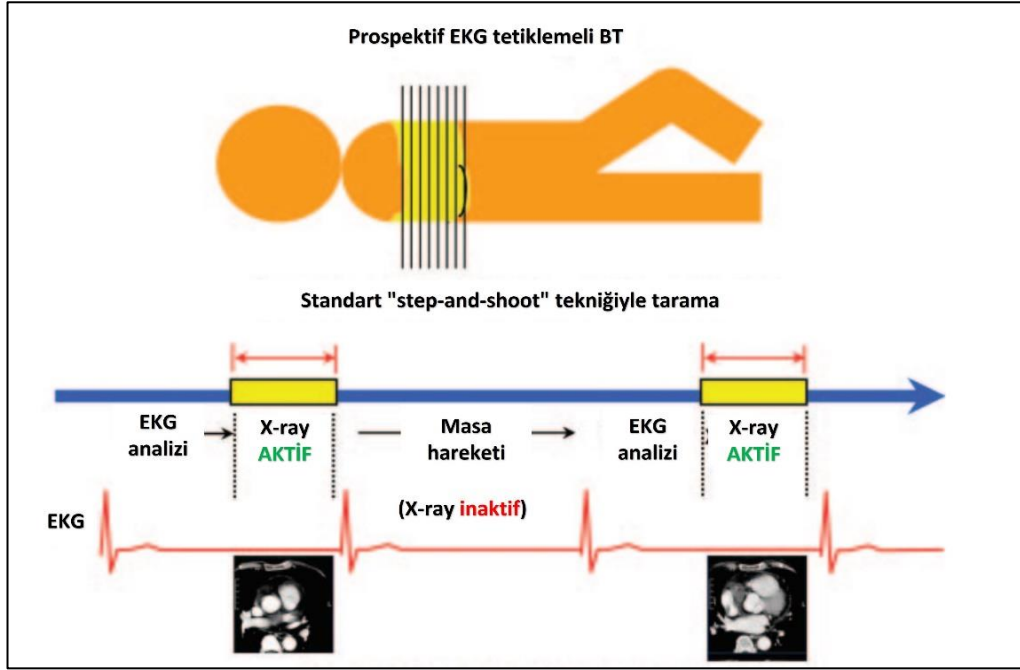
Resim 2.4: Kardiyak BT siklusuna göre EKG'de sistol ve diyastol (30)

2.3.4.1. Prospektif EKG-tetiklemeli

BT cihazı X-ışını tüpü inaktif halde EKG'yi takip eder ve her R dalgasından sonraki belirlenmiş bir sürede, genellikle de diyastol ortasında, oldukça kısa süreli bir tarama yaparak görüntü oluşturur. Gantrinin her ilerleyişinde bu aşama tekrarlanır. Bu nedenle bu teknik “step-and-shoot” olarak da bilinir. Görüntünün alındığı çok kısa pencere haricinde X-ışını tüpü kapalı olduğundan radyasyon dozunun önemli ölçüde azaltılabilmesi en önemli avantajıdır (Resim 2.5).

Kardiyak siklusun yalnızca kısa bir bölümünde görüntüleme yapıldığından fonksiyonel bilgi edinilmesi söz konusu değildir. Bu tekniğin bir diğer dezavantajı, cihaz R-R aralıklarının düzenli olduğunu varsayarak tarama yaptığından aritmi

varlığında istenilenden daha erken veya geç oluşturulmuş görüntüde hareket artefaktlarının kaçınılmaz olmasıdır.



Resim 2.5: Prospektif EKG-tetiklemeli kardiyak BT şeması (27)

2.3.4.2. Retrospektif EKG-tetiklemeli

Bu modda X-ışını tüpü devamlı olarak aktiftir ve gantri spiral modda hareket ederken EKG sinyalleri de cihaz tarafından sürekli olarak toplanır. Kalp siklusuna ait bilgiler görüntü oluşturulurken kullanıldığından yani EKG bilgisi retrospektif olarak görüntüyle birleştirildiğinden bu ismi almıştır. Tüm siklus boyunca kalbin tamamı görüntülenmiş olduğundan fonksiyonel bilgi de toplanması gibi bir avantaja sahiptir. Dolayısıyla fonksiyonel değerlendirme gereken ancak herhangi bir sebepten MR uygulanamayan hastalarda bu tekniğe başvurulabilir. Ek olarak, aritmi varlığında aynı alana ait farklı siklus periyotlarından edinilmiş bilgileri rekonstrükte edebilme imkanı vermesiyle artefaktlarla başa çıkılabilir. Bununla birlikte, hasta sürekli ışınlandığından prospektif tekniğe göre radyasyon dozu çok daha yüksektir.

EKG-kontrollü tüp akım modülasyonu yöntemi ile retrospektif incelemelerde hasta dozunun azaltılması sağlanabilir (23). Bu yöntemde yüksek tüp akımı yalnızca koroner arterlerin görüntülenmeye uygun olduğu kısa bir aralıkta uygulanır (sıklıkla diyastol ortası), görüntü rekonstrüksiyonunda kullanılmayacak diğer fazlarda tüp akımı oldukça düşük tutulur. Radyasyon dozu standart retrospektif yöntemine göre

yarıya yakın azaltılabilse de yeterince düşük kalp hızı ve düzenli ritm gerektirmesi kullanımını kısıtlamaktadır.

2.3.4.3. Yüksek pitch ile prospektif EKG-tetiklemeli (FLASH)

Çift kaynak X-ışını kullanılarak kalbin tamamının tek bir kardiyak siklusta (250 ms) görüntülenmesini sağlayan yeni bir yöntemdir. Pitch değeri genellikle >3 olduğundan inceleme oldukça hızlıdır ve elde edilen görüntülerden zamansal rezolüsyonu oldukça iyi rekonstrüksiyonlar oluşturulabilir. Yine yüksek pitch değerinden dolayı kesitlerin üstüste binmesi söz konusu değildir ve radyasyon dozunda da dramatik düşüş sağlar. Siemens markasının çift kaynaklı cihaz modelinden (Siemens Definition Flash, Siemens Healthcare, Forchheim, Germany) adını alan bu teknik ile oldukça kısa sürede, görüntü kalitesinden ödün vermeden ve radyasyon dozu çok düşük incelemeler yapılabilir (31).

2.3.5. Kontrast injeksiyonu

Koroner arter atenüasyonu tanısal performansın direkt belirleyicisidir. Yüksek iyot akışının sağlanabilmesi koroner arterlerde maksimal kontrastlanma için gerekli ve oldukça önemlidir. İdeal bir injeksiyon protokolü yeterli ve tüm koroner arterlerde homojen kontrastlanma sağlayabilmeli, hastalar arasındaki atenüasyon farkını minimal tutabilmeli, kolay uygulanabilmeli, ucuz olmalı ve hasta konforunu bozmamalıdır (32).

Kardiyovasküler Bilgisayarlı Tomografi Cemiyeti ("SCCT") kontrast protokolünün belirlenmesinde çekim süresi ve hastanın fiziksel özelliklerinin dikkate alınmasını tavsiye eder (33). Bununla birlikte, kardiyak BT uygulamaları için standart bir takım parametreler mevcuttur. Tipik olarak kontrast madde hacmi 50-100 mL arasında ve yüksek iyot konsantrasyonlu olmalıdır (320-400 mgI/mL). Yüksek konsantrasyon sağlayabilmek için injeksiyon hızı da yüksek (en az 5 mL/sn) tutulmalı ancak kontrast ekstrevasyonu açısından dikkatli olunmalıdır. 10 saniyenin altındaki injeksiyon sürelerinin yeterli koroner kontrastlanmayı sağlamadığı, 20 saniyenin üstündeki sürelerde ise sağ kalpte oluşan artefaktların görüntü kalitesini bozduğu gösterilmiştir (34). Günümüzde tüm bu parametrelerin kolaylıkla değiştirilebildiği otomatik kontrast pompaları kullanılmaktadır. Kontrast maddeyi ve serum fizyolojisi içeren iki farklı pompa veya çift katmanlı tek pompa seçenekleri mevcuttur. Görüntülemenin endikasyonuna göre farklı injeksiyon protokolleri geliştirilmiştir.

Yalnızca koroner arterlerin görüntülenmesi isteniyorsa ve sağ kalp değerlendirmesine ihtiyaç duyulmuyorsa bifazik injeksiyon protokolü seçilir. İlk fazda saf kontrast madde 5-10 mL/s gibi yüksek hızlarla injekte edilir. Takip eden ikinci fazda ise benzer hızda ve ortalama 50 mL serum fizyolojik injeksiyonu yapılarak santral venlerin ve sağ atriyumun dens kontrasttan arınması sağlanır. Bu sayede yüksek kontrast madde varlığına bağlı artefaktlar engellenmiş olur. Bu protokol sağ kalp yapıları ile arasında yüksek kontrast oluşturacağından sağ koroner arterin değerlendirilmesinde idealdir. Dezavantajı ise sağ kalbe yönelik anatomik ve fonksiyonel değerlendirme yapılamamasıdır.

Trifazik injeksiyonda ise ilk fazda saf kontrast madde yüksek hızlarda injekte edilirken bunu değişen oranlarda kontrast-serum fizyolojik karışımı izler. Üçüncü fazda saf serum fizyolojik gönderilir ve santral venlerin dens kontrast ile dolu kalması engellenmiş olur. Sol kalp boşlukları ve koroner arterler yüksek atenüasyon gösterirken seyreltilmiş kontrast sağ kalp boşluklarını dolduracağından bu yöntem sağ kalbin değerlendirilmesine olanak sağlar.

2.4. Çift enerjili kardiyak BT

Tüm çift enerji uygulamalarında olduğu gibi kardiyak/koroner çift enerjili BT’de de ya tek X-ışını tüplü sistemler (hızlı pik voltaj değişimi, çift katman dedektör) ya da çift X-ışını tüplü sistemler (kaynak-dedektör çifti) kullanılır. Bu sistemlerin düşük ve yüksek enerjili veri setlerini elde etme ve işleme şekli farklıdır. Standart bir BT’de tek X-ışını tüpü ve tek dedektör kullanılarak en yüksek operatör tarafından belirlenen pik düzeyinde olacak şekilde (ör. 120 kVp) oldukça geniş spektrumlu bir foton demetiyle ışınlama yapılır, yani inceleme polikromatik/polienerjetiktir. Çift enerji teknolojisinin kullanıma girmesiyle *monokromatik/monoenerjetik* görüntüleme mümkün hale gelmiş ve bu yöntem ilk kez 1987’de denenmiştir (12,35). Bununla birlikte, tıbbi görüntülemelerde tek enerji düzeyinde X-ışını üretilmediğinden monoenerjetik görüntüler ancak hasta belirli enerji aralığındaki fotonlarla ışılandıktan sonra sanal (“virtual”) olarak oluşturulabilir. Dolayısıyla sanal monoenerjetik görüntülemelerde görüntünün belirli bir enerji düzeyinde nasıl görüneceği çıkarımı yapılmış olur. Sanal olarak düşük enerji düzeyinde atenüasyonu yüksek ancak gürültülü görüntüler, yüksek enerji düzeyinde ise gürültüden ve belirli artefaktlardan arındırılmış ancak düşük atenüasyonlu görüntüler elde edilmesi mümkündür.

Çift enerji kullanılarak kardiyak BT’de rutin anatomi ve koroner arter lümen değerlendirmesine ek olarak birçok ileri inceleme yapılabilmesi mümkündür.

2.4.1. Monokromatik (monoenerjetik) görüntüleme

Basitçe, “eğer tek bir enerji düzeyinde X-ışını üretilebilseydi görüntü nasıl olurdu?” sorusunun cevabıdır. Bu sorunun çift enerjili BT yapılarak cevaplanması çeşitli klinik senaryolarda oldukça fayda sağlayabilir. İyotlu kontrast madde kullanımı sonrası sanal olarak enerji düzeyini değiştirerek görüntünün kontrast rezolüsyonunu optimize edebilmek mümkündür. Düşük enerji fotoelektrik etki olasılığını, dolayısıyla da kontrastı artırır ancak görüntüdeki gürültü de artar. Gürültü optimizasyonlu monoenerjetik görüntüleme teknikleri (“VMI+”) geliştirilerek kontrasttan taviz vermeden bu sorunun üstesinden gelinmeye çalışılmıştır (36,37). Monoenerjetik görüntüleme ile koroner arterler değerlendirilebileceği gibi karotid arterler (38), pulmoner arterler (39), abdominal aort ve alt ekstremitte arterleri (40,41), venöz sistem (42,43) değerlendirilebilir. Bu yöntemin neoplastik dokunun sağlıklı organdan ayırt edilebilmesini sağlayan onkolojik uygulamaları, travma hastalarında sağlıklı parenkim, subdural kanama ve efüzyon ayırımında kullanımı ve inflamatuvar bağırsak hastalıklarında aktif hastalıklı segmenti ayırt etmeyi sağlayan uygulamaları da literatürde mevcuttur (12).

2.4.2. Koroner arter plak yapısının değerlendirilmesi

Yağ dışındaki birçok materyalin X-ışını enerjisi arttıkça atenüasyonu azalır, yağ ise artan X-ışını enerjisiyle daha yüksek atenüasyon gösterir. Bu durum çift enerjili BT kullanılarak kalsifiye olmayan plakların lipid yükünün ve dolayısıyla lipidden zengin plaklar ile fibröz plakların belirlenebilmesinde fayda sağlar. Lipidden zengin plaklara efektif atom numarası histogramı uygulandığında dağılım eğrisinin damar duvarı ve fibröz plaklarınkinden farklı olarak perikardiyal yağ dokusuna benzer olduğu görülmüştür (44).

2.4.3. Metal-kalsifikasyon artefaktlarının azaltılması

Metalik klipler, elektrotlar, stentler ve kalsifikasyonlar çevrelerindeki dokulara göre daha fazla X-ışını atenüe ettiklerinden ışın güçlenmesi, parlama veya foton açlığı gibi çeşitli artefaktlara neden olurlar. Örneğin, kalsifiye bir plak oluşturduğu parlama artefaktı ile normalden daha büyük ve dolayısıyla lümenin daha dar görünmesine neden olabilir. Benzer şekilde, metal stentlerin oluşturacağı parlama lümenin

olduğundan daha dar görünmesi sonucu gereksiz invaziv işlemlere yol açabileceği gibi metalik kliplerin veya torasik girim düzeyindeki yüksek İV kontrastın oluşturacağı artefaktlar çevre yapıların değerlendirilmesini engelleyebilir. Yüksek enerjili monokromatik görüntüleme uygulanarak (sıklıkla 100 keV ve üstü) bu yapıların artefaktlara duyarlılığını azaltılması mümkündür (13,45–47).

2.4.4. Myokardiyal perfüzyon görüntüleme

Farklı enerji düzeylerinde dokuların farklı atenüasyonunu ortaya koyabildiği kendine has özelliğiyle çift enerjili BT sayesinde myokardiyal perfüzyon ve kan akımı değerlendirilebilir (13,23,48). İyotun hipoperfüze ve normal myokardiyal dağılımı farklı olacağından çift enerji ile bu alanlardaki konsantrasyon farkından kaynaklanan atenüasyon değişiklikleri saptanabilir.

2.4.5. Radyasyon dozunun azaltılması

Kardiyak BT tüm uygulamalar arasında en yüksek radyasyon dozlu incelemelerden birisiyken prospektif EKG-tetikleme, tüp akım modülasyonu ve iteratif rekonstrüksiyon algoritmalarının geliştirilmesiyle efektif dozun 1 mSv'nin de altına düşürülebilmesi mümkün hale gelmiştir (13). Çeşitli çift enerji teknikleriyle yüksek “pitch” ve düşük enerji kombinasyonları uygulanarak kaydadeğer düzeyde doz azaltımının görüntü kalitesinden ödün verilmeden sağlanabilmesi çift enerji teknolojisinin en önemli avantajlarından birisidir. Görüntüleme sonrası rekonstrüksiyonlarla sanal kontrastsız görüntülerin elde edilebilmesi hastanın gereksiz yere ışınlanmasını önleyecek ve kalsiyum skorlama gibi kontrastsız görüntülere ihtiyaç duyulan durumlarda oldukça kullanışlı olacaktır (13,15,49).

2.4.6. Kontrast madde dozunun azaltılması

Bilhassa altta yatan böbrek hastalığı olanlarda kontrastlı BT uygulamaları böbrek fonksiyonlarda akut bozulma riskini getirir. Kontrast-ilişkili nefropati (KİN) insidansı düşük olsa da ciddi morbidite hatta ölümlerle sonuçlanabildiğinden dikkate alınması gereken bir durumdur. Kontrast madde miktarı azaltıldığında ise gerek kontrast çözünürlüğü gerekse de sinyal-gürültü oranı ve kontrast-gürültü oranı olumsuz etkileneceğinden hem hastayı hem de görüntü kalitesini koruyacak protokollerin oluşturulması kaçınılmazdır. Bu noktada çift enerji teknolojisi adeta kurtarıcı konumundadır. 40 keV gibi düşük enerji düzeylerinde iyotun K katmanı bağlanma enerjisine (33.2 keV) yaklaşıldığından fotoelektrik etki olasılığı, dolayısıyla

atenüasyon artacağından polikromatik standart BT'ye göre çift enerji ile düşük kontrast madde düzeylerinde de optimal koroner arter kontrastlanmasını sağlamak mümkündür. Güncel literatürde, 40-60 keV düzeyindeki incelemelerle görüntü kalitesinden taviz verilmeden kontrast madde miktarının %50-60'lara dek azaltılabileceğini gösteren çok sayıda çalışma mevcuttur(1-3,5,7,16,50,51). İyot atenüasyonunun artması koroner arterlerin distal segmentlerindeki kontrastlanmayı ayırt etmeyi de kolaylaştırır. Bu avantajın özellikle böbrek fonksiyonları bozuk olan hastalarda önemi büyük olsa da dozdan bağımsız olan alerjik reaksiyon gelişme riskini azaltmayacağı göz önünde bulundurulmalıdır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Hasta bilgileri

Bu çalışma Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından GO 22/1140 kayıt numarası ile onaylanmıştır. Çalışmaya Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı'nda 1 Ocak 2022 ile 15 Eylül 2022 tarihleri arasında koroner arter hastalığı tanısı veya takibine yönelik, hastalık varlığı veya ağırlığının değerlendirilmesi için yönlendirilmiş ve dual enerji kardiyak BT yapılan 200 hasta dahil edilmiştir. 18 yaşından küçük hastalar, kardiyak by-pass cerrahisi öyküsü olan hastalar ve görüntünün optimum değerlendirmesini engelleyecek düzeyde artefakt oluşturabilecek kalp pili, kalp kapak protezi, solunum sıkıntısı veya ciddi sistolik kalp yetmezliği olan hastalar, kalp hızı > 80/dk olan hastalar çalışmaya dahil edilmemiştir.

3.2. Kontrast madde protokolleri ve hasta grupları

Tüm hastalarda İV kontrast madde olarak İohexsol 350 mg I/mL (Opaxol®, Opakim) kullanılmıştır. 18-gauge (G) intraket sağ veya sol antekübital fossaya yerleştirilmiştir. Tüm gruplarda önce koroner arter atenüasyonunu sağlamak için 12 saniye boyunca saf kontrast madde, ardından 3 saniye boyunca %20 kontrast madde-%80 serum fizyolojik karışımı ve son olarak da 8 saniye boyunca sadece serum fizyolojik injekte edilmiştir.

Hastalar tetkik esnasında kullanılan intravenöz kontrast madde miktarı ve injeksiyon hızına göre her grupta eşit sayıda hasta olacak biçimde dört farklı gruba ayrılmıştır. Kontrast madde protokolüne göre belirlenen grupların özellikleri Tablo 3.1'de ayrıntılı olarak verilmiştir.

	GRUP 1	GRUP 2	GRUP 3	GRUP 4
Hasta sayısı	50			
Koroner kontrast miktarı	36 mL	48 mL	60 mL	72 mL
Toplam kontrast miktarı	39 mL	52 mL	65 mL	78 mL
İnjesiyon hızı	3 mL/s	4 mL/s	5 mL/s	6 mL/s
İnjesiyon süresi	12 s			

Tablo 3.1. Kontrast protokol grupları

3.3. Kardiyak BT yöntemi

Tüm incelemeler Somatom Force (Siemens Medical Solutions, Forchheim, Germany) 2x192 kesit dedektörlü, çift X-ışını kaynaklı cihazda Tablo 3.1.'deki parametrelerle uygulandı.

Retrospektif EKG-tetiklemeli teknik kullanılarak elde edilen görüntülerde en az hareket artefaktı içeren rekonstrüksiyonlar seçildi. BT doz belirleyicisi olarak sistem tarafından otomatik olarak hesaplanan hacme göre BT doz indeksi ("CTDI_{vol}") ve doz-uzunluk çarpımı ("DLP") değerleri kaydedildi.

Tüp voltajı	90 kV/Sn150 kV (kalay filtreli)
Tüp akımı	CARE Dose 4D tüp akım modülasyonu
Gantri dönüş zamanı	0.25 sn
Matriks	512 x 512
Görüntülenen alan ("FoV")	150 mm
Kolimasyon	128 x 0.6 mm
Kesit kalınlığı	0.6 mm
Kesit aralığı	0.3 mm
Filtre ("kernel")	Bv40 (orta sertlik)
Tarama yönü	Kranyokaudal

Tablo. 3.2: Çift enerjili kardiyak BT uygulama parametreleri

3.4. Görüntülerin değerlendirilmesi

Tüm görüntüler kliniğimizde rutin olarak kullanmakta olduğumuz syngo.via VB60A_HF01 (Siemens Healthineers, Erlangen, Germany) iş istasyonunda BT dual enerji modülünde Monoenerjetik+ uygulaması kullanılarak değerlendirildi. Tüm çekimlerde görüntü kalitesinin kantitatif değerlendirmesi için görüntüdeki sinyal dansite değeri (HÜ), gürültü ("noise"), sinyal-gürültü oranı (SGO), kontrast-gürültü oranı (KGO) belirlendi. Gürültü için aort kökündeki dansitenin standart sapma değeri, SGO için ilgili koroner arterdeki dansite değerinin görüntüdeki gürültüye oranı (HÜ_{arter}/gürültü); KGO için ilgili koroner arter ve epikardiyal yağ dokudaki dansite farkının gürültüye oranı ((HÜ_{koroner}-HÜ_{epikard})/gürültü) kullanıldı (3,52).

Tüm hastalarda ROI ("region of interest") ölçümünün yeri ve boyutu aynıydı. Ölçümler aort kökünden 1.5 cm²; sol ön inen arter (LAD), sirkumfleks arter (CX) ve sağ koroner arterin (RCA) orta-distal segmentlerinden 2-2.5 mm²; epikardiyal yağ

dokudan 5 mm²'lik alanlarla yapıldı. Görüntü kalitesinin görsel olarak değerlendirilmesinde 5 noktalı Likert ölçeği kullanıldı. Bu ölçeğe göre;

5=mükemmel (optimal intraluminal atenüasyon, damar duvarının net olarak seçilebilmesi, hareket veya metal artefaktı olmaması; obstrüktif veya hafif aterosklerozun net olarak değerlendirilebilmesini sağlar),

4=iyi (optimale yakın luminal kontrastlanma, damar duvarında hafif belirsizlik, görüntüde hafif gürültünün veya hafif hareket artefaktları veya kalsifikasyonun bulunması; obstrüktif veya hafif ateroskleroz değerlendirilebilir),

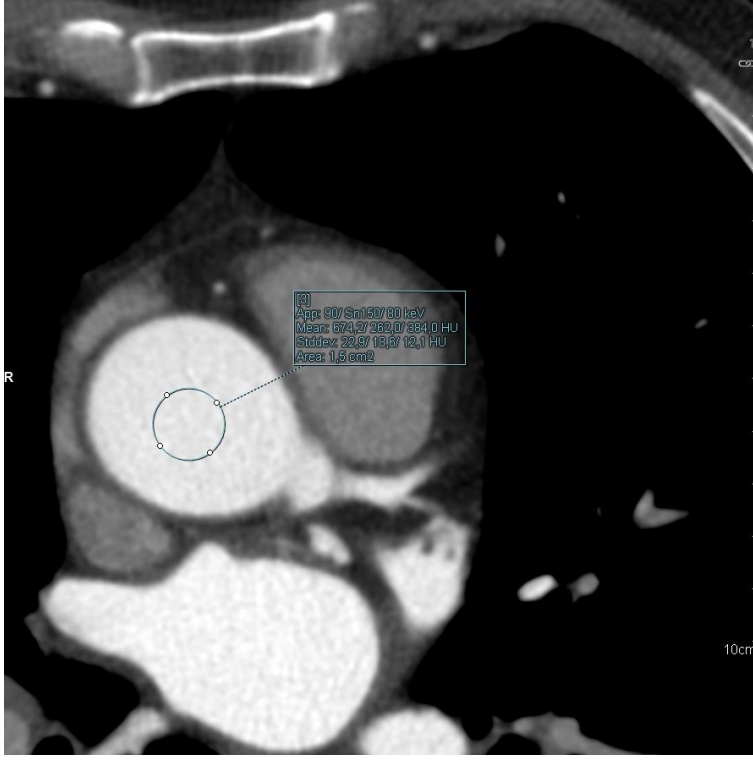
3=yeterli (düşük luminal kontrastlanma, damar duvar netliğinde bozulma, görüntüde gürültünün veya hareket artefaktlarının bulunması; obstrüktif hastalığı ekarte ettirebilir),

2=kötü (yetersiz luminal kontrastlanma, damar duvarının net olarak seçilememesine neden olan hareket artefaktı veya yoğun kalsifikasyon bulunması; değerlendirmeyi ciddi derecede kısıtlar),

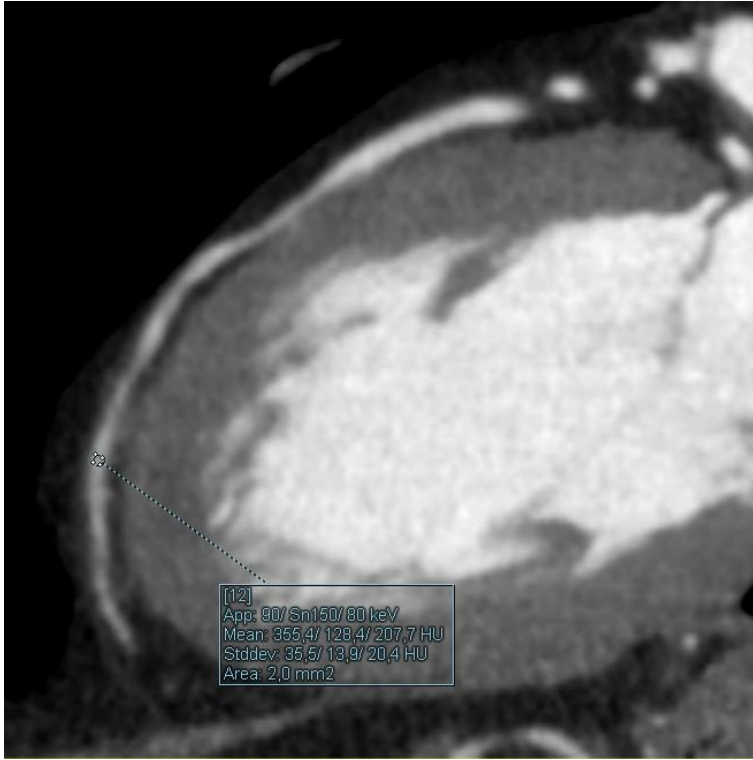
1=yetersiz/tanısal olmayan (değerlendirmeyi engelleyen yetersiz kontrastlanma, yoğun gürültü görüntü ve yoğun artefaktlar) kaliteyi temsil eder.

Tüm görsel değerlendirmeler ve ölçümler iki farklı gözlemci tarafından yapıldı.

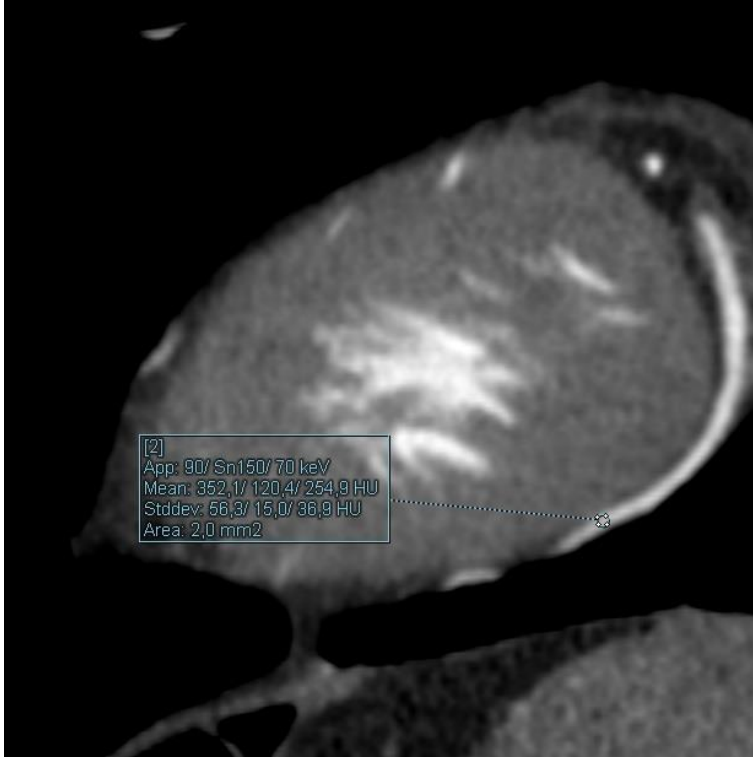
Aort kökü ve her üç koroner arterden yapılan ölçümlerin örneği Resim 3.1-3.4'te gösterilmiştir.



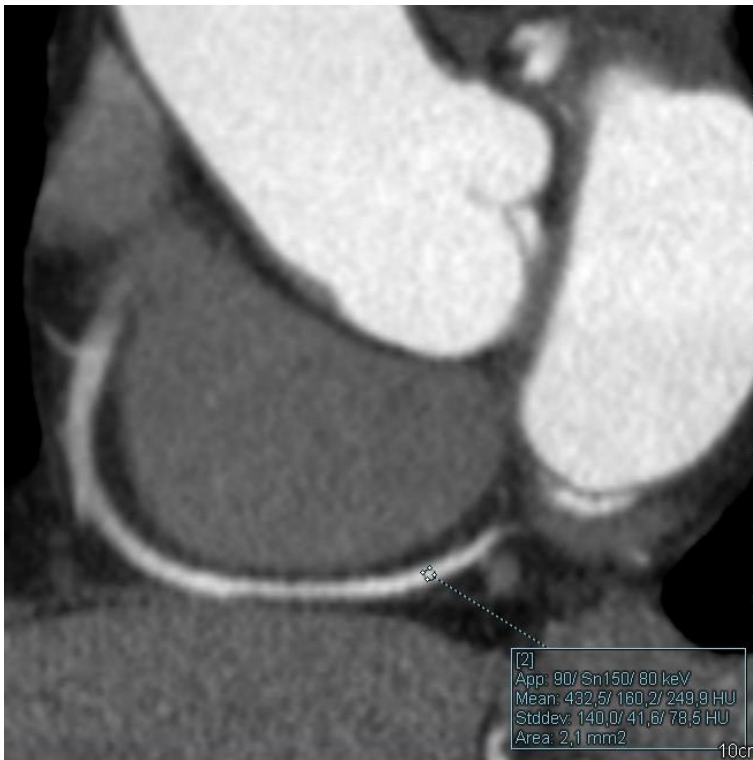
Resim 3.1. Aort kökü için ROI



Resim 3.2. LAD için ROI



Resim 3.3. CX için ROI



Resim 3.4. RCA için ROI

3.5. İstatistiksel yöntem

İstatistiksel analiz IBM SPSS Statistics (Version 23, IBM SPSS, Chicago, ABD) programında yapıldı. Kolmogorov-Smirnov ve Shapiro-Wilk testleri kullanılarak verilerin normal dağılım gösterip göstermediği belirlendi. Tanımlayıcı istatistikler kategorik değişkenler için sayı ve yüzde (%) olarak sunuldu. Devamlı değişkenler normal dağılıma uyuyorsa ortalama \pm standart sapma, normal dağılıma uymuyorsa medyan (çeyrekler arası aralık) olarak sunuldu. Gruplar arası farklılıkların incelenmesinde normal dağılım sağlanmadıysa Kruskal-Wallis testi, normal dağılım mevcut ise tek yönlü varyans analizi (ANOVA) kullanıldı. ANOVA analizi sonucunda farkın kaynağının belirlenmesi için post-hoc analizi olan Tukey testi kullanıldı. Gözlemciler arası uyumluluk testleri uygulandı. Her kontrast madde grubu için enerji düzeylerinin karşılaştırılmasında genelleştirilmiş kestirim denklemleri (GKD) kullanıldı. $p < 0.05$ anlamlı olarak kabul edildi.

4. BULGULAR

4.1. Genel bilgiler

Çalışmaya 111'i erkek (%55.5), 89'u (%44.5) kadın olmak üzere toplam 200 hasta dahil edildi. Hastaların ortalama yaşı 55.8 ± 12.1 'di (20-82 yaş).

Hastaların cinsiyetlerine göre dağılımları grup 1'de 20 erkek (%40), 30 kadın (%60); grup 2'de 23 erkek (%46), 27 kadın (%54); grup 3'te 28 erkek (%56), 22 kadın (%44); grup 4'te 40 erkek (%80), 10 kadın (%20) şeklindeydi.

Grup 1'in yaş ortalaması 58.2 ± 11.7 (39-81), grup 2'nin yaş ortalaması 55.2 ± 14.6 (20-82), grup 3'ün yaş ortalaması 58 ± 10.4 (34-77), grup 4'ün yaş ortalaması 51.5 ± 10.4 (33-74) şeklindeydi. Grupların yaş dağılımları arasında istatistiksel anlamlı fark saptandı ($p=0.017$). Grup 4'ün yaş ortalaması grup 1 ve grup 3'ten anlamlı olarak daha düşüktü (sırasıyla $p=0.027$ ve 0.033). Diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktu ($p>0.05$). Subjektif görüntü parametrelerinin değerlendirildiği beş ölçekli Likert skalasının ortalaması Grup 3'te en yüksek olmakla birlikte gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmadı ($p=0.898$). Likert skalasında göre yapılan değerlendirmede tüm gruplarda gözlemciler arası uyum oldukça yüksekti (SKK >0.9). Grupların kalp hızı ortalaması grup 1, 2, 3 ve 4 için sırasıyla 64.4 ± 11 /dk, 64.8 ± 8.2 /dk, 63.9 ± 7.7 /dk ve 66.5 ± 10.9 /dk şeklindeydi. Ortalama kalp hızı grup 4'te en yüksek olmakla birlikte gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktu ($p=0.577$).

Grupların boy ortalaması grup 1, 2, 3 ve 4 için sırasıyla 164.8 ± 9.9 cm, 164.6 ± 9.7 cm, 168.2 ± 10.5 cm ve 172.6 ± 9.1 cm şeklindeydi. Grup 4'ün boy ortalaması grup 1 ve grup 2'den anlamlı olarak yüksekti (sırasıyla $p=0.001$ ve <0.001). Diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktu ($p>0.05$).

Grupların ağırlık ortalaması grup 1, 2, 3 ve 4 için sırasıyla 76.7 ± 12 kg, 75.6 ± 13.4 kg, 83 ± 14.2 kg ve 80.6 ± 13.2 kg şeklindeydi. Grup 2'nin ağırlık ortalaması grup 3'ten anlamlı olarak düşüktü ($p=0.028$). Diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktu ($p>0.05$).

Vücut kitle indeksi ortalaması grup 1'de 28.3 ± 4.3 kg/m², grup 2'de 27.9 ± 4.3 kg/m², grup 3'te 29.4 ± 4.6 kg/m² ve grup 4'de 27 ± 4 kg/m²'ydi. Grup 3'ün vücut kitle indeksi ortalaması grup 4'ten anlamlı olarak yüksekti ($p=0.037$). Diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktu ($p>0.05$).

Grup 1'in DLP ortalaması 459.4 ± 138 , grup 2'nin DLP ortalaması 419.5 ± 111 , grup 3'ün DLP ortalaması 498.5 ± 167 , grup 4'ün DLP ortalaması 431.8 ± 123.7 şeklindeydi. Grup 3'ün DLP ortalaması grup 2'den anlamlı olarak yüksekti ($p=0.022$). Diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktu ($p>0.05$).

Kontrast madde gruplarına göre hastaların genel özellikleri Tablo 4.1'de verilmiştir.

	GRUP 1	GRUP 2	GRUP 3	GRUP 4	p
K:E	30:20 (%60:40)	27:23 (%54:46)	22:28 (%44:56)	10:40 (%20:80)	
Likert-Poli	4.5	4.7	4.6	4.6	0.506
Likert-Mono	3.9	4	4	3.9	0.898
Kalp hızı	64.4 ± 11	64.8 ± 8.2	63.9 ± 7.7	66.5 ± 10.9	0.577
Yaş	58.2 ± 11.7	55.2 ± 14.6	58.1 ± 10.4	51.5 ± 10.4	0.017
Boy	164.8 ± 9.9	164.6 ± 9.7	168.2 ± 10.5	172.6 ± 9.1	0.001
Kilo	76.7 ± 12	75.6 ± 13.4	83 ± 14.2	80.6 ± 13.2	0.028
VKİ	28.3 ± 4.3	27.9 ± 4.3	29.4 ± 4.6	27 ± 4	0.037
DLP	459.4 ± 138	419.5 ± 111	498.5 ± 167	431.8 ± 123.7	0.022

Tablo 4.1. Kontrast protokol gruplarına göre hastaların genel özellikleri

4.2. Görüntü kalitesini belirleyen faktörlerle ilgili bilgiler

4.2.1. Aortta kontrast atenüasyonu ve gürültü

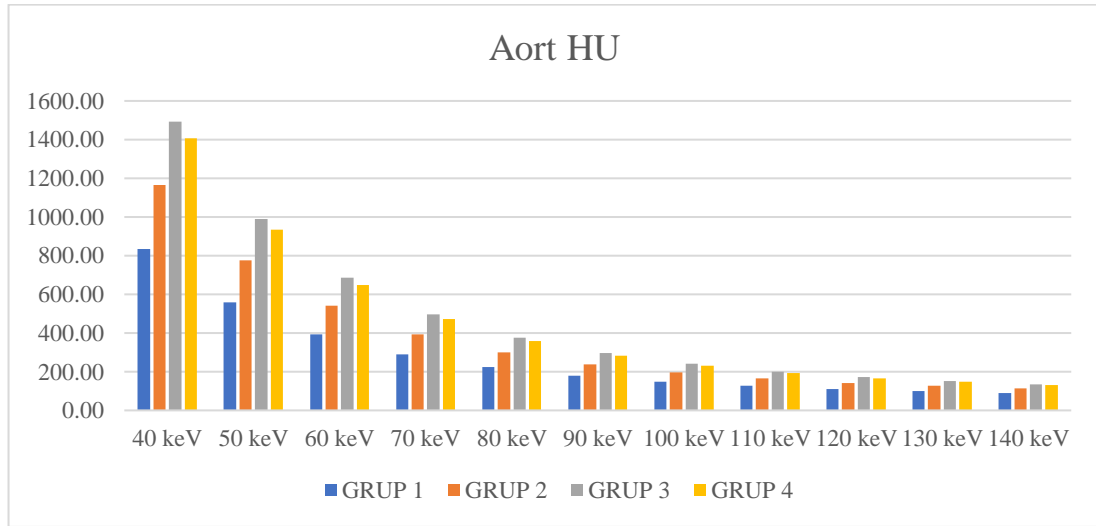
Monoenerjetik görüntülerde aortta tüm kontrast gruplarında en yüksek kontrast atenüasyonuna 40 keV düzeyinde (1224 ± 359.5 HÜ; aralık 277-2148 HÜ); en düşük kontrast atenüasyonuna 140 keV düzeyinde (117.5 HÜ \pm 25.7 HÜ; aralık 57-185 HÜ) ulaşıldı. 40-140 keV arası enerji düzeylerinin tümünde en yüksek kontrast atenüasyonu grup 3'te, en düşük kontrast atenüasyonu grup 1'deydi (Grafik 4.1). Aortik atenüasyon için tüm keV değerlerinde kontrast madde grupları arasında fark anlamlıydı ($p<0.001$). Tüm gruplarda tüm enerji düzeylerinde de gözlemciler arası uyum yüksekti (tamamında SKK > 0.9).

Polienerjetik görüntülerde aortta en yüksek atenüasyona grup 3'te, en düşük atenüasyona grup 1'de ulaşıldı. Gruplar arasındaki atenüasyon farkı anlamlıydı ($p<0.001$). İkili karşılaştırmalarda; grup 3 ile grup 4 ($p=0.337$) arasındaki fark dışında

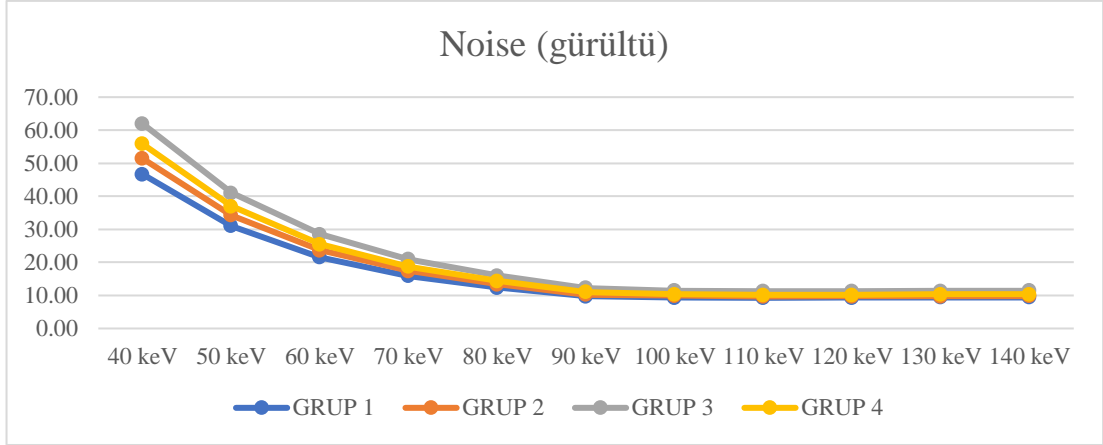
grupların atenüasyonları arasındaki fark anlamlıydı ($p<0.001$). Tüm gruplarda gözlemciler arası uyum yüksekti ($SKK>0.9$).

Monoenerjetik görüntülerde aortta tüm kontrast gruplarında en yüksek gürültü 40 keV düzeyinde (54 ± 11.8); en düşük gürültü 110 keV düzeyinde (10 ± 2.1) idi. 40-140 keV arası enerji düzeylerinin tümünde en yüksek gürültü grup 3'te, en düşük gürültü grup 1'deydi (Grafik 4.2). Aorttaki gürültü değerlerinde tüm enerji düzeyleri için kontrast madde grupları arasında anlamlı farklılık saptandı ($p<0.001$). Tüm gruplarda her enerji düzeyinde gözlemciler arası uyum yüksekti ($SKK > 0.9$).

Polienerjetik görüntülerde en yüksek gürültüye grup 3'te, en düşük gürültüye grup 2'de ulaşıldı. Gruplar arasındaki gürültü farkı anlamlıydı ($p<0.001$). İkili karşılaştırmalarda; grup 1 ile grup 2 ($p=0.999$) ve grup 4 ($p=0.418$); grup 2 ile grup 4 ($p=0.345$) arasındaki fark dışında grupların gürültüleri arasındaki fark anlamlıydı ($p<0.05$). Tüm gruplarda gözlemciler arası uyum yüksekti ($SKK>0.9$).



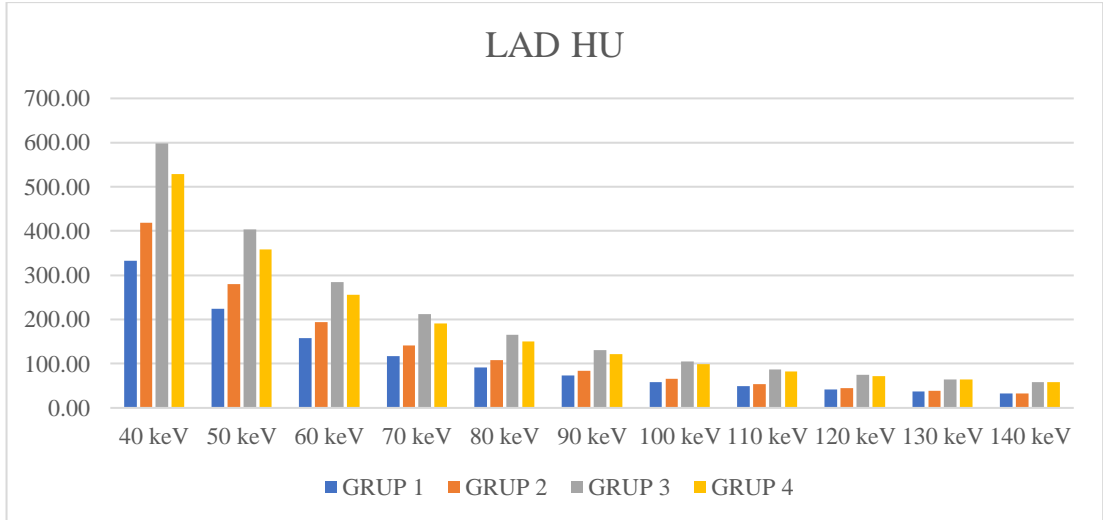
Grafik 4.1. Aortta tüm enerji değerlerinde kontrast protokol gruplarına göre atenüasyon (HÜ) değerlerinin dağılımı



Grafik 4.2. Aortta tüm enerji değerlerinde gürültü değerlerinin dağılımı

4.2.2. Koroner arterlerde kontrast atenüasyonu

Monoenerjetik görüntülerde LAD için tüm kontrast gruplarında en yüksek kontrast atenüasyonuna 40 keV düzeyinde (470 ± 173 HÜ), en düşük kontrast atenüasyonuna 140 keV düzeyinde (45 ± 30 HÜ) ulaşıldı. LAD için 40-140 keV arası enerji düzeylerinin tümünde en yüksek kontrast atenüasyonu grup 3'te, en düşük kontrast atenüasyonu grup 1'deydi (Grafik 4.3). LAD atenüasyonunda tüm keV değerleri için kontrast madde grupları arasında anlamlı farklılık saptandı ($p < 0.001$). Tüm gruplarda gözlemciler arası uyum yüksekti (SKK > 0.9).

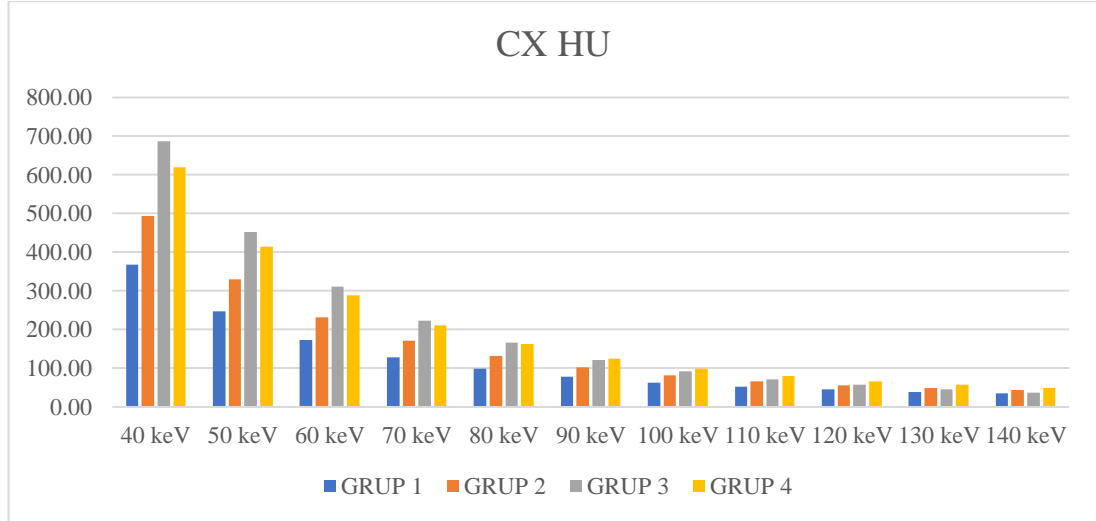


Grafik 4.3. LAD'de tüm enerji değerlerinde kontrast protokol gruplarına göre HÜ değerlerinin dağılımı

Polienerjetik görüntülerde LAD'de en yüksek atenüasyona grup 3'te, en düşük atenüasyona grup 1'de ulaşıldı. Gruplar arasındaki atenüasyon farkı anlamlıydı ($p < 0.001$). İkili karşılaştırmalarda; grup 2 ile grup 3 ($p = 0.061$) ve grup 4 ($p = 0.499$);

grup 3 ile grup 4 ($p=0.712$) arasındaki fark dışında grupların atenüasyonları arasındaki fark anlamlıydı ($p<0.001$). Tüm gruplarda gözlemciler arası uyum yüksekti ($SKK>0.9$).

Monoenerjetik görüntülerde CX için tüm kontrast gruplarında en yüksek kontrast atenüasyonuna 40 keV düzeyinde (541.6 ± 204 HÜ), en düşük kontrast atenüasyonuna 140 keV düzeyinde (41.5 ± 37.5 HÜ) ulaşıldı. CX için en yüksek kontrast atenüasyonu 40-80 keV arası enerji düzeylerinde grup 3'te, 90-140 keV arası enerji düzeylerinde grup 4'te saptandı. Tüm enerji düzeylerinde en düşük kontrast atenüasyonu grup 1'deydi (Grafik 4.4). CX atenüasyonunda 130 ve 140 keV hariç tüm keV değerleri için kontrast madde grupları arasında anlamlı farklılık saptandı ($p<0.001$). Tüm gruplarda gözlemciler arası uyum yüksekti ($SKK> 0.9$).

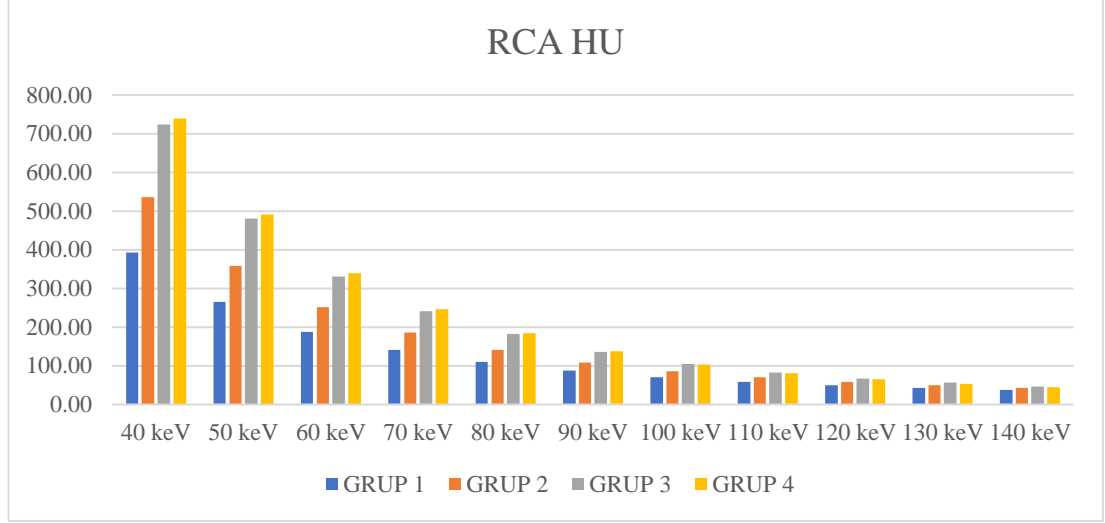


Grafik 4.4. CX'te tüm enerji değerlerinde kontrast protokol gruplarına göre HÜ değerlerinin dağılımı

Polienerjetik görüntülerde CX'te en yüksek atenüasyona grup 3'te, en düşük atenüasyona grup 1'de ulaşıldı. Gruplar arasındaki atenüasyon farkı anlamlıydı ($p<0.001$). İkili karşılaştırmalarda; grup 3 ile grup 4 ($p=0.993$) arasındaki fark dışında grupların atenüasyonları arasındaki fark anlamlıydı ($p<0.001$). Tüm gruplarda gözlemciler arası uyum yüksekti ($SKK>0.9$).

Monoenerjetik görüntülerde RCA için tüm kontrast gruplarında en yüksek kontrast atenüasyonuna 40 keV düzeyinde (597.7 ± 295 HÜ), en düşük kontrast atenüasyonuna 140 keV'de (43 ± 49 HÜ) ulaşıldı. RCA için en yüksek kontrast atenüasyonu 40-90 keV arası enerji düzeylerinde aort ve diğer iki arterden farklı olarak grup 4'te, 110-140 keV'de grup 3'te saptandı. En yüksek kontrast atenüasyonu 100

keV’de grup 3 ve 4’te birbirine eşitti. RCA için en düşük kontrast atenuasyonu tüm enerji düzeylerinde grup 1’deydi (Grafik 4.5). RCA atenuasyonunda 120-140 keV hariç tüm keV değerleri için kontrast madde grupları arasında anlamlı farklılık saptandı ($p<0.001$). Tüm gruplarda gözlemciler arası uyum yüksekti ($SKK>0.9$).

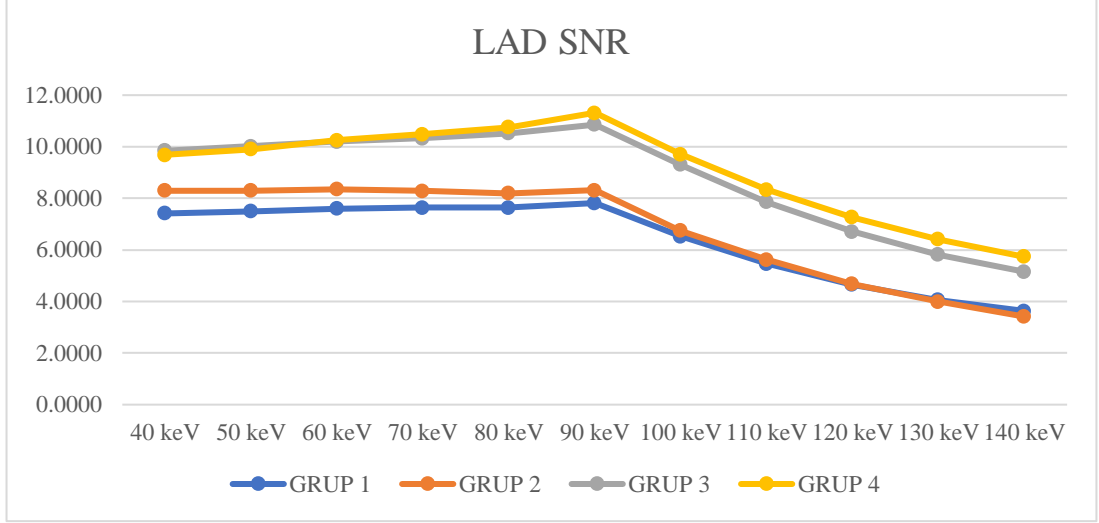


Grafik 4.5. RCA’da tüm enerji değerlerinde kontrast protokol gruplarına göre HÜ değerlerinin dağılımı

Polienerjetik görüntülerde RCA’da en yüksek atenuasyona grup 3’te, en düşük atenuasyona grup 1’de ulaşıldı. Gruplar arasındaki atenuasyon farkı anlamlıydı ($p<0.001$). İkili karşılaştırmalarda; grup 2 ile grup 4 ($p=0.156$); grup 3 ile grup 4 ($p=0.094$) arasındaki fark dışında grupların atenuasyonları arasındaki fark anlamlıydı ($p<0.001$). Tüm gruplarda gözlemciler arası uyum yüksekti ($SKK>0.9$).

4.2.3. Koroner arterlerde SGO ve KGO

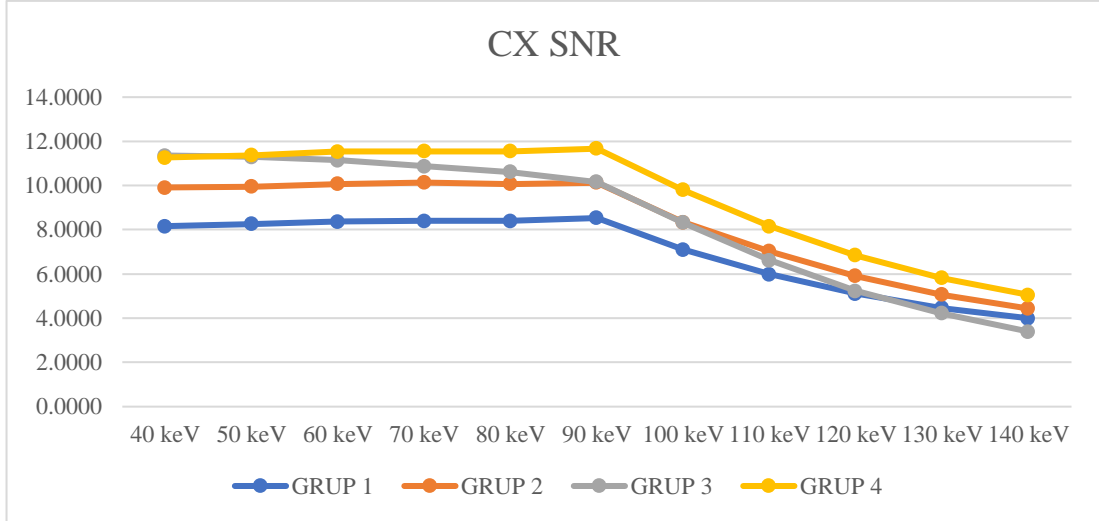
Monoenerjetik görüntülerde LAD için tüm kontrast gruplarında en yüksek SGO değerine 90 keV düzeyinde ulaşıldı. 40-50 keV’de en yüksek SGO grup 3’te, 60-140 keV arası enerji düzeylerinde grup 4’teydi (Grafik 4.6). LAD için tüm enerji değerlerinde kontrast grupları arasında anlamlı fark vardı ($p<0.001$).



Grafik 4.6. LAD'de tüm enerji değerlerinde kontrast protokol gruplarına göre SGO değerlerinin dağılımı

Polienerjetik görüntülerde LAD'de en yüksek SGO'ya grup 2'de, en düşük SGO'ya grup 1'de ulaşıldı. Gruplar arasındaki atenuasyon farkı anlamlıydı ($p < 0.001$). İkili karşılaştırmalarda; grup 2 ile grup 3 ($p = 0.824$) ve grup 4 ($p = 0.996$); grup 3 ile grup 4 ($p = 0.926$) arasındaki fark dışında grupların SGO'ları arasındaki fark anlamlıydı ($p < 0.001$). Tüm gruplarda gözlemciler arası uyum yüksekti ($SKK > 0.9$).

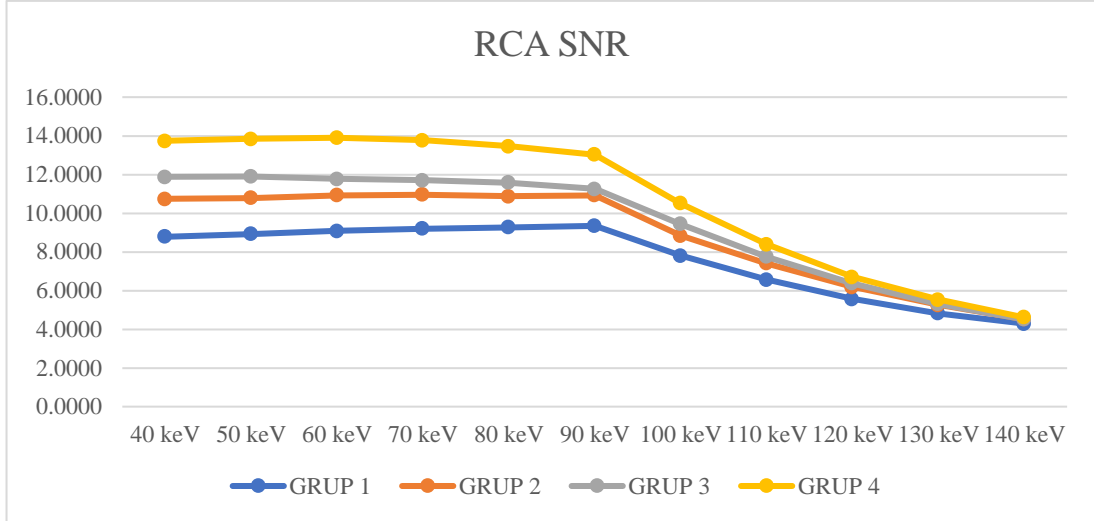
Monoenerjetik görüntülerde CX için grup 3 haricindeki gruplarda en yüksek SGO değerine 90 keV düzeyinde, grup 3'te en yüksek SGO değerine 40 keV'de ulaşıldı. 40 keV için en yüksek SGO grup 3'te, 50-140 keV arası enerji düzeylerinde grup 4'teydi (Grafik 4.7). CX için 40-110 keV arası enerji değerlerinde kontrast madde grupları arasında anlamlı fark saptandı ($p < 0.001$).



Grafik 4.7. CX'te tüm enerji değerlerinde kontrast protokol gruplarına göre SGO değerlerinin dağılımı

Polienerjetik görüntülerde CX'te en yüksek SGO'ya grup 4'te, en düşük SGO'ya grup 1'de ulaşıldı. Gruplar arasındaki atenuasyon farkı anlamlıydı ($p < 0.001$). İkili karşılaştırmalarda; grup 2 ile grup 3 ($p = 0.914$) ve grup 4 ($p = 0.701$); grup 3 ile grup 4 ($p = 0.318$) arasındaki fark dışında grupların SGO'ları arasındaki fark anlamlıydı ($p < 0.001$). Tüm gruplarda gözlemciler arası uyum yüksekti ($SKK > 0.9$).

Monoenerjetik görüntülerde RCA için en yüksek SGO değerine grup 1'de 90 keV, grup 2'de 70 keV, grup 3'te 50 keV, grup 4'te 60 keV düzeyinde ulaşıldı. 40-140 keV arası tüm enerji değerlerinde en yüksek SGO değerleri grup 4'teydi (Grafik 4.8). RCA için 40-90 keV arası enerji değerlerinde kontrast madde grupları arasında anlamlı fark saptandı ($p < 0.001$).

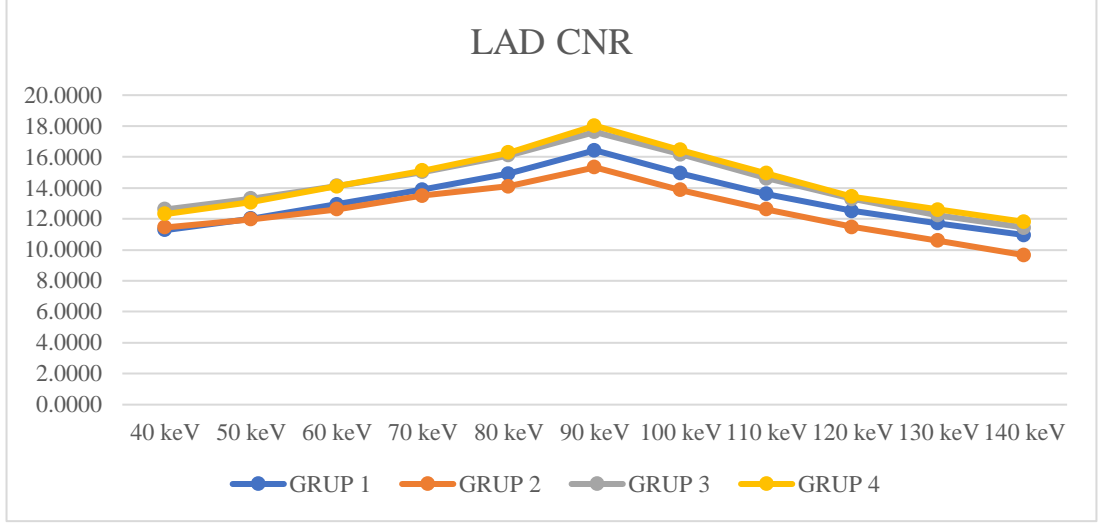


Grafik 4.8. RCA'da tüm enerji değerlerinde kontrast protokol gruplarına göre SGO değerlerinin dağılımı

Polienerjetik görüntülerde RCA'da en yüksek SGO'ya grup 3'te, en düşük SGO'ya grup 1'de ulaşıldı. Gruplar arasındaki atenuasyon farkı anlamlıydı ($p < 0.001$). İkili karşılaştırmalarda; grup 2 ile grup 3 ($p = 0.868$) ve grup 4 ($p = 0.7915$); grup 3 ile grup 4 ($p = 1$) arasındaki fark dışında grupların SGO'ları arasındaki fark anlamlıydı ($p < 0.001$). Tüm gruplarda gözlemciler arası uyum yüksekti ($SKK > 0.9$).

Her üç arter için de tüm kontrast gruplarında en yüksek KGO değerine 90 keV düzeyinde ulaşıldı.

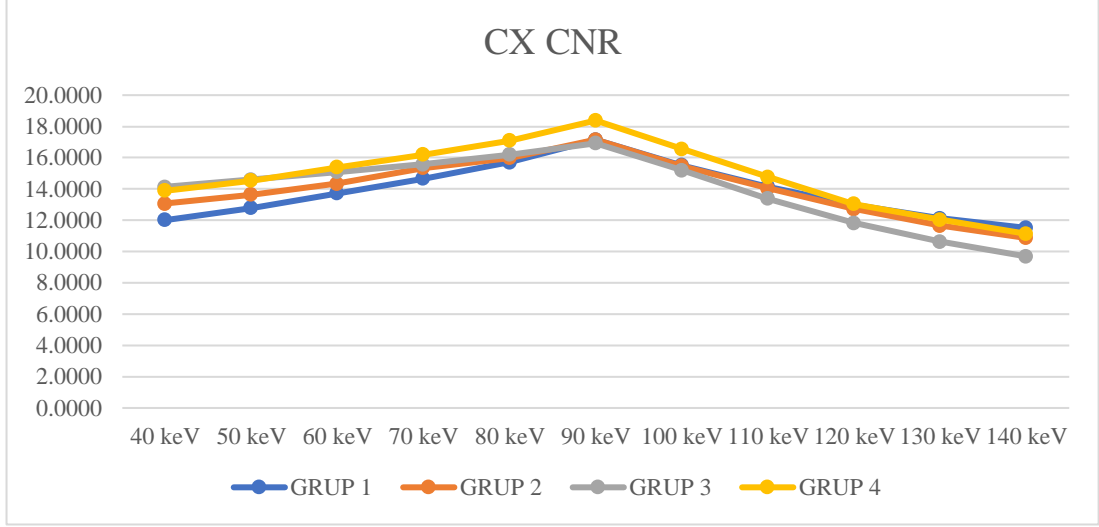
Monoenerjetik görüntülerde LAD için kontrast madde gruplarına göre en yüksek KGO 40-60 keV'de grup 3'te, 70-140 keV arası enerji değerlerinde grup 4'teydi (Grafik 4.9). 80 keV, 110 keV ve 140 keV değerlerinde kontrast madde grupları arasında anlamlı fark saptandı ($p < 0.05$).



Grafik 4.9. LAD'de tüm enerji değerlerinde kontrast protokol gruplarına göre KGO değerlerinin dağılımı

Polienerjetik görüntülerde LAD'de en yüksek KGO'ya grup 2'de, en düşük SGO'ya grup 1'de ulaşıldı. Gruplar arasındaki atenuasyon farkı anlamlıydı ($p=0.028$). İkili karşılaştırmalarda; grup 1 ile grup 2 ($p=0.025$) arasındaki fark dışında grupların KGO'ları arasındaki fark anlamlı değildi ($p>0.05$). Tüm gruplarda gözlemciler arası uyum yüksekti ($SKK>0.9$).

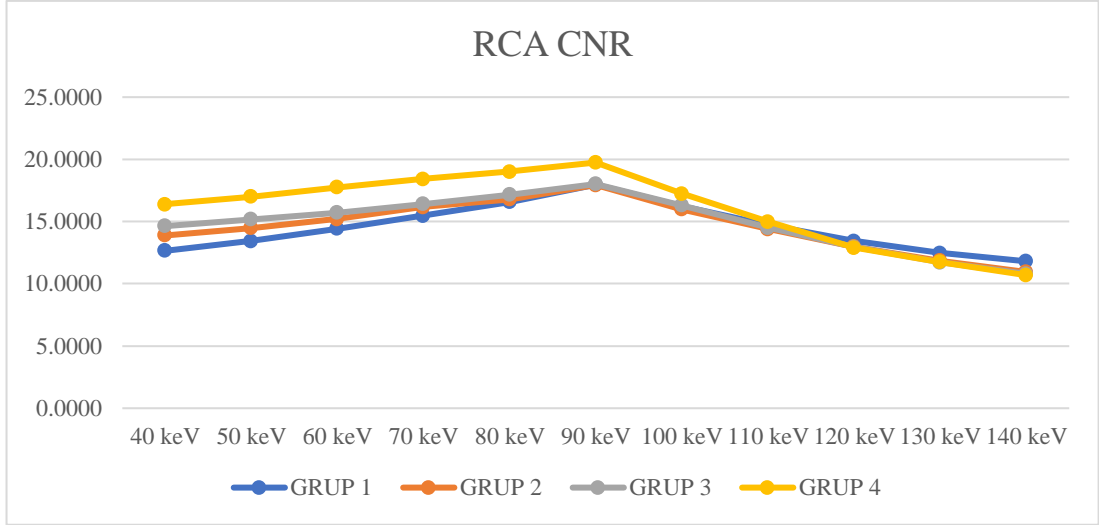
Monoenerjetik görüntülerde CX için kontrast madde gruplarına göre en yüksek KGO'ya 40-50 keV'de grup 3'te, 60-120 keV'de grup 4'te, 130-140 keV'de grup 1'de ulaşıldı (Grafik 4.10). 40 keV'de kontrast madde grupları arasında anlamlı fark saptandı ($p<0.05$).



Grafik 4.10. CX’te tüm enerji değerlerinde kontrast protokol gruplarına göre KGO değerlerinin dağılımı

Polienerjetik görüntülerde CX’te en yüksek KGO’ya grup 4’te, en düşük KGO’ya grup 1’de ulaşıldı. Gruplar arasındaki atenüasyon farkı anlamlıydı ($p < 0.001$). İkili karşılaştırmalarda; grup 1 ile grup 2 ($p = 0.003$) ve grup 4 ($p < 0.001$) arasındaki fark dışında grupların KGO’ları arasındaki fark anlamlı değildi ($p > 0.05$). Tüm gruplarda gözlemciler arası uyum yüksekti ($SKK > 0.9$).

Monoenerjetik RCA’da ise kontrast madde gruplarına göre en yüksek KGO 40-110 keV arasında enerji değerlerinde grup 4’te, 120-140 keV’de grup 1’deydi (Grafik 4.11). 40-60 keV arasındaki enerji değerlerinde kontrast madde grupları arasında anlamlı fark saptandı ($p < 0.05$).



Grafik 4.11. RCA'da tüm enerji değerlerinde kontrast protokol gruplarına göre KGO değerlerinin dağılımı

Polienerjetik görüntülerde RCA'da en yüksek KGO'ya grup 4'te, en düşük SGO'ya grup 1'de ulaşıldı. Gruplar arasındaki atenuasyon farkı anlamlıydı ($p < 0.001$). İkili karşılaştırmalarda; grup 2 ile grup 3 ($p = 0.999$) ve grup 4 ($p = 0.985$); grup 3 ile grup 4 ($p = 0.996$) arasındaki fark dışında grupların KGO'ları arasındaki fark anlamlıydı ($p < 0.05$). Tüm gruplarda gözlemciler arası uyum yüksekti ($SKK > 0.9$).

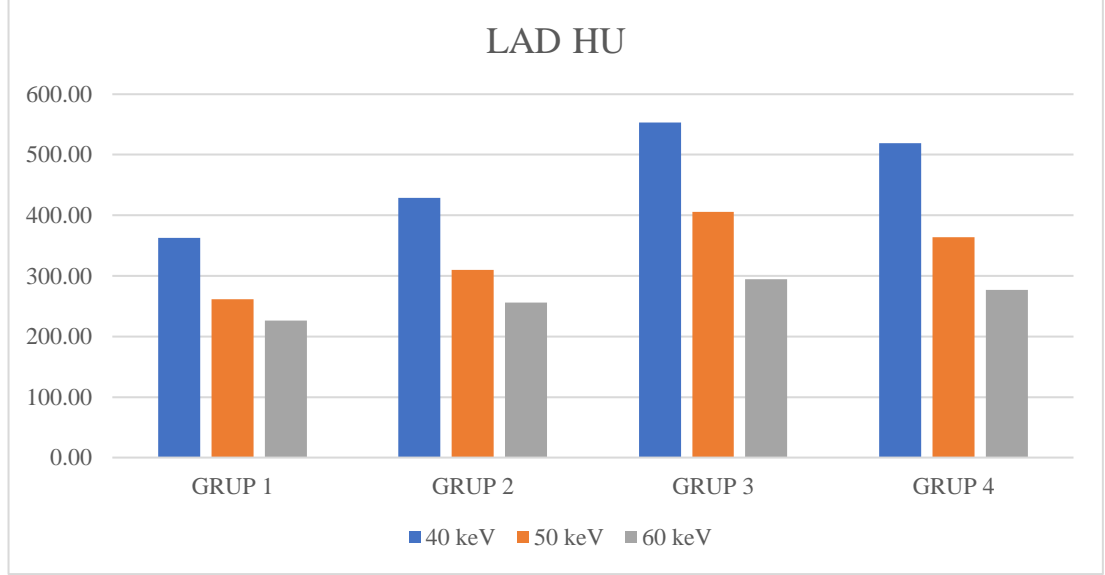
4.3. Tanısal koroner arter atenuasyonu aralığında görüntü kalitesini belirleyen faktörlerle ilgili bilgiler

Koroner arterlerde tanısal kontrast atenuasyonu için 200-750 HÜ aralığı belirlendi. Tüm gruplarda tüm enerji düzeylerinde bu tanısal aralığa giren değerler için ek istatistiksel analizler yapıldı. Koroner arter atenuasyonu tanısal aralığa giren hastalar üzerinden protokol gruplarının karşılaştırılabilmesi için yeterli hasta sayısına monoenerjetik görüntülerde yalnızca 40, 50 ve 60 keV düzeylerinde ulaşılabilirdi. Her bir enerji düzeyinde tüm gruplar kontrast atenuasyonu, SGO ve KGO değerlerine göre karşılaştırıldı.

4.3.1. Monoenerjetik görüntülerde her koroner arter için HÜ, SGO ve KGO analizi

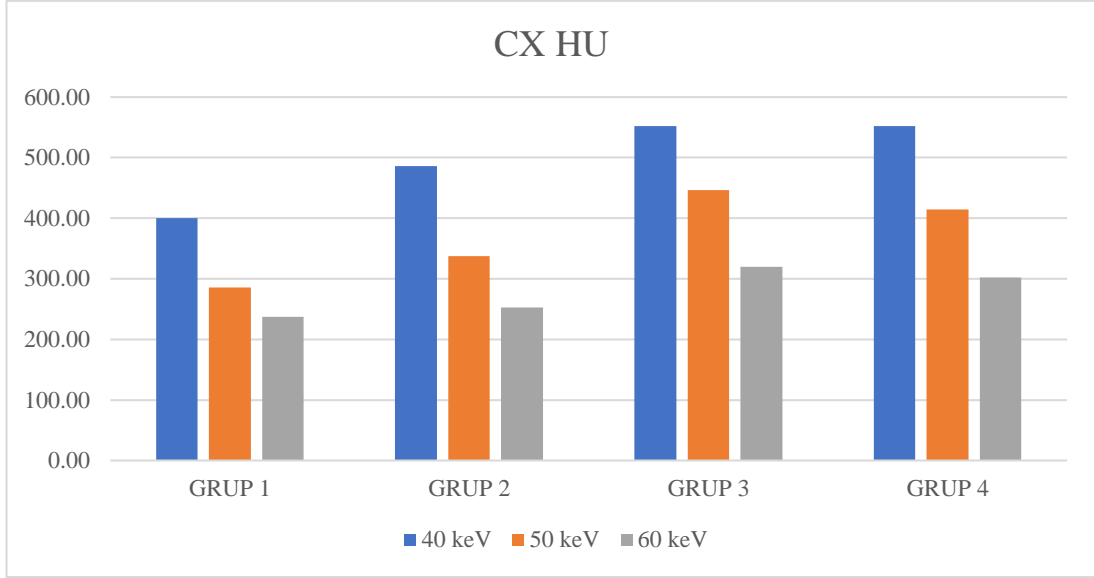
LAD için tüm kontrast gruplarında en yüksek kontrast atenuasyonuna 40 keV düzeyinde (466 ± 136.3 HÜ), en düşük kontrast atenuasyonuna 60 keV düzeyinde (275.6 ± 57.7 HÜ) ulaşıldı. LAD'de 40-60 keV enerji düzeylerinin tümünde en yüksek kontrast atenuasyonu grup 3'te, en düşük kontrast atenuasyonu grup 1'deydi (Grafik

4.12). Her üç enerji düzeyinde de LAD atenüasyonu için protokol grupları arasında anlamlı farklılık saptandı ($p<0.001$). Gruplar arası ikili karşılaştırmalarda 40 ve 50 keV düzeylerinde grup 3 ile grup 4 arasında; 60 keV düzeyinde grup 1 ile grup 2; grup 2 ile grup 4; grup 3 ile grup 4 arasında anlamlı atenüasyon farkı yokken ($p>0.05$), diğer gruplar arasında fark istatistiksel olarak anlamlıydı ($p<0.05$).



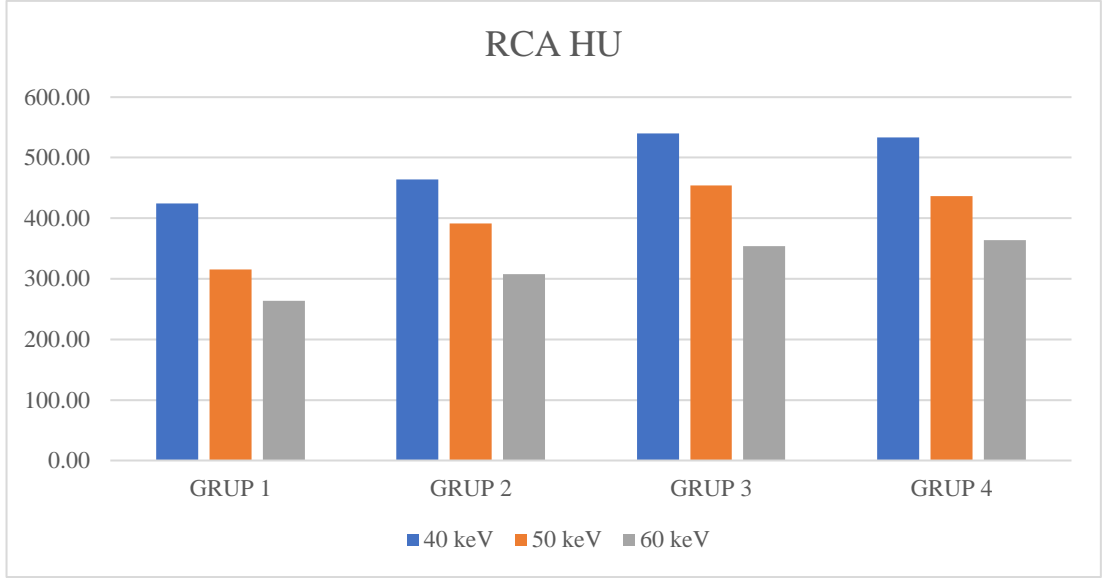
Grafik 4.12. LAD'de 40-60 keV düzeylerinde kontrast protokol gruplarına göre HÜ değerlerinin dağılımı

CX için tüm kontrast gruplarında en yüksek kontrast atenüasyonuna 40 keV düzeyinde (491.5 ± 124.5 HÜ), en düşük kontrast atenüasyonuna 60 keV düzeyinde (287.4 ± 70.9 HÜ) ulaşıldı. CX'de 40-60 keV enerji düzeylerinin tümünde en yüksek kontrast atenüasyonu grup 3'te, en düşük kontrast atenüasyonu grup 1'deydi (Grafik 4.13). Her üç enerji düzeyinde de CX atenüasyonu için protokol grupları arasında anlamlı farklılık saptandı ($p<0.05$). Gruplar arası ikili karşılaştırmalarda 40 keV düzeyinde grup 3 ile grup 4 arasında; 50 ve 60 keV düzeylerinde grup 1 ile grup 2; grup 3 ile grup 4 arasında anlamlı atenüasyon farkı yokken ($p>0.05$), diğer gruplar arasında fark istatistiksel olarak anlamlıydı ($p<0.05$).



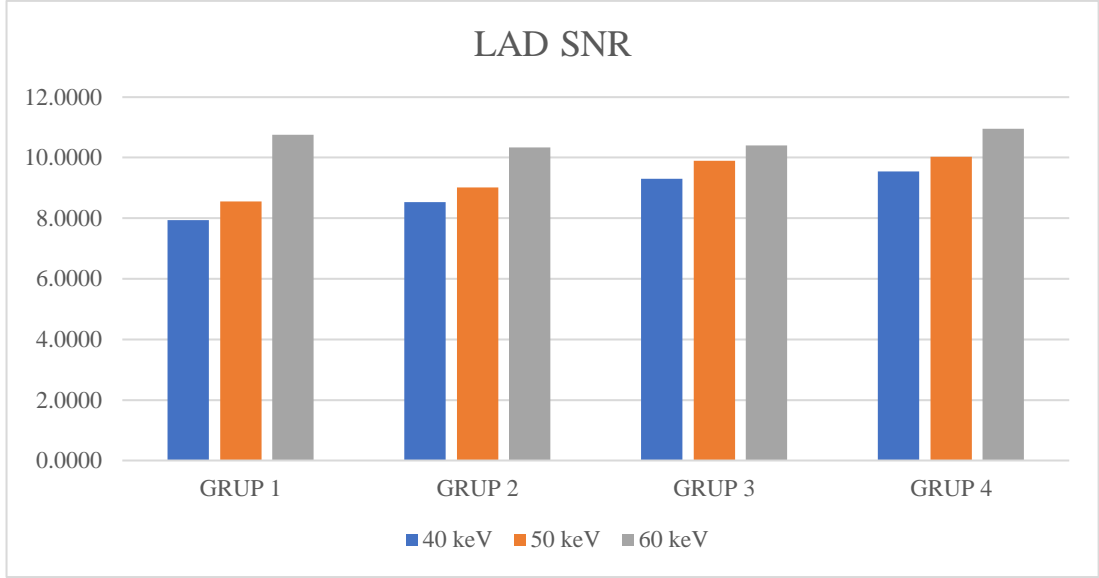
Grafik 4.13. CX’te 40-60 keV düzeylerinde kontrast protokol gruplarına göre HÜ değerlerinin dağılımı

RCA için tüm kontrast gruplarında en yüksek kontrast atenüasyonuna 40 keV düzeyinde (482.3 ± 151.5 HÜ), en düşük kontrast atenüasyonuna 60 keV düzeyinde (333.2 ± 99.5 HÜ) ulaşıldı. RCA’da 40 ve 50 keV düzeylerinde en yüksek kontrast atenüasyonu grup 3’te; 60 keV düzeyinde en yüksek kontrast atenüasyonu grup 4’te iken, tüm enerji düzeylerinde en düşük kontrast atenüasyonu grup 1’deydi (Grafik 4.14). Her üç enerji düzeyinde de RCA atenüasyonu için protokol grupları arasında anlamlı farklılık saptandı ($p < 0.05$). Gruplar arası ikili karşılaştırmalarda 40 keV düzeyinde grup 1 ile grup 2; grup 2 ile grup 3 ve 4; grup 3 ile grup 4 arasında; 50 ve 60 keV düzeylerinde grup 2 ile grup 3 ve 4; grup 3 ile grup 4 arasında anlamlı atenüasyon farkı yokken ($p > 0.05$), diğer gruplar arasında fark istatistiksel olarak anlamlıydı ($p < 0.05$).



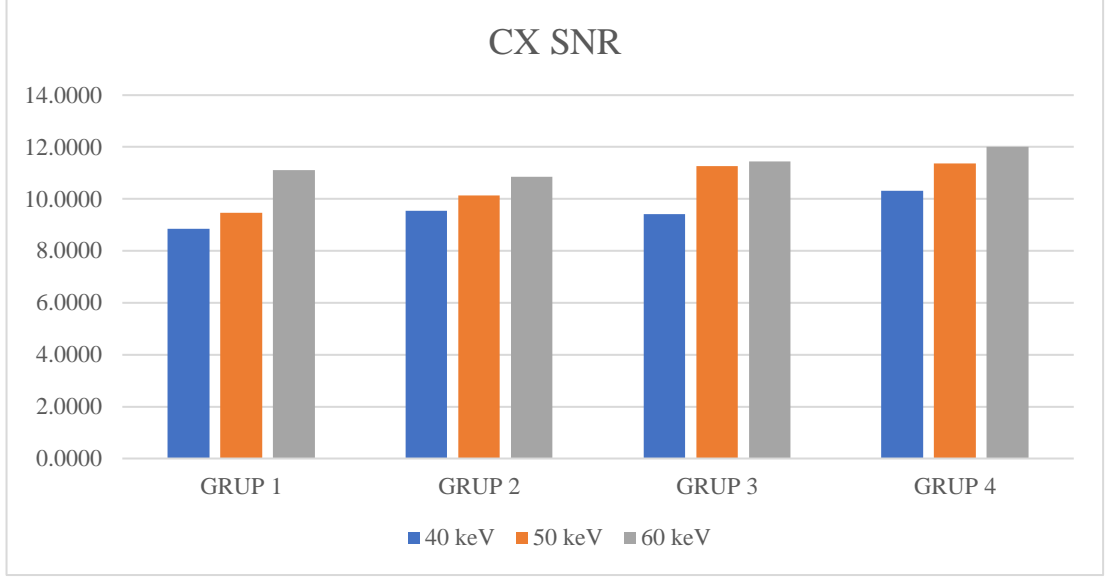
Grafik 4.14. RCA'da 40-60 keV düzeylerinde kontrast protokol gruplarına göre HÜ değerlerinin dağılımı

LAD için tüm kontrast gruplarında en yüksek SGO değerine 60 keV düzeyinde (10.61 ± 2.8), en düşük SGO değerine 40 keV düzeyinde (8.83 ± 2.6) ulaşıldı. LAD için 40-60 keV düzeylerinin tümünde en yüksek SGO değeri grup 4'te; en düşük SGO değeri 40 ve 50 keV düzeylerinde grup 1'de, 60 keV düzeyinde grup 2'deydi (Grafik 4.15). Protokol grupları arasında LAD SGO değeri için 40 ve 50 keV düzeylerinde anlamlı fark varken (grup 1 ile grup 4 arasında) ($p < 0.05$) 60 keV düzeyinde anlamlı fark yoktu ($p > 0.05$).



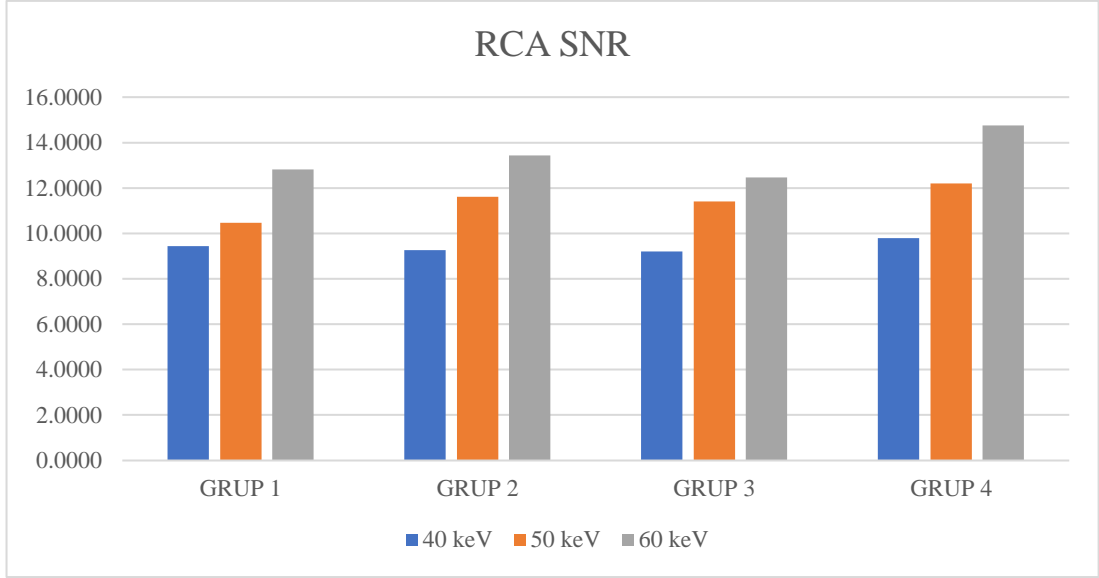
Grafik 4.15. LAD’de 40-60 keV düzeylerinde kontrast protokol gruplarına göre SGO değerlerinin dağılımı

CX için tüm kontrast gruplarında en yüksek SGO değerine 60 keV düzeyinde (11.42 ± 3), en düşük SGO değerine 40 keV düzeyinde (9.52 ± 2.65) ulaşıldı. CX için 40-60 keV düzeylerinin tümünde en yüksek SGO değeri grup 4’te; en düşük SGO değeri 40 ve 50 keV düzeylerinde grup 1’de, 60 keV düzeyinde grup 2’deydi (Grafik 4.16). Protokol grupları arasında CX SGO değeri için yalnızca 50 keV düzeyinde anlamlı fark varken (grup 1 ile grup 3 ve 4 arasında) ($p < 0.05$) 40 ve 60 keV düzeylerinde anlamlı fark yoktu ($p > 0.05$).



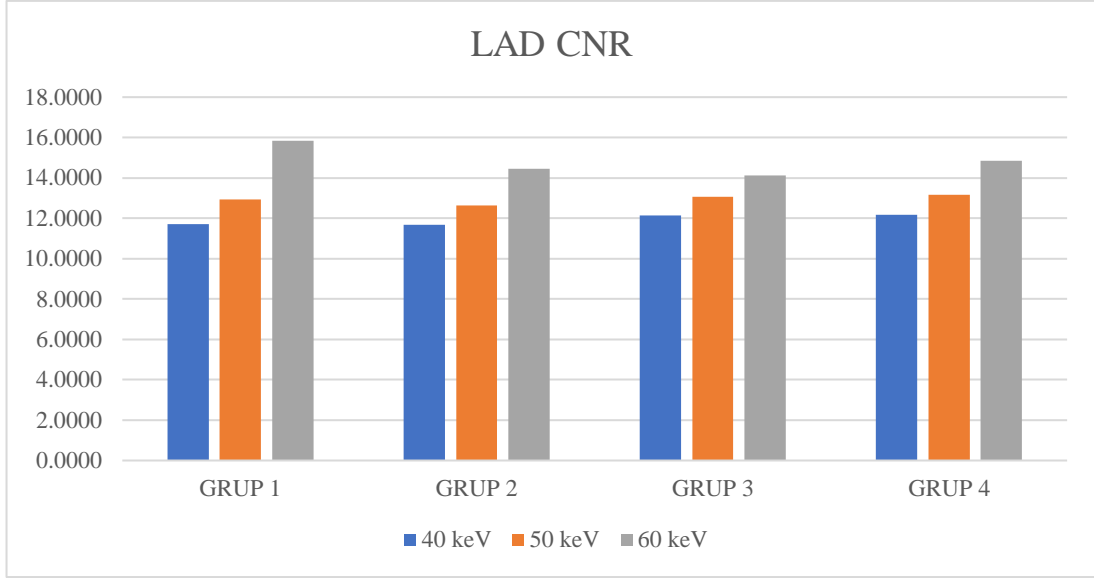
Grafik 4.16. CX’de 40-60 keV düzeylerinde kontrast protokol gruplarına göre SGO değerlerinin dağılımı

RCA için tüm kontrast gruplarında en yüksek SGO değerine 60 keV düzeyinde (13.41 ± 4.14), en düşük SGO değerine 40 keV düzeyinde (9.42 ± 3.41) ulaşıldı. RCA için 40-60 keV düzeylerinin tümünde en yüksek SGO değeri grup 4’te; en düşük SGO değeri grup 3’teydi (Grafik 4.17). Protokol grupları arasında RCA SGO değeri için herhangi bir enerji düzeyinde anlamlı fark yoktu ($p>0.05$).



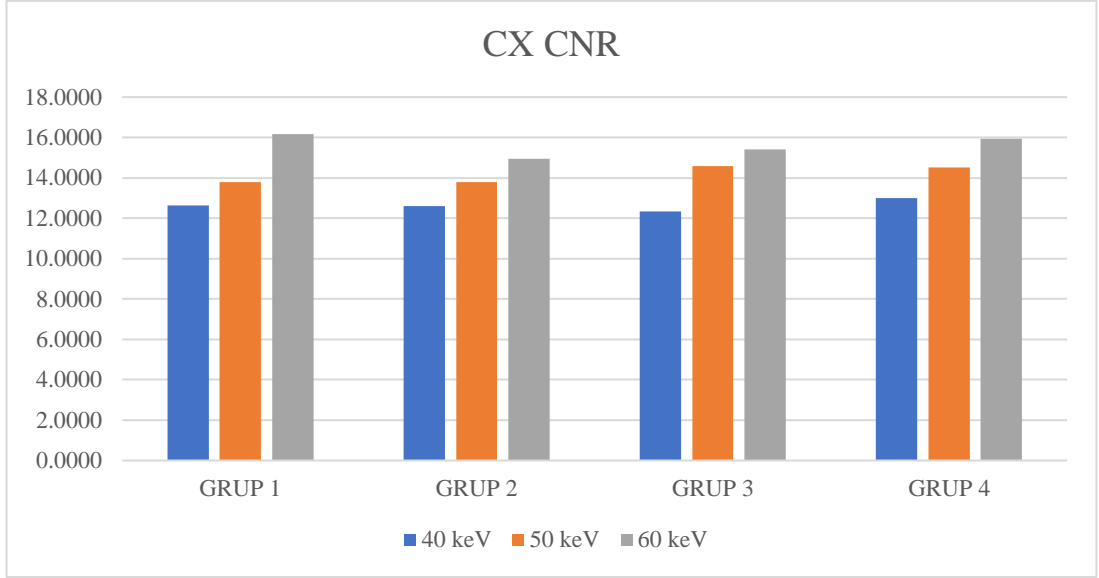
Grafik 4.17. RCA’de 40-60 keV düzeylerinde kontrast protokol gruplarına göre SGO değerlerinin dağılımı

LAD için tüm kontrast gruplarında en yüksek KGO değerine 60 keV düzeyinde (14.57 ± 3.3), en düşük KGO değerine 40 keV düzeyinde (11.93 ± 2.92) ulaşıldı. LAD için en yüksek KGO değeri 40 ve 50 keV düzeylerinde grup 4’te, 60 keV düzeyinde grup 1’de; en düşük KGO değeri 40 ve 50 keV düzeylerinde grup 2’de, 60 keV düzeyinde grup 3’teydi (Grafik 4.18). Protokol grupları arasında LAD KGO değeri için herhangi bir enerji düzeyinde anlamlı fark yoktu ($p>0.05$).



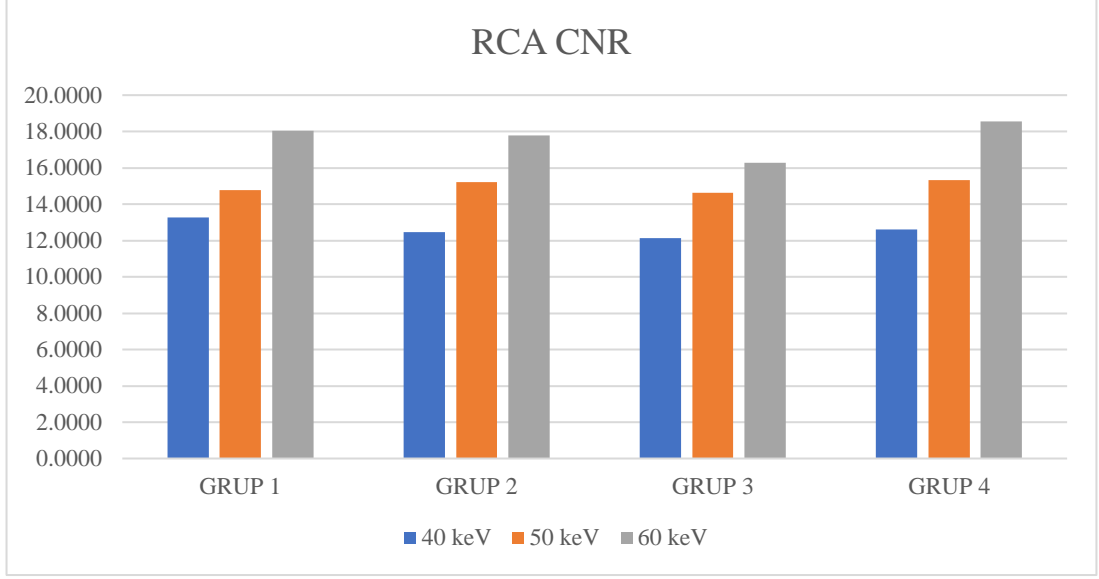
Grafik 4.18. LAD'de 40-60 keV düzeylerinde kontrast protokol gruplarına göre KGO değerlerinin dağılımı

CX için tüm kontrast gruplarında en yüksek KGO değerine 60 keV düzeyinde (15.52 ± 3.75), en düşük KGO değerine 40 keV düzeyinde (12.66 ± 3.12) ulaşıldı. CX için en yüksek KGO değeri 40 keV düzeyinde grup 4'te, 50 keV düzeyinde grup 3'te, 60 keV düzeyinde grup 1'de; en düşük SGO değeri 40 keV düzeyinde grup 3'te, 50 ve 60 keV düzeylerinde grup 2'deydi (Grafik 4.19). Protokol grupları arasında CX KGO değeri için herhangi bir enerji düzeyinde anlamlı fark yoktu ($p>0.05$).



Grafik 4.19. CX’te 40-60 keV düzeylerinde kontrast protokol gruplarına göre SGO değerlerinin dağılımı

RCA için tüm kontrast gruplarında en yüksek KGO değerine 60 keV düzeyinde (17.6 ± 4.6), en düşük KGO değerine 40 keV düzeyinde (12.7 ± 3.84) ulaşıldı. RCA için en yüksek KGO değeri 40 keV düzeyinde grup 1’de, 50 ve 60 keV düzeylerinde grup 4’te; en düşük KGO değeri tüm enerji düzeylerinde grup 3’teydi (Grafik 4.20). Protokol grupları arasında RCA KGO değeri için herhangi bir enerji düzeyinde anlamlı fark yoktu ($p>0.05$).



Grafik 4.20. RCA'da 40-60 keV düzeylerinde kontrast protokol gruplarına göre KGO değerlerinin dağılımı

4.3.2. Polienerjetik görüntülerde her koroner arter için HÜ, SGO ve KGO analizi

LAD için en yüksek atenüasyona grup 3'te, en düşük atenüasyona grup 1'de ulaşıldı. Gruplar arasındaki atenüasyon farkı anlamlıydı ($p < 0.001$). İkili karşılaştırmalarda; grup 1 ile grup 2 ($p = 0.326$); grup 2 ile grup 4 ($p = 0.48$); grup 3 ile grup 4 ($p = 0.254$) arasındaki fark dışında grupların atenüasyonları arasındaki fark anlamlıydı ($p < 0.05$).

CX için en yüksek atenüasyona grup 3'te, en düşük atenüasyona grup 1'de ulaşıldı. Gruplar arasındaki atenüasyon farkı anlamlıydı ($p < 0.001$). İkili karşılaştırmalarda; grup 3 ile grup 4 ($p = 0.994$) arasındaki fark dışında grupların atenüasyonları arasındaki fark anlamlıydı ($p < 0.05$).

RCA için en yüksek atenüasyona grup 3'te, en düşük atenüasyona grup 1'de ulaşıldı. Gruplar arasındaki atenüasyon farkı anlamlıydı ($p < 0.001$). İkili karşılaştırmalarda; grup 2 ile grup 4 ($p = 0.078$); grup 3 ile grup 4 ($p = 0.336$) arasındaki fark dışında grupların atenüasyonları arasındaki fark anlamlıydı ($p < 0.05$).

LAD için en yüksek SGO'ya grup 2'de, en düşük SGO'ya grup 1'de ulaşıldı. Gruplar arasındaki SGO farkı anlamlı değildi ($p = 0.284$).

CX için en yüksek SGO'ya grup 4'te, en düşük SGO'ya grup 1'de ulaşıldı. Gruplar arasındaki SGO farkı anlamlıydı ($p < 0.05$). İkili karşılaştırmalarda; grup 1 ile grup 2 ($p = 0.044$) ve grup 4 ($p = 0.008$) arasındaki fark dışında grupların SGO'ları arasındaki fark anlamlı değildi ($p > 0.05$).

RCA için en yüksek SGO'ya grup 4'te, en düşük SGO'ya grup 1'de ulaşıldı. Gruplar arasındaki SGO farkı anlamlıydı ($p<0.05$). İkili karşılaştırmalarda; grup 1 ile grup 2 ($p=0.004$), grup 3 ($p=0.002$) ve grup 4 ($p=0.001$) arasındaki fark dışında grupların SGO'ları arasındaki fark anlamlı değildi ($p>0.05$).

LAD için en yüksek KGO'ya grup 2'de, en düşük KGO'ya grup 1'de ulaşıldı. Gruplar arasındaki KGO farkı anlamlı değildi ($p=0.335$).

CX için en yüksek KGO'ya grup 4'te, en düşük KGO'ya grup 1'de ulaşıldı. Gruplar arasındaki KGO farkı anlamlı değildi ($p=0.05$).

RCA için en yüksek KGO'ya grup 4'te, en düşük KGO'ya grup 1'de ulaşıldı. Gruplar arasındaki KGO farkı anlamlıydı ($p=0.013$). İkili karşılaştırmalarda; grup 1 ile grup 2 ($p=0.027$) ve grup 4 ($p=0.019$) arasındaki fark dışında grupların KGO'ları arasındaki fark anlamlı değildi ($p>0.05$).

4.3.3. Poli-monoenerjetik görüntülerde her kontrast grubu için HÜ, SGO ve KGO analizi

Grup 1'de tüm koroner arterlerde monoenerjetik görüntülerde en yüksek kontrast atenüasyonu 40 keV, en düşük kontrast atenüasyonu 60 keV düzeyindeydi ve enerji düzeyleri arasındaki atenüasyon farkı anlamlıydı ($p<0.001$). Her üç koroner arterde de 120 kVp polienerjetik görüntülerde kontrast atenüasyonu 40 ve 50 keV'den düşük, 60 keV'den yüksekti. Yine her üç koroner arterde de 120 kVp ile 40 ve 50 keV arasındaki fark anlamlıyken ($p<0.001$) 60 keV arasındaki fark anlamlı değildi ($p>0.05$).

Grup 1'de tüm koroner arterlerde monoenerjetik görüntülerde en yüksek SGO değerine 60 keV, en düşük SGO değerine 40 keV düzeyinde ulaşıldı ve enerji düzeyleri arasındaki SGO farkı anlamlıydı ($p<0.05$). Her üç koroner arterde de 120 kVp polienerjetik görüntülerde SGO monoenerjetik görüntülerden anlamlı olarak düşüktü ($p<0.001$).

Grup 1'de tüm koroner arterlerde monoenerjetik görüntülerde en yüksek KGO değerine 60 keV, en düşük KGO değerine 40 keV düzeyinde ulaşıldı ve enerji düzeyleri arasındaki KGO farkı anlamlıydı ($p<0.05$). Her üç koroner arterde de 120 kVp polienerjetik görüntülerde KGO monoenerjetik görüntülerden anlamlı olarak düşüktü ($p<0.001$).

Grup 1’de polienerjetik ve monoenerjetik görüntülerdeki atenüasyon, SGO ve KGO ilişkisi tablo 4.2’de verilmiştir.

		Grup 1									
		Enerji düzeyleri					p değeri (ikili karşılaştırmalar)				
		Polienerjetik	40 keV	50 keV	60 keV	Poli-40	Poli-50	Poli-60	40-50	40-60	50-60
HÜ	LAD	240.6 ± 34.2	363.1 ± 78.9	261.8 ± 44.3	226.1 ± 22.8	<0.001	<0.001	0.775	<0.001	<0.001	<0.001
	CX	248.1 ± 42.5	399.7 ± 106.5	285.8 ± 61.3	236.9 ± 32.5	<0.001	<0.001	0.144	<0.001	<0.001	<0.001
	RCA	274 ± 53.6	424.4 ± 144.6	315.9 ± 84	263.5 ± 48.8	<0.001	0.002	0.917	<0.001	<0.001	<0.001
SGO	LAD	7.1 ± 1.4	7.9 ± 2.2	8.5 ± 2	10.75 ± 2	<0.001	<0.001	<0.001	0.026	<0.001	<0.001
	CX	7.6 ± 1.7	8.8 ± 2.8	9.5 ± 2.7	11.1 ± 3.1	<0.001	<0.001	<0.001	0.01	0.001	0.01
	RCA	8.2 ± 2.3	9.4 ± 3.7	10.5 ± 3.7	12.8 ± 3.4	<0.001	<0.001	<0.001	0.02	<0.001	<0.001
KGO	LAD	9.9 ± 1.8	11.7 ± 2.8	12.9 ± 2.7	15.8 ± 3.1	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	0.01
	CX	10.6 ± 2.1	12.6 ± 3.1	13.8 ± 3.3	16.2 ± 3.9	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	0.03
	RCA	11.1 ± 2.8	13.3 ± 4.2	14.8 ± 4.3	18.1 ± 4.3	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001

Tablo 4.2. Grup 1’ de poli ve monoenerjetik görüntülerde HÜ, SGO ve KGO analizi

Grup 2’de tüm koroner arterlerde monoenerjetik görüntülerde en yüksek kontrast atenüasyonu 40 keV, en düşük kontrast atenüasyonu 60 keV düzeyindeydi ve enerji düzeyleri arasındaki atenüasyon farkı anlamlıydı ($p<0.001$). Her üç koroner arterde de 120 kVp polienerjetik görüntülerde kontrast atenüasyonu 40 ve 50 keV’den düşük, 60 keV’den yüksekti. LAD’de 120 kVp ile 60 keV arasındaki fark dışında ($p>0.05$) her üç koroner arterde de polienerjetik ve monoenerjetik görüntüler arasındaki fark anlamlıydı ($p<0.05$).

Grup 2’de tüm koroner arterlerde monoenerjetik görüntülerde en yüksek SGO değerine 60 keV, en düşük SGO değerine 40 keV düzeyinde ulaşıldı ve CX’te 40 ve 50 keV arasındaki fark ($p=0.257$) dışında enerji düzeyleri arasındaki SGO farkı anlamlıydı ($p<0.05$). Her üç koroner arterde de 120 kVp polienerjetik görüntülerde SGO monoenerjetik görüntülerden düşüktü. Yine her üç koroner arterde de 120 kVp ile 40 keV arasındaki fark ($p>0.05$) ve RCA’da 120 kVp ile 50 keV arasındaki fark ($p>0.05$) dışında polienerjetik ve monoenerjetik görüntüler arasındaki fark anlamlıydı ($p<0.05$).

Grup 2’de tüm koroner arterlerde monoenerjetik görüntülerde en yüksek KGO değerine 60 keV, en düşük KGO değerine 40 keV düzeyinde ulaşıldı ve enerji düzeyleri arasındaki KGO farkı anlamlıydı ($p<0.05$). Her üç koroner arterde de 120 kVp polienerjetik görüntülerde KGO monoenerjetik görüntülerden düşüktü. RCA’da 120 kVp ile 40 keV arasındaki fark ($p>0.05$) dışında her üç koroner arterde de polienerjetik ve monoenerjetik görüntüler arasındaki fark anlamlıydı ($p<0.05$).

Grup 2’de polienerjetik ve monoenerjetik görüntülerdeki atenüasyon, SGO ve KGO ilişkisi tablo 4.3’te verilmiştir.

		Grup 2									
		Enerji düzeyleri					p değeri (ikili karşılaştırmalar)				
	Polienerjetik	40 keV	50 keV	60 keV		Poli-40	Poli-50	Poli-60	40-50	40-60	50-60
HÜ	LAD	265.3 ± 47	429.3 ± 136.9	310 ± 78.4	255.6 ± 36.4	<0.001	0.001	0.374	<0.001	<0.001	<0.001
	CX	298.7 ± 52.5	485.8 ± 100.5	338 ± 75	252.8 ± 39.9	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001
	RCA	348.6 ± 96.1	463.8 ± 154.5	391 ± 133.8	308 ± 70.7	<0.001	0.023	<0.001	0.007	<0.001	<0.001
SGO	LAD	8.2 ± 2.1	8.5 ± 2.7	9 ± 2.6	10.3 ± 2.7	0.08	0.03	0.001	0.023	<0.001	0.01
	CX	9.2 ± 2.5	9.5 ± 2.2	10.1 ± 3.2	10.8 ± 3.1	0.108	0.01	0.001	0.257	0.008	0.002
	RCA	10.8 ± 3.7	9.3 ± 3.6	11.6 ± 4.7	13.4 ± 3.8	0.589	0.265	0.009	0.02	<0.001	0.01
KGO	LAD	10.9 ± 2.5	11.7 ± 3	12.6 ± 3	14.4 ± 3.3	0.012	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	0.01
	CX	11.9 ± 3	12.6 ± 2.5	13.8 ± 3.8	14.9 ± 4.2	0.011	<0.001	<0.001	0.011	<0.001	0.01
	RCA	13.5 ± 4	12.4 ± 3.8	15.2 ± 5	17.8 ± 4.3	0.776	0.018	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001

Tablo 4.3. Grup 2’ de poli ve monoenerjetik görüntülerde HÜ, SGO ve KGO analizi

Grup 3'te tüm koroner arterlerde monoenerjetik görüntülerde en yüksek kontrast atenüasyonu 40 keV, en düşük kontrast atenüasyonu 60 keV düzeyindeydi ve enerji düzeyleri arasındaki atenüasyon farkı anlamlıydı ($p<0.001$). Her üç koroner arterde de 120 kVp polienerjetik görüntülerde kontrast atenüasyonu 40 ve 50 keV'den düşük, 60 keV'den yüksekti. LAD'de 120 kVp ve 60 keV arasındaki ($p=0.95$) ve CX'te 120 kVp ile 50 keV ve 60 keV arasındaki ($p=0.252$ ve 0.205) fark dışında polienerjetik ve monoenerjetik görüntüler arasındaki atenüasyon farkı anlamlıydı ($p<0.001$).

Grup 3'te tüm koroner arterlerde monoenerjetik görüntülerde en yüksek SGO değerine 60 keV, en düşük SGO değerine 40 keV düzeyinde ulaşıldı ve her üç koroner arterde de 50 ve 60 keV arasındaki fark ($p>0.05$) dışında enerji düzeyleri arasındaki SGO farkı anlamlıydı ($p<0.05$) (Tablo 4.5). Her üç koroner arterde de 120 kVp polienerjetik görüntülerde SGO monoenerjetik görüntülerden düşüktü. RCA'da 120 kVp ile her üç monoenerjetik düzey arasında ($p>0.05$) fark yokken LAD ve CX'te polienerjetik ve monoenerjetik görüntüler arasındaki SGO farkı anlamlıydı ($p<0.05$).

Grup 3'te tüm koroner arterlerde monoenerjetik görüntülerde en yüksek KGO değerine 60 keV, en düşük KGO değerine 40 keV düzeyinde ulaşıldı ve enerji düzeyleri arasındaki KGO farkı anlamlıydı ($p<0.05$). Her üç koroner arterde de 120 kVp polienerjetik görüntülerde KGO monoenerjetik görüntülerden düşüktü. RCA'da 120 kVp ile 40 keV arasındaki ($p=0.923$) fark dışında her üç koroner arterde de polienerjetik ve monoenerjetik görüntüler arasındaki KGO farkı anlamlıydı ($p<0.05$).

Grup 3’te polienerjetik ve monoenerjetik görüntülerdeki atenuasyon, SGO ve KGO ilişkisi tablo 4.4’te verilmiştir.

		Grup 3									
		Enerji düzeyleri					p değeri (ikili karşılaşturmalar)				
		Polienerjetik	40 keV	50 keV	60 keV	Poli-40	Poli-50	Poli-60	40-50	40-60	50-60
HÜ	LAD	306 ± 68.7	553.2 ± 121.3	405.2 ± 84.8	294.5 ± 64.5	<0.001	<0.001	0.95	<0.001	<0.001	<0.001
	CX	338.1 ± 63.5	552.1 ± 119.5	446 ± 122.1	319.4 ± 78.4	<0.001	0.252	0.205	<0.001	<0.001	<0.001
	RCA	438 ± 130.1	539.6 ± 137.7	454.6 ± 136.1	354 ± 101.8	<0.001	<0.001	<0.001	0.003	<0.001	<0.001
SGO	LAD	7.7 ± 2.8	9.3 ± 2.4	9.9 ± 2.3	10.4 ± 2.9	<0.001	<0.001	<0.001	0.001	0.003	0.188
	CX	8.5 ± 2.7	9.4 ± 3	11.3 ± 3.5	11.4 ± 3	0.012	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	1
	RCA	10.9 ± 3.6	9.2 ± 3	11.4 ± 3.7	12.4 ± 3.7	0.369	0.309	0.082	<0.001	<0.001	0.052
KGO	LAD	10 ± 3.3	12.1 ± 2.7	13 ± 2.6	14.1 ± 3.2	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001
	CX	10.8 ± 3.2	12.3 ± 4.1	14.6 ± 4	15.4 ± 3.7	0.007	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	0.001
	RCA	13.2 ± 4	12.1 ± 3.6	14.6 ± 4	16.3 ± 4	0.923	0.028	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001

Tablo 4.4. Grup 3’ te poli ve monoenerjetik görüntülerde HÜ, SGO ve KGO analizi

Grup 4'te tüm koroner arterlerde monoenerjetik görüntülerde en yüksek kontrast atenüasyonu 40 keV, en düşük kontrast atenüasyonu 60 keV düzeyindeydi ve enerji düzeyleri arasındaki atenüasyon farkı anlamlıydı ($p<0.001$). Her üç koroner arterde de 120 kVp polienerjetik görüntülerde kontrast atenüasyonu 40 ve 50 keV'den düşük, 60 keV'den yüksekti. LAD ve RCA'da 120 kVp ile 60 keV arasındaki fark ($p>0.05$) dışında polienerjetik ve monoenerjetik görüntüler arasındaki fark anlamlıydı ($p<0.05$).

Grup 4'te tüm koroner arterlerde monoenerjetik görüntülerde en yüksek SGO değerine 60 keV, en düşük SGO değerine 40 keV düzeyinde ulaşıldı ve enerji düzeyleri arasındaki SGO farkı anlamlıydı ($p<0.05$). Her üç koroner arterde de 120 kVp polienerjetik görüntülerde SGO monoenerjetik görüntülerden düşüktü. CX ve RCA'da 120 kVp ile 40 keV arasındaki fark ($p>0.05$) dışında her üç koroner arterde de polienerjetik ve monoenerjetik görüntüler arasındaki SGO farkı anlamlıydı ($p<0.05$).

Grup 4'te tüm koroner arterlerde monoenerjetik görüntülerde en yüksek KGO değerine 60 keV, en düşük KGO değerine 40 keV düzeyinde ulaşıldı ve enerji düzeyleri arasındaki KGO farkı anlamlıydı ($p<0.05$). Her üç koroner arterde de 120 kVp polienerjetik görüntülerde KGO monoenerjetik görüntülerden düşüktü. CX ve RCA'da 120 kVp ile 40 keV arasındaki fark ($p>0.05$) dışında her üç koroner arterde de polienerjetik ve monoenerjetik görüntüler arasındaki SGO farkı anlamlıydı ($p<0.05$).

Grup 4’te polienerjetik ve monoenerjetik görüntülerdeki atenuasyon, SGO ve KGO ilişkisi tablo 4.5’te verilmiştir.

		Grup 4									
		Enerji düzeyleri					p değeri (ikili karşılaştırmalar)				
		Polienerjetik	40 keV	50 keV	60 keV	Poli-40	Poli-50	Poli-60	40-50	40-60	50-60
HÜ	LAD	283 ± 58.8	519.1 ± 114.4	364.4 ± 90	276.7 ± 55.3	<0.001	<0.001	0.485	<0.001	<0.001	<0.001
	CX	334.8 ± 65.1	552.4 ± 111	414.2 ± 113.6	302 ± 72.3	<0.001	<0.001	0.002	<0.001	<0.001	<0.001
	RCA	401.3 ± 95.3	533.3 ± 139.9	436.5 ± 137.4	364 ± 115.4	<0.001	<0.001	0.085	<0.001	<0.001	0.002
SGO	LAD	7.9 ± 2.1	9.5 ± 2.6	10 ± 2.9	10.9 ± 2.9	0.000	0.000	0.000	0.007	<0.001	<0.001
	CX	9.6 ± 2.8	10.3 ± 2.4	11.4 ± 3.1	12 ± 2.9	0.051	0.003	0.000	0.003	<0.001	0.008
	RCA	11.2 ± 3.5	9.8 ± 3.2	12.2 ± 4.5	14.7 ± 4.9	0.902	0.007	0.000	<0.001	<0.001	0.001
KGO	LAD	10.5 ± 2.4	12.2 ± 3.1	13.2 ± 3.4	14.8 ± 3.4	0.001	0.000	0.000	<0.001	<0.001	<0.001
	CX	12.1 ± 3.2	13 ± 3	14.5 ± 3.5	15.9 ± 3.4	0.051	0.000	0.000	<0.001	<0.001	<0.001
	RCA	13.6 ± 3.8	12.6 ± 3.7	15.3 ± 4.7	18.5 ± 5.3	0.800	0.002	0.000	<0.001	<0.001	<0.001

Tablo 4.5. Grup 4’ te poli ve monoenerjetik görüntülerde HÜ, SGO ve KGO analizi

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada farklı miktarlarda kontrast maddenin farklı injeksiyon hızlarında kullanıldığı çift enerjili kardiyak BT protokollerinin görüntü kalitesini karşılaştırdık. Dört farklı protokol grubundaki tüm hastalarda 40-140 keV arası enerji düzeylerinde aortta ve koroner arterlerde en yüksek atenüasyona 40 keV düzeyinde ulaşıldı. Artan keV değerleri kontrast atenüasyonunun azalmasıyla ilişkiliydi. En yüksek SGO ve KGO değerleri 90 keV düzeyinde iken, bu enerji düzeyinde tanısal açıdan yeterli koroner arter atenüasyonu sağlanamadı. Bunun üzerine, tanısal açıdan yeterli koroner arter atenüasyonunu sağlayan ve yeterli sayıda hasta içeren 40-60 keV aralığında ek analizler yapıldı. Tüm gruplarda her üç koroner arter için de ortalama kontrast atenüasyonu 40 keV düzeyinde en yüksek, 60 keV düzeyinde ise en düşüktü. En yüksek ortalama SGO ve KGO değerleri ise 60 keV düzeyinde saptandı.

Rutin klinik pratikte 40-190 kVp gibi oldukça geniş enerji aralıklı X-ışını spektrumu kullanılabilir. Genel bilgilerde bahsedilen prensipler doğrultusunda daha düşük enerjili X-ışını fotonları kullanıldığında iyotun oluşturacağı atenüasyonun ve görüntüdeki kontrastın artacağı anlaşılabilir. Jun ve ark. 80-kV ve 120-kV'de görüntü kalitesini karşılaştırmak için eşit sayıda hasta içeren iki grup oluşturmuş ve yaş, vücut kitle indeksi ve kalp hızı arasında anlamlı farklılık bulunmayan bu gruplardan 80-kV'lik grupta tüm koroner arterlerde ortalama kontrast atenüasyonunun daha yüksek olduğunu göstermişlerdir (53). Benzer şekilde, çift enerji teknolojisi kullanılarak elde edilen sanal monoenerjetik görüntülerde de düşük enerji düzeyinde daha yüksek intrakoroner atenüasyon elde edilebilir. Okayama ve ark. çift enerji tekniği kullanarak 25 hastayı görüntülediği bir çalışmada 40-190 keV arası farklı enerji düzeylerinde koroner atenüasyonu karşılaştırmış ve en yüksek atenüasyona 40 keV düzeyine ulaştığını, atenüasyonun artan enerji düzeyiyle birlikte azaldığını göstermiştir (54).

Bizim çalışmamızda da literatürdeki örneklerle benzer şekilde, dört farklı protokol grubundaki tüm hastalarda 40-140 keV arası enerji düzeylerinde gerek aortta gerekse de koroner arterlerde en yüksek atenüasyona 40 keV düzeyinde ulaşıldı. Tanısal koroner atenüasyon aralığına dahil olan hastaları içeren ek analizlerde de benzer sonuç mevcuttu. Bu analiz, yeterli hasta sayısına yalnızca 40-60 keV aralığında ulaşılabilirdiğinden daha az örnek içeriyor olsa da tüm gruplarda en yüksek kontrast

atenüasyonu ortalaması 40 keV düzeyinde, en düşük ortalama ise 60 keV düzeyindeydi.

Görüntüleme de kullanılan İV kontrast maddenin miktarı da gerek kontrast atenüasyonu gerekse de görüntü kalitesini belirleyen diğer parametreler olan SGO ve KGO üzerinde etkilidir. Artan kontrast madde miktarı kontrast atenüasyonunu artıracığından SGO ve KGO de artar. Kontrast madde miktarı gürültü üzerine direkt etkili değildir. Oda ve ark. 30'ar hastanın bulunduğu iki grubu yalnızca kontrast madde miktarını değiştirerek 80 kVp ile görüntülemiş ve daha fazla kontrast madde kullanılan grupta hem ortalama koroner atenüasyonun hem de ortalama KGO değerinin daha yüksek olduğunu ortaya koymuştur (55).

Çalışmamızda kontrast protokol grupları kullanılan kontrast maddenin miktarı ve enjeksiyon hızına göre belirlenmişti. Kullanılan toplam kontrast madde miktarı grup 1'de 39 mL; grup 2'de 52 mL; grup 3'te 65 mL; grup 4'te 78 mL idi. Aortta 40-140 keV arası tüm düzeylerde en yüksek kontrast atenüasyonu grup 3'te saptandı. Koroner arterlerde de ortalama atenüasyonun grup 3'te grup 4'ten daha fazla olduğu enerji düzeyleri söz konusuydu. Kontrast atenüasyonu ile benzer şekilde, tüm enerji düzeylerinde aorttaki gürültü grup 3'te en fazlaydı. Grup 3'ün vücut kitle indeksi (VKİ) ortalaması grup 4'ten anlamlı olarak yüksekti. Grup 3'te ayrıca DLP değeri ortalaması da grup 4'ten yüksekti. Grupların ortalama kalp hızları arasında anlamlı fark yoktu. Tüm bu bulgular birlikte ele alındığında, daha az kontrast madde kullanılmış olmasına karşın ortalama atenüasyonun grup 3'te daha fazla oluşu otomatik voltaj seçimli tüp akım modülasyonu ile açıklanabildi. İncelemelerin gerçekleştirildiği Somatom Force (Siemens Medical Solutions) cihazımızdaki CARE Dose 4D teknolojisi gibi tüp akım modülasyonu teknolojileri, kılavuz görüntüsü elde edildikten sonra görüntülenen bölge ve hasta boyutuna göre en uygun tüp voltajı ve mAs'ı seçer (56). Grup 3'te otomatik tüp akım modülasyonu ile grup 4'e göre daha yüksek mAs ve daha düşük voltaj uygulanmış olması, bu iki grup arasındaki ortalama DLP, ortalama gürültü ve gerek aort gerekse koroner arterlerdeki ortalama atenüasyon farkını açıklayabilir. Grup 3'ün ortalama kalp hızı grup 4'ten daha az olduğundan daha yavaş sirkülasyonun sonucu olarak kontrast konjesyonunun da bu grupta daha yüksek atenüasyona katkıda bulunabileceği düşünüldü ancak bu iki grubun ortalama kalp hızları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildi.

Koroner BT incelemelerinde hasta kilosuna göre standardize edilerek sunulmuş kontrast madde miktarları mevcut olsa da klinik pratikte bu standartlar her zaman mümkün olmayabilir. Örneğin böbrek fonksiyonları bozuk olan hastalarda BT incelemesi yapılacağı zaman kontrast nefropatisi gelişme riskini en aza indirmek amacıyla kontrast miktarının azaltılması veya daha düşük konsantrasyonlu kontrast maddelerin kullanılması gerekliliği kaçınılmaz hale gelmektedir. Kontrast madde miktarının azaltılması periferal damar yolu problemlili olan hastalarda da önemli olabilmektedir. Daha düşük kontrast madde miktarı veya konsantrasyonu daha az kontrast atenüasyonu anlamına geldiğinden görüntü kalitesinin korunmasına yönelik çeşitli önlemler alınabilir. Bunlardan birisi tüp voltajının değiştirilmesidir. Daha düşük enerji iyot atenüasyonunu artıracığından kontrast madde miktarı veya konsantrasyonunun azaltılması gerektiğinde düşük enerji düzeylerinde görüntüleme yapılarak atenüasyon kaybının önüne geçilebilir. Yine de, obez hastalarda voltajı azaltmanın görüntüdeki gürültüyü daha fazla artıracığı göz önüne alınmalıdır. Raju ve ark. çift enerjili ve standart koroner BT ile görüntülenmiş, eşit sayıda hasta içeren iki grubu karşılaştırdığında, görüntü kalitesinden ödün vermeden kontrast madde miktarının %50'den fazla azaltılabileceğini göstermişlerdir (2). Benzer şekilde, çift enerjili sanal monokromatik görüntüleme ile standart koroner BT'yi karşılaştıran bir çalışmada Carrascosa ve ark. kontrast dozunun %50 azaltılabileceğini öne sürmüştür (5). Huang ve ark. ise polikromatik görüntüleri monokromatik görüntülerle ve monokromatik görüntüleri kendi aralarında karşılaştırmış, kontrast maddenin %50 oranında azaltıldığı 50 keV düzeyindeki monokromatik görüntülerde kalitenin rutin dozda kontrast kullanılan standart polikromatik görüntülere eşit veya onlardan daha iyi olduğunu göstermiştir (3). Çalışmamızda biz de, literatürdeki monoenerjetik ve polienerjetik görüntüleri karşılaştıran çalışmalardakine benzer olarak, 40-60 keV düzeylerinde monoenerjetik görüntülemenin polienerjetik görüntülemeye göre daha yüksek görüntü kalitesiyle birlikte olduğunu gösterdik. Farklı kontrast protokol gruplarında monoenerjetik görüntüleri birbirleriyle karşılaştırmış olmamızın yanı sıra her kontrast grubunun kendi içinde polienerjetik ve monoenerjetik görüntülerinin karşılaştırılmış olması çalışmamızın güçlü yanlarından.

Koroner BT'de tüp akım modülasyonu, tüp voltajının azaltılması, prospektif-EKG tetikleme ve yüksek "pitch" spiral görüntüleme ile radyasyon dozu azaltılabilir.

Çift enerjili koroner BT teknikleri de özellikle yüksek “pitch”-düşük voltaj kombinasyonlarıyla kayda değer düzeyde doz azaltımı sağlayabilir. Birbirine dik oryantasyonda yerleştirilmiş iki X-ışını tüpü bulunan çift-kaynak çift enerji tekniğinde tek kesitin görüntülenmesi yalnızca çeyrek gantri rotasyonu ile bile mümkün olduğundan zamansal çözünürlük oldukça yüksektir. İnceleme süresini kısaltan bu teknolojinin düşük enerji ile kombinasyonu görüntü kalitesinden ödün vermeden miliSievert altı düzeylerde radyasyon ile inceleme imkanı sunar. Klinik uygulamada iyot çıkartma tekniğiyle sanal kontrastsız görüntülerin oluşturulabilmesi çift enerjinin radyasyon dozu azaltma konusundaki en büyük avantajlarından biridir. Yamada ve ark. çift enerjili koroner BT’de sanal kontrastsız görüntüler ile kalsiyum skorlama yaparak başlangıcında kontrastsız görüntülerin alındığı standart koroner BT’ye göre radyasyon dozunda %20 azalma sağlamışlardır (57).

Koroner BT’de tanısal intrakoroner atenüasyon için standardize edilmiş tek bir alt sınır değeri yoktur. Radyoloji literatüründeki çeşitli çalışmalarda 250-350 HÜ aralığı koroner arter darlığının saptanabilmesi için alt sınır olarak gösterilse de distal veya darlık bulunmayan damarlarda 200 HÜ de klinik olarak tanısal kabul edilmektedir (52,58,59). Benzer şekilde, koroner atenüasyon için bir üst sınır da belirlenmemiş olmakla birlikte küçük damarlardaki darlıkların 500 HÜ üstü atenüasyonda saptanmasının güçleştiği bildirilmiştir (58). Çalışmamıza yaygın kalsifiye plakları, metalik stentleri veya yaygın distal koroner arter hastalığı bulunan hastaları dahil etmediğimiz için tanısal atenüasyon aralığı için 200-750 HÜ aralığı belirlenmiştir.

Koroner atenüasyon bir koroner BT’deki görüntü kalitesini belirleyen tek faktör değildir. Görüntüdeki SGO ve/veya KGO değerleri de koroner atenüasyon ile birlikte ele alınmalı ve kontrast protokolleri tüm bu faktörlerin ideali birlikte sağlayabileceği şekilde optimize edilmelidir. Çalışmamızda tüm kontrast gruplarında gerek aort gerekse de koroner arterlerde ortalama kontrast atenüasyonu en yüksek 40 keV, en düşük 140 keV düzeyindeydi. Kontrast gruplarında her üç koroner arter için en yüksek SGO değerine farklı enerji değerlerinde ulaşılrken, tüm gruplarda en yüksek KGO değerine 90 keV’de ulaşıldı.

Her bir kontrast grubunda, tüm sanal enerji düzeylerinde 200-750 HÜ atenüasyon aralığına giren hastaların sayısı belirlendi. Gerek kontrast gruplarının

gerekse de farklı enerji düzeylerinin kendi içlerinde istatistiksel olarak anlamlı şekilde karşılaştırılabilmeleri için tüm gruplarda yeterli hasta sayısına yalnızca 40, 50 ve 60 keV düzeylerinde ulaşılabildi. Tüm gruplarda her üç koroner arter için de ortalama kontrast atenüasyonu 40 keV düzeyinde en yüksek, 60 keV düzeyinde ise en düşüktü.

Literatürde çift enerjili koroner BT’de farklı keV düzeylerindeki kontrastlanma parametrelerini araştıran ilk çalışmada De Santis ve ark. da çalışmamızdakiyle benzer şekilde en yüksek luminal atenüasyona 40 keV’de ulaşmıştı (52). Bu fantom çalışmasında tanısal koroner atenüasyon için 300 HÜ olarak belirlenen sınırı geçen örneklerde (40-70 keV) iyotun injeksiyon hızına göre ayrılmış farklı grupların tamamında en yüksek KGO değerine 40 keV’de ulaşıldı. Rutin uygulamalarda enerji arttıkça görüntüdeki gürültünün azalması ve KGO’nin artması beklenirken, De Santis ve arkadaşlarının çalışmasında kullanılan VMI+ (“virtual monoenergetic imaging plus”) modülünün teknik olarak daha düşük enerji düzeylerinde gürültüde iyileşme sağlamasıyla bu durum açıklanabilir. Benzer şekilde, Grant ve ark. Mono+ algoritmasını sundukları fantom çalışmasında 40-190 keV arasındaki enerji düzeylerinde en yüksek koroner atenüasyona ve KGO değerine 40 keV’de ulaşmıştır (36).

Çift kaynaklı çift enerji tekniğiyle farklı monoenerjetik enerji düzeylerindeki görüntü kalitesini karşılaştıran Okayama ve ark. çalışmasında ortalama atenüasyon en yüksek 40 keV düzeyinde, en yüksek SGO ise 70 ve 80 keV düzeyindeydi (54). Huang ve arkadaşlarının standart koroner BT ile üç farklı monoenerjetik enerji düzeyinde (45-50-55 keV) çift enerjili koroner BT görüntülerini karşılaştırdığı çalışmada ortalama kontrast atenüasyonuna en yüksek 45 keV düzeyinde ulaşılrken, ortalama SGO ve KGO değerlerine en yüksek 50 keV düzeyinde ulaşılmıştı (3). Carrascosa ve ark. monokromatik ve polikromatik görüntüleri karşılaştırdıkları çalışmada en yüksek ortalama kontrast atenüasyonuna 40 keV düzeyinde ulaşmış olsalar da en yüksek SGO ve KGO değerine iteratif rekonstrüksiyonun uygulanabildiği en düşük monoenerjetik enerji düzeyi olan 60 keV’de ulaşıldığını belirtmişlerdir (5). Raju ve ark. da çift enerjili kullanarak kontrast dozunu azaltmayı amaçladıkları çalışmada iteratif rekonstrüksiyon algoritması en az 60 keV düzeyinde uygulanabildiğinden atenüasyon-gürültü dengesi için ideal enerji düzeyi olarak 60 keV’i öne sürmüştür (2). Benzer şekilde bizim çalışmamızda da, tüm gruplarda her üç koroner arter için de en yüksek

kontrast atenüasyonu 40 keV düzeyinde iken ortalama SGO ve KGO değerleri 60 keV düzeyinde en yüksekti.

Farklı çift enerji tekniğini kullanan farklı üreticilerin cihazlarının karşılaştırıldığı bir fantom çalışmasında van Hamersvelt ve ark. tüm cihazlarda ortak bir injeksiyon protokolü kullanarak en yüksek kontrast atenüasyonuna 40 keV'de ulaşırken en yüksek KGO değeri tüm cihazlarda aynı enerji düzeyinde elde edilmedi (60). Gemstone Spectral Imaging (GE) tekniğinde en yüksek KGO 70 keV'de iken, tek kaynaklı çift katman dedektörlü (Philips) ve çift kaynaklı çift dedektörlü (Siemens) tekniklerde optimal KGO 40 keV'deydi. Bu fark, üreticilerin düşük enerji düzeylerinde gürültünün artmasını önleyen farklı yöntemler kullanılmasından kaynaklanmaktaydı.

Çalışmamızda bazı kısıtlılıklar vardır. Tüm bulgular retrospektif olarak değerlendirildi. Enerji düzeyi artırıldıkça tanısal koroner atenüasyona ulaşan hasta sayısı tüm gruplarda azaldığından 70 keV ve üzeri düzeylerde karşılaştırmalı istatistiksel analiz yapılamadı. Dolayısıyla, literatürdeki çalışmalarla benzer olarak, daha dar bir enerji aralığı değerlendirilebildi. Hasta sayısının yeterli olmamasından ötürü de kontrast atenüasyonu, SGO ve KGO değerlerini birlikte ele alan ideal bir protokol veya enerji düzeyi formülize edilemedi. Hasta grupları görüntü kalitesini etkileyebilecek faktörler olan cinsiyet, boy ve kilo gibi faktörler açısından homojen değildi.

6. SONUÇ

Koroner arterler çift enerjili kardiyak BT ile görüntülenirken görüntü kalitesini belirleyen tek faktör kontrast atenüasyonu değildir. Görüntüdeki gürültü, SGO ve KGO değerleri de dikkate alınmalı, kontrast madde protokolleri veya seçilecek tüp enerjisi tüm bu faktörler için ideali sağlayacak şekilde belirlenmelidir.

Çift enerjili kardiyak BT’de görüntü kalitesi kontrast dozunun yanı sıra tüp voltajıyla da doğrudan ilişkilidir. Koroner atenüasyon monoenerjetik görüntülemenin mümkün olduğu en düşük düzey olan 40 keV’de tüm kontrast protokolleri için en yüksektir.

Çift kaynaklı çift enerjili kardiyak BT ile 40 ve 50 keV monoenerjetik görüntülemelerde standart polienerjetik görüntülemeye göre daha kaliteli görüntüler elde edilebilir. 60 keV monoenerjetik görüntüleme ile standart polienerjetik görüntüleme karşılaştırıldığında ise koroner atenüasyonda anlamlı fark yokken yüksek SGO ve KGO monoenerjetik görüntüleme lehinedir.

Bununla birlikte, çift kaynaklı çift enerjili BT ile en iyi atenüasyon-SGO-KGO kombinasyonuna gerek rutin pratikte sık kullanılan kontrast madde dozlarında, gerekse de dozun yarı yarıya azaltıldığı protokollerde 60 keV’de ulaşılabilir.

Oldukça hızlı görüntü elde edilebilen çift enerjili kardiyak BT yöntemleri ile görüntü kalitesinden ödün verilmeden hem radyasyon, hem de kontrast madde dozunun azaltılması ve böylece hasta konforu ve güvenliğinin artırılması mümkündür.

KAYNAKÇA

1. Rotzinger DC, Si-Mohamed SA, Yerly J, Boccalini S, Becce F, Boussel L, et al. Reduced-iodine-dose dual-energy coronary CT angiography: qualitative and quantitative comparison between virtual monochromatic and polychromatic CT images. *Eur Radiol.* 2021;31(9).
2. Raju R, Thompson AG, Lee K, Precious B, Yang TH, Berger A, et al. Reduced iodine load with CT coronary angiography using dual-energy imaging: A prospective randomized trial compared with standard coronary CT angiography. *J Cardiovasc Comput Tomogr.* 2014;8(4).
3. Huang X, Gao S, Ma Y, Lu X, Jia Z, Hou Y. The optimal monoenergetic spectral image level of coronary computed tomography (CT) angiography on a dual-layer spectral detector CT with half-dose contrast media. *Quant Imaging Med Surg.* 2020;10(3).
4. Jiang X, Yang X, Hintenlang DE, White RD. Effects of Patient Size and Radiation Dose on Iodine Quantification in Dual-Source Dual-Energy CT. *Acad Radiol.* 2021;28(1).
5. Carrascosa P, Leipsic JA, Capunay C, Deviggiano A, Vallejos J, Goldsmit A, et al. Monochromatic image reconstruction by dual energy imaging allows half iodine load computed tomography coronary angiography. *Eur J Radiol.* 2015;84(10).
6. Stocker TJ, Leipsic J, Hadamitzky M, Chen MY, Rubinshtein R, Deseive S, et al. Application of Low Tube Potentials in CCTA: Results From the PROTECTION VI Study. *JACC Cardiovasc Imaging.* 2020;13(2).
7. Yi Y, Zhao XM, Wu RZ, Wang Y, Vembar M, Jin ZY, et al. Low Dose and Low Contrast Medium Coronary CT Angiography Using Dual-Layer Spectral Detector CT. *Int Heart J.* 2019;60(3):608–17.
8. McCollough CH, Leng S, Yu L, Fletcher JG. Dual- and multi-energy CT: Principles, technical approaches, and clinical applications. *Radiology.* 2015;276(3).
9. Allisy-Roberts PJ, Williams J. *Farr's Physics for Medical Imaging: Second Edition.* Farr's Physics for Medical Imaging: Second Edition. 2007.
10. Huda W. *Review of Radiologic Physics.* 2012.

11. Gelal F. Bilgisayarlı Tomografi Fiziği. In: Coşkun M, Sarp AF, editors. Radyoloji Fiziği. 1st ed. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri Tic. Ltd. Şti.; 2020. p. 59–107.
12. Albrecht MH, Vogl TJ, Martin SS, Nance JW, Duguay TM, Wichmann JL, et al. Review of clinical applications for virtual monoenergetic dual-energy CT. Vol. 293, Radiology. 2019.
13. Danad I, Fayad ZA, Willemink MJ, Min JK. New Applications of Cardiac Computed Tomography. JACC Cardiovasc Imaging. 2015;8(6).
14. Lenga L, Albrecht MH, Othman AE, Martin SS, Leithner D, D'Angelo T, et al. Monoenergetic Dual-energy Computed Tomographic Imaging. Vol. 32, Journal of Thoracic Imaging. 2017.
15. Tarkowski P, Czekajka-Chehab E. Dual-energy heart CT: Beyond better angiography-review. Vol. 10, Journal of Clinical Medicine. 2021.
16. Scheske JA, O'Brien JM, Earls JP, Min JK, LaBounty TM, Cury RC, et al. Coronary artery imaging with single-source rapid kilovolt peak-switching dual-energy CT. Radiology. 2013;268(3).
17. Flohr TG, McCollough CH, Bruder H, Petersilka M, Gruber K, Süß C, et al. First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. Eur Radiol. 2006;16(2).
18. Oda S, Takaoka H, Katahira K, Honda K, Nakaura T, Nagayama Y, et al. Low contrast material dose coronary computed tomographic angiography using a dual-layer spectral detector system in patients at risk for contrast-induced nephropathy. British Journal of Radiology. 2019;92(1094).
19. Allmendinger T, Nowak T, Flohr T, Klotz E, Hagenauer J, Alkadhi H, et al. Photon-Counting Detector CT-Based Vascular Calcium Removal Algorithm. Invest Radiol. 2022;57(6).
20. Leng S, Bruesewitz M, Tao S, Rajendran K, Halaweish AF, Campeau NG, et al. Photon-counting detector CT: System design and clinical applications of an emerging technology. Radiographics. 2019;39(3).
21. Sandfort V, Persson M, Pourmorteza A, Noël PB, Fleischmann D, Willemink MJ. Spectral photon-counting CT in cardiovascular imaging. Vol. 15, Journal of Cardiovascular Computed Tomography. 2021.

22. O'Brien JP, Srichai MB, Hecht EM, Kim DC, Jacobs JE. Anatomy of the heart at multidetector CT: What the radiologist needs to know. *Radiographics*. 2007;27(6).
23. Machida H, Tanaka I, Fukui R, Shen Y, Ishikawa T, Tate E, et al. Current and novel imaging techniques in coronary CT. *Radiographics*. 2015;35(4).
24. Huda W, Abrahams RB. Radiographic techniques, contrast, and noise in x-ray imaging. *AJR Am J Roentgenol*. 2015;204(2).
25. Lin E, Alessio A. What are the basic concepts of temporal, contrast, and spatial resolution in cardiac CT? *J Cardiovasc Comput Tomogr*. 2009;3(6).
26. McNitt-Gray MF. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT. *RadioGraphics*. 2002;22(6).
27. Mahesh M, Cody DD. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: Physics of cardiac imaging with multiple-row detector CT. Vol. 27, *Radiographics*. 2007.
28. Trattner S, Halliburton S, Thompson CM, Xu Y, Chelliah A, Jambawalikar SR, et al. Cardiac-Specific Conversion Factors to Estimate Radiation Effective Dose From Dose-Length Product in Computed Tomography. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2018;11(1).
29. Bárđyová Z, Horváthová M, Gomola I, Neuschl V, Šimková J. PRECAUTION IN THE USE OF EFFECTIVE DOSE IN CORONARY CT ANGIOGRAPHY. *Radiat Prot Dosimetry*. 2022 Aug 22;198(9–11):547–53.
30. Desjardins B, Kazerooni EA. ECG-Gated Cardiac CT. Vol. 182, *American Journal of Roentgenology*. 2004.
31. Smettei OA, Sayed S, M Al Habib A, Alharbi F, Abazid RM. Ultra-fast, low dose high-pitch (FLASH) versus prospectively-gated coronary computed tomography angiography: Comparison of image quality and patient radiation exposure. *J Saudi Heart Assoc*. 2018;30(3).
32. Oda S, Utsunomiya D, Nakaura T, Kidoh M, Funama Y, Tsujita K, et al. Basic Concepts of Contrast Injection Protocols for Coronary Computed Tomography Angiography. *Curr Cardiol Rev*. 2018;15(1).
33. Abbara S, Blanke P, Maroules CD, Cheezum M, Choi AD, Han BK, et al. SCCT guidelines for the performance and acquisition of coronary computed tomographic angiography: A report of the society of Cardiovascular Computed

- Tomography Guidelines Committee: Endorsed by the North American Society for Cardiovascular Imaging (NASCI). *J Cardiovasc Comput Tomogr*. 2016;10(6).
34. Becker CR, Hong C, Knez A, Leber A, Bruening R, Schoepf UJ, et al. Optimal Contrast Application for Cardiac 4-Detector-Row Computed Tomography. *Invest Radiol*. 2003;38(11).
 35. Kalender W, Bautz W, Felsenberg D, Suss C, Klotz E. [Material-selective imaging and density measurement using the dual-energy method. I. Principles and methodology]. *Digitale Bilddiagn*. 1987;7(2).
 36. Grant KL, Flohr TG, Krauss B, Sedlmair M, Thomas C, Schmidt B. Assessment of an advanced image-based technique to calculate virtual monoenergetic computed tomographic images from a dual-energy examination to improve contrast-to-noise ratio in examinations using iodinated contrast media. *Invest Radiol*. 2014;49(9).
 37. Bongers MN, Schabel C, Krauss B, Tsiflikas I, Ketelsen D, Mangold S, et al. Noise-optimized virtual monoenergetic images and iodine maps for the detection of venous thrombosis in second-generation dual-energy CT (DECT): an ex vivo phantom study. *Eur Radiol*. 2015;25(6).
 38. Leithner D, Mahmoudi S, Wichmann JL, Martin SS, Lenga L, Albrecht MH, et al. Evaluation of virtual monoenergetic imaging algorithms for dual-energy carotid and intracerebral CT angiography: Effects on image quality, artefacts and diagnostic performance for the detection of stenosis. *Eur J Radiol*. 2018;99.
 39. Leithner D, Wichmann JL, Vogl TJ, Trommer J, Martin SS, Scholtz JE, et al. Virtual Monoenergetic Imaging and Iodine Perfusion Maps Improve Diagnostic Accuracy of Dual-Energy Computed Tomography Pulmonary Angiography with Suboptimal Contrast Attenuation. *Invest Radiol*. 2017;52(11).
 40. Marin D, Fananapazir G, Mileto A, Choudhury KR, Wilson JM, Nelson RC. Dual-energy multi-detector row CT with virtual monochromatic imaging for improving patient-to-patient uniformity of aortic enhancement during CT angiography: An in vitro and in vivo study. *Radiology*. 2014;272(3).
 41. Wichmann JL, Gillott MR, de Cecco CN, Mangold S, Varga-Szemes A, Yamada R, et al. Dual-energy computed tomography angiography of the lower

- extremity runoff: Impact of noise-optimized virtual monochromatic imaging on image quality and diagnostic accuracy. *Invest Radiol.* 2016;51(2).
42. Schabel C, Bongers M, Sedlmair M, Korn A, Grosse U, Mangold S, et al. Assessment of the hepatic veins in poor contrast conditions using dual energy CT: Evaluation of a novel monoenergetic extrapolation software algorithm. *RoFo Fortschritte auf dem Gebiet der Rontgenstrahlen und der Bildgebenden Verfahren.* 2014;186(6).
 43. Kulkarni NM, Sahani D v., Desai GS, Kalva SP. Indirect computed tomography venography of the lower extremities using single-source dual-energy computed tomography: Advantage of low-kiloelectron volt monochromatic images. *Journal of Vascular and Interventional Radiology.* 2012;23(7).
 44. Obaid DR, Calvert PA, Gopalan D, Parker RA, West NEJ, Goddard M, et al. Dual-energy computed tomography imaging to determine atherosclerotic plaque composition: A prospective study with tissue validation. *J Cardiovasc Comput Tomogr.* 2014;8(3).
 45. van Hedent S, Große Hokamp N, Kessner R, Gilkeson R, Ros PR, Gupta A. Effect of Virtual Monoenergetic Images from Spectral Detector Computed Tomography on Coronary Calcium Blooming. *J Comput Assist Tomogr.* 2018;42(6).
 46. Mangold S, Cannaó PM, Schoepf UJ, Wichmann JL, Canstein C, Fuller SR, et al. Impact of an advanced image-based monoenergetic reconstruction algorithm on coronary stent visualization using third generation dual-source dual-energy CT: a phantom study. *Eur Radiol.* 2016;26(6).
 47. Hickethier T, Baeßler B, Kroeger JR, Doerner J, Pahn G, Maintz D, et al. Monoenergetic reconstructions for imaging of coronary artery stents using spectral detector CT: In-vitro experience and comparison to conventional images. *J Cardiovasc Comput Tomogr.* 2017;11(1).
 48. Jin KN, de Cecco CN, Caruso D, Tesche C, Spandorfer A, Varga-Szemes A, et al. Myocardial perfusion imaging with dual energy CT. *Eur J Radiol.* 2016;85(10).

49. Kaufmann S, Sauter A, Spira D, Gatidis S, Ketelsen D, Heuschmid M, et al. Tin-filter enhanced dual-energy-ct: Image quality and accuracy of CT numbers in virtual noncontrast imaging. *Acad Radiol.* 2013;20(5).
50. Yu L, Christner JA, Leng S, Wang J, Fletcher JG, McCollough CH. Virtual monochromatic imaging in dual-source dual-energy CT: Radiation dose and image quality. *Med Phys.* 2011;38(12).
51. Carrascosa P, Capunay C, Rodriguez-Granillo GA, Deviggiano A, Vallejos J, Leipsic JA. Substantial iodine volume load reduction in CT angiography with dual-energy imaging: insights from a pilot randomized study. *International Journal of Cardiovascular Imaging.* 2014;30(8).
52. de Santis D, Caruso D, Schoepf UJ, Eid M, Albrecht MH, Duguay TM, et al. Contrast media injection protocol optimization for dual-energy coronary CT angiography: results from a circulation phantom. *Eur Radiol.* 2018;28(8).
53. Jun BR, Yong HS, Kang EY, Woo OH, Choi EJ. 64-slice coronary computed tomography angiography using low tube voltage of 80 kV in subjects with normal body mass indices: Comparative study using 120 kV. *Acta radiol.* 2012;53(10).
54. Okayama S, Seno A, Soeda T, Takami Y, Kawakami R, Somekawa S, et al. Optimization of energy level for coronary angiography with dual-energy and dual-source computed tomography. *International Journal of Cardiovascular Imaging.* 2012;28(4).
55. Oda S, Utsunomiya D, Yuki H, Kai N, Hatemura M, Funama Y, et al. Low contrast and radiation dose coronary CT angiography using a 320-row system and a refined contrast injection and timing method. *J Cardiovasc Comput Tomogr.* 2015;9(1).
56. Lee HS, Suh YJ, Han K, Kim JY, Chang S, Im DJ, et al. Effectiveness of automatic tube potential selection with tube current modulation in coronary CT angiography for obese patients: Comparison with a body mass index-based protocol using the propensity score matching method. *PLoS One.* 2018;13(1).
57. Yamada Y, Jinzaki M, Okamura T, Yamada M, Tanami Y, Abe T, et al. Feasibility of coronary artery calcium scoring on virtual unenhanced images

- derived from single-source fast kVp-switching dual-energy coronary CT angiography. *J Cardiovasc Comput Tomogr*. 2014;8(5).
58. Fei X, Du X, Yang Q, Shen Y, Li P, Liao J, et al. 64-MDCT coronary angiography: Phantom study of effects of vascular attenuation on detection of coronary stenosis. *American Journal of Roentgenology*. 2008;191(1).
 59. Weininger M, Barraza JM, Kemper CA, Kalafut JF, Costello P, Schoepf UJ. Cardiothoracic CT angiography: Current contrast medium delivery strategies. Vol. 196, *American Journal of Roentgenology*. 2011.
 60. van Hamersvelt RW, Eijssvoogel NG, Muhl C, de Jong PA, Schilham AMR, Bult N, et al. Contrast agent concentration optimization in CTA using low tube voltage and dual-energy CT in multiple vendors: a phantom study. *International Journal of Cardiovascular Imaging*. 2018;34(8).



Tarih: 17/04/2023 13:51
Sayı: E-16969557-
050.01.04-00002792458
00002/92458

HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

KURUL KARARI

<u>OTURUM TARİHİ</u>	<u>OTURUM SAYISI</u>	<u>KARAR SAYISI</u>
04.04.2023	2023/06	2023/06-55
Araştırma Numarası : GO 22/1140		Onay Tarihi : 13.12.2022

Kurulumuzun 13.12.2022 tarihli toplantısında GO 22/1140 kayıt numarası ile onaylanmış olan, Üniversitemiz Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı öğretim üyelerinden Prof. Dr. Tuncay HAZIROLAN'ın sorumlu araştırmacı olduğu, Arş. Gör. Dr. Selin Ardalı DÜZGÜN ile birlikte çalışacakları ve Arş. Gör. Dr. Oğuzhan YILDIZ'ın uzmanlık tezi olan, GO 22/1140 kayıt numaralı "*Kardiyak Bilgisayarlı Tomografide Farklı Kilovolt Değerlerinde İntravenöz Kontrast Madde Protokollerinin Optimizasyonu*" başlıklı proje için vermiş olduğunuz başlık değişikliği talebi dilekçeniz Kurulumuzun 04.04.2023 tarihli toplantısında görüşülmüş ve **uygun bulunmuştur**. Projenin yeni başlığı "*Çift Enerjili Kardiyak Bilgisayarlı Tomografide Monoenerjik Görüntülemenin Farklı Kontrast Protokollerinde Görüntü Kalitesine Etkisi*" olarak belirlenmiş ve kayıtlarımıza eklenmiştir.

Çalışma tamamlandığında sonuçlarını içeren bir rapor örneğinin Etik Kurulumuza gönderilmesi gerekmektedir.

Prof. Dr. Nüket
PAKSOY ERBAYDAR
Kurul Başkanı

Prof. Dr. Güzide Burça
AYDIN
Kurul Üyesi

Prof. Dr. Mehmet Özgür
UYANIK
Kurul Üyesi

Prof. Dr. Ayşe KİN
İŞLER
Kurul Üyesi

Prof. Dr. Sibel
PEHLİVAN
Kurul Üyesi

Prof. Dr. Burcu Balam
DOĞU
Kurul Üyesi

Prof. Dr. Tolga
YILDIRIM
Kurul Üyesi

Prof. Dr. Hande GÜNEY
DENİZ
Kurul Üyesi

Doç. Dr. Betül ÇELEBİ
SALTIK
Kurul Üyesi

Doç. Dr. Merve BATUK
Kurul Üyesi

Doç. Dr. Gülten IŞIK
KOÇ
Kurul Üyesi

Dr. Öğr. Üyesi Müge
DEMİR
Kurul Üyesi

Dr. Öğr. Üyesi Burcu
Ersöz ALAN
Kurul Üyesi

İZİNLI
Av. Buket ÇINAR
Kurul Üyesi