



T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
İSTANBUL TIP FAKÜLTESİ
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI

**KORONER BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ ANJİOGRAFİ (BTA)'DE DERİN ÖĞRENME
REKONSTRÜKSİYONUN, DİĞER REKONSTRÜKSİYON YÖNTEMLERİ İLE
KARŞILAŞTIRILMASI**

UZMANLIK TEZİ

DR. ZEYNEP NUR AKYOL SARI

TEZ DANIŞMANI: PROF. DR. MENDUH DURSUN

İSTANBUL

2022

ÖNSÖZ

Bu çalışma boyunca danışmanlığımı yürüten, gerekli bilimsel zeminin hazırlamasının yanısıra fikirleri, bilgisi ve deneyimiyle bana her konuda yol gösteren, beni tez öğrencisi olarak seçerek onere eden ve her zaman öğrencisi olmaktan gurur duyacağım değerli hocam Prof. Dr. MENDUH DURSUN' a çok teşekkür ediyorum.

Uzmanlık eğitimim boyunca engin bilgi ve tecrübeleri ile bana büyük katkılar sağlayan değerli hocalarım; başta Radyoloji Anabilim Dalı Başkanımız Prof. Dr. Serra SENCER olmak üzere; Prof. Dr. Atadan TUNACI, Prof. Dr. Bülent ACUNAŞ, Prof. Dr. Kubilay AYDIN, Prof. Dr. Arzu Armağan POYANLI, Prof. Dr. Şükrü Mehmet ERTÜRK, Prof. Dr. Artür SALMASLIOĞLU, Prof. Dr. Barış BAKIR, Doç. Dr. M. Gülbiz KARTAL, Doç. Dr. Mesut BULAKÇI, Doç. Dr. Ravza YILMAZ ve Dr. Öğr.Üyesi Mehmet BARBUROĞLU'na teşekkür ediyor ve saygılarımı sunuyorum.

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgisi, bilimsel motivasyonu ve kişiliği ile örnek olan, ilgi ve desteğini esirgemeyen, ilk günden itibaren elimi tutan ve bana yol gösteren değerli hocam Doç. Dr. Zuhul Bayramoğlu'na teşekkürlerimi sunuyorum.

Tez çalışmam sırasında araştırmaya katkı ve desteklerinden dolayı Biyomedikal Elektrik Elektronik mühendisi Berkay SEVİNÇ'e teşekkür ediyorum.

Radyoloji uzmanlık eğitimim boyunca beraber mesai yaptığım değerli asistan arkadaşlarım ve anabilim dalımızın çeşitli kademelerinde görev yapan tüm çalışma arkadaşlarıma şükranlarımı sunuyorum.

Yaşamım boyunca hayatıma anlam katan, kolaylaştıran ve sevgisini her zaman gösteren emeğini hissettiren canım annem Necmiye AKYOL'a, hayatımın her anında desteğini hissettiğim babam Semih Akyol'a, hep benden önce gidip yolu aydınlatan ablam Elif Ayşe Akyol Gürocak'a ,bu süreçte benim hep elimi tutan ve daha başarılı olmam için uğraşan yol arkadaşım Lütfullah Sarı'ya ve henüz çocuk olmasına rağmen inanılmaz anlayışa sahip olan ve işim konusunda her zaman beni motive eden kızım Ahsen Meryem SARI'ya minnettarım.

Dr. Zeynep Nur AKYOL SARI

İstanbul 2022

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ.....	ii
İÇİNDEKİLER.....	iii
ŞEKİL LİSTESİ.....	v
TABLO LİSTESİ.....	vi
KISALTMALAR.....	vii
ÖZET	1
SUMMARY.....	3
1.GİRİŞ VE AMAÇ	5
2.GENEL BİLGİLER.....	5
2.1. Koroner Arter Anatomisi	5
2.2. Koroner Arter Hastalığının tanımı.....	7
2.3. Koroner Arter Hastalığının Fizyopatolojisi	8
2.3.1.Kronik Koroner Arter Hastalığının Fizyopatolojisi	8
2.3.2.Akut Koroner Sendromun(AKS) Fizyopatolojisi	8
2.4. KAH Epidemiyolojisi.....	9
2.5.Koroner Arter Hastalığının Görüntüleme Yöntemleri ve Koroner BTA Endikasyonları	9
2.6.Rekonstrüksiyon çeşitler.....	10
2.6.1.Filter back projection(FBP), Filtrelenmiş Geri Projeksiyon	10
2.6.2. Iterative reconstruction (IR), Yinelemeli Rekonstrüksiyon	10
2.6.3 Deep Learning Reconstruction (DLR), Derin Öğrenme Rekonstrksiyon	11
3.MATERYAL VE METOD.....	12
3.1. Çalışma Kapsamı.....	12
3.2. Koroner BT Anjiyografi Çekim Protokolü.....	13
3.3. Çalışma Metodu.....	14

3.4. Değerlendirme Parametreleri	14
3.4.1. Kantitatif analiz	14
3.4.2. Kalitatif analiz	20
3.4.3. istatistiksel analiz.....	21
4. BULGULAR.....	21
5. TARTIŞMA.....	53
6. SONUÇ.....	55
7. KAYNAKLAR	56
8. EKLER.....	58
ETİK KURUL KARARI	58
10.ÖZGEÇMİŞ.....	59

ŞEKİL LİSTESİ

<i>Şekil 1: SEPTA HU ölçümlerinin yöntemlere göre dağılımı</i>	<i>23</i>
<i>Şekil 2: SEPTA SD ölçümlerinin yöntemlere göre dağılımı</i>	<i>24</i>
<i>Şekil 3: SEPTA SNR ölçümlerinin yöntemlere göre dağılımı</i>	<i>25</i>
<i>Şekil 4: Aort Kök SNR ölçümlerinin yöntemlere göre dağılımı.....</i>	<i>28</i>
<i>Şekil 5: Aort Kök CNR ölçümlerinin yöntemlere göre dağılımı.....</i>	<i>29</i>
<i>Şekil 6: RCA SNR ölçümlerinin yöntemlere göre dağılımı</i>	<i>33</i>
<i>Şekil 7: RCA CNR ölçümlerinin yöntemlere göre</i>	<i>34</i>
<i>Şekil 8: RCA ERD ölçümlerinin yöntemlere göre dağılımı</i>	<i>35</i>
<i>Şekil 9: RCA ERS ölçümlerinin yöntemlere göre dağılımı</i>	<i>36</i>
<i>Şekil 10: LMCA HU ölçümlerinin yöntemlere göre dağılımı</i>	<i>40</i>
<i>Şekil 11: LMCA SD ölçümlerinin yöntemlere göre dağılımı</i>	<i>41</i>
<i>Şekil 12: LMCA SNR ölçümlerinin yöntemlere göre dağılımı</i>	<i>42</i>
<i>Şekil 13: LMCA CNR ölçümlerinin yöntemlere göre dağılımı</i>	<i>43</i>
<i>Şekil 14: LMCA ERD ölçümlerinin yöntemlere göre dağılımı</i>	<i>44</i>
<i>Şekil 15: LMCA ERS ölçümlerinin yöntemlere göre dağılımı</i>	<i>45</i>
<i>Şekil 16: LAD ERD ölçümlerinin yöntemlere göre dağılımı.....</i>	<i>48</i>
<i>Şekil 17: LAD ERS ölçümlerinin yöntemlere göre dağılımı.....</i>	<i>49</i>
<i>Şekil 18: LCX ERD ölçümlerinin yöntemlere göre dağılımı</i>	<i>51</i>
<i>Şekil 19: LCX ERS ölçümlerinin yöntemlere göre dağılımı</i>	<i>52</i>

TABLO LİSTESİ

<i>Tablo 1: Tanımlayıcı Özelliklerin Dağılımları</i>	<i>21</i>
<i>Tablo 2: Yöntemlere Göre Septa Değerlerinin Karşılaştırılması</i>	<i>22</i>
<i>Tablo 3: Yöntemlere Göre Aort Değerlerinin Karşılaştırılması.....</i>	<i>26</i>
<i>Tablo 4: Yöntemlere Göre RCA Değerlerinin Karşılaştırılması.....</i>	<i>30</i>
<i>Tablo 5: Yöntemlere Göre LMCA Değerlerinin Karşılaştırılması</i>	<i>38</i>
<i>Tablo 6: LAD Damarın Dört Farklı Rekonstrüksiyon Yöntemine Göre Değerlerinin Karşılaştırılması.....</i>	<i>47</i>
<i>Tablo 7: LCX Damarın Dört Farklı Rekonstrüksiyon Yöntemlere Göre Değerlerinin Karşılaştırılması.....</i>	<i>50</i>

KISALTMALAR DİZİNİ

KBTA Koroner Bilgisayarlı Tomografi Anjiyografi

İR İteratif Rekonstruksiyon

FBP Filtreli Geri Projeksiyon

MBİR Model Tabanlı İR

HİR Hibrit İR

DLR Derin Öğrenmeli Rekonstrüksiyon

BT Bilgisayarlı Tomografi

KAH Koroner Arter Hastalığı

AKS Akut Koroner Sendromu

EKG Elektrokardiyografi

MRG Manyetik Rezonans Görüntüleme

ÇKBT Çok Kesitli Bilgisayarlı Tomografi

ÇTBT Çift Tüplü Bilgisayarlı Tomografi

VKİ Vücut Kitle İndeksi

RCA Sağ Koroner Arter

LMCA Sol Ana Koroner Arter

LCX Sol Sirkumfleks Arter

OM Obtüs Marjinal Arter

LAD Sol Anterior Desenden Arter

PLA Posterolateral Arter

PDA Posterior Desendan Arter

SMC Düz Kas Hücreleri

TF Doku Faktörünün

MMP Matris Metalloproteinaz

SN Saniye

DK Dakika

ROI Region Of Interest

MIP Maksimum İntensite Projeksiyon

ABD Amerika Birleşik Devletleri

ÖZET

KORONER BT ANJİOGRAFİDE DERİN ÖĞRENME REKONSTRÜKSİYON YÖNTEMİNİN DİĞER REKONSTRÜKSİYON YÖNTEMLERİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI

GİRİŞ VE AMAÇ: Koroner BTA'da gelişen teknoloji ile düşük radyasyon dozu ile daha yüksek görüntü kalitesi elde edilmesi amaçlanmakta ve bu konuda çalışmalar yapılmaktadır. Ancak radyasyon dozunun daha da azaltılması, elde edilen CTA görüntülerinde gürültünün artmasına ve dolayısıyla görüntü kalitesinin düşmesine neden olur. Bu nedenle BT görüntülerinin tanısal kabiliyetini tehlikeye atabilir. Derin öğrenme rekonstrüksiyonunu diğer rekonstrüksiyon yöntemleri ile görüntü kalitesi ve keskinliği ve koroner arterleri değerlendirme kolaylığı açısından karşılaştırmayı amaçladık.

MATERYAL VE METOD: 640 kesitli BT'de koroner BTA yapılan 75 hastanın (38 erkek, 37 kadın) ham görüntülerini kaydettik. Görüntüler model tabanlı IR, hibrit IR, FBP ve DLR ile rekonstrüksiyon yapıldı. Tüm görüntülerde çıkan aort ve interventriküler septumdaki görüntü gürültüsü, sinyal-gürültü oranı (SNR) ve kontrast-gürültü oranı (CNR) ölçüldü. Ana koroner arterlerin lümenlerindeki CNR ve SNR'ye ek olarak RCA, LMCA, LAD ve LCX'in proksimal kesimlerinde duvar keskinliğini ve geçiş zonunu değerlendirmek için BT atenüasyon profilleri oluşturuldu ve kenar yükselme mesafesini (ERD) ile kenar yükselme eğiminin (ERS) genişliği ölçüldü. Ayrıca, iki gözlemci, koroner arterlerin değerlendirmeye uygunluğu açısından 4 puanlık bir skala (1 = zayıf, 4 = mükemmel) kullanarak subjektif görüntü kalitesini puanladı.

BULGULAR: MBIR, DLR, FBP ve hibrit IR ile karşılaştırıldığında yağ ve kasta benzer atenüasyon gösterirken, aort ve koroner arterlerde daha yüksek sinyal(HU) değerleri sağlamaktadır.

Tüm dokulardaki görüntü gürültüsü, DLR'de MBIR, hibrit IR ve FBP'den önemli ölçüde daha düşüktür. Ek olarak, SNR ve CNR, tüm DLR gruplarında MBIR, FBP ve hibrit IR gruplarına göre önemli ölçüde daha yüksektir ($p < 0.01$).

Her bir koroner arterdeki ortalama ERD, DLR'de MBIR, hibrit IR ve FBP görüntülerinden önemli ölçüde daha kısayken, ortalama ERS, DLR'de MBIR, hibrit IR ve FBP görüntülerinden daha dikti.

Subjektif görsel skorlar, DLR'de MBIR, FBP ve hibrit IR ile rekonstrüksiyon görüntülerinden daha yüksekti. Ancak bununla birlikte, teşhis doğruluğu ile ilgili olarak, DLR ve MBIR arasında önemli bir fark gözlenmedi.

SONUÇ: DLR uygulaması, diğer yöntemlere göre daha fazla olarak görüntüdeki uzaysal çözünürlüğü artırır iken gürültüden arındırır ve KBTA görüntülerinde koroner arter duvarlarının keskinliğini artırarak, plakların değerlendirilmesinde önemli bir gelişme sağlamaktadır.

SUMMARY

COMPARISON OF DEEP LEARNING RECONSTRUCTION METHOD IN CORONARY CT ANGIOGRAPHY WITH OTHER RECONSTRUCTION METHODS

AIM: With the developing technology in coronary CTA, it is aimed to obtain higher image quality with low radiation dose and studies are being carried out on this. However, further reduction in radiation dose causes an increase in noise in the obtained CTA images and therefore a decrease in image quality. Therefore, it may compromise the diagnostic ability of CT images. We aimed to compare deep learning reconstruction with other reconstruction methods in terms of image quality and sharpness and ease of coronary artery evaluation.

MATERIALS AND METHODS: We enrolled 75 patients (38 men, 37 women) who underwent coronary CTA on a 640-slice CT scanner. The images were reconstructed with model-based IR, hybrid IR, FBP, and DLR. The image noise, the signal-to-noise ratio (SNR) and the contrast-to-noise ratio (CNR) in the ascending aorta and interventricular septum was measured on all images. We also generated CT attenuation profiles across the proximal coronary arteries (RCA, LMCA, LAD and LCX) and measured the width of the edge rise distance (ERD) and the edge rise slope (ERS) in addition to CNR and SNR. Two observers visually scored the subjective image quality of coronary arteries using a 4-point scale (1 = poor, 4 = excellent) in terms of eligibility for assessment.

RESULTS: MBIR provided higher Hounsfield unit (HU) values in the aorta and coronary arteries ($p < 0.01$) and similar attenuation in the fat and muscle compared with DLR, FBP and hybrid IR. The image noise in all tissues was significantly lower in DLR than in MBIR, hybrid IR and FBP ($p < 0.01$). Additionally, The SNR and CNR were significantly higher in the all DLR groups than in the MBIR, FBP and hybrid IR groups ($p < 0.01$).

The mean ERD on each coronary artery was significantly shorter on DLR than MBIR, hybrid IR and FBP images ($p < 0.01$). whereas the mean ERS was steeper on DLR than MBIR, hybrid IR and FBP images ($p < 0.01$).

The subjective visual scores were higher in the DLR than in the images reconstructed with MBIR, FBP, and hybrid IR. However, in terms of diagnostic sufficiency, no significant differences were observed between DLR and MBIR.

CONCLUSION: Application of DLR increases the spatial resolution and noise reduction performance and show significant improvement in sharpness of the coronary artery walls and the evaluation of the lumen on CCTA images.



1.GİRİŞ VE ÇALIŞMANIN AMACI

Koroner BTA’de gelişen teknoloji ile birlikte, düşük radyasyon dozu ile daha yüksek görüntü kalitesi elde etmek amaçlanmaktadır ve bunun üzerine çalışmalar yapılmaktadır. Ancak, radyasyon dozunda daha fazla azalma , elde edilen BTA görüntülerinde gürültü artışına ve dolayısıyla görüntü kalitesinde düşüşe neden olur. Dolayısıyla BT görüntülerinin tanı koyma yeterliliğini tehlikeye atabilir.

Bu nedenle, görüntü gürültüsünü daha da azaltabilecek daha iyi görüntü işleme teknikleri yani rekonstrüksiyon yöntemlerini tasarlamaktadır. Son zamanlarda, derin öğrenme tekniklerinin tıbbi görüntülemede gürültüyü azaltmak ve kaliteyi arttırmak için rekonstrüksiyon yöntemi olarak uygulanması arttı ve artmaya devam etmektedir. Hastanemizde mevcut ve dünyada en popüler olarak kullanılan 4 farklı rekonstrüksiyon yöntemini (Derin Öğrenme Rekonstrüksiyon (AICE) , Filtreli Geri Projeksiyon (FBP) , Hibrit Yinelemeli Rekonstrüksiyon(AIDR) ve Model Tabanlı Yinelemeli Rekonstrüksiyon(FIRST)); koroner damarların subjektif görüntü kalitelerini , koroner arterlerin (sol ana koroner arter (LMCA), sol ön inen arter (LAD), sol sirkumfleks arter (LCX) ve sağ koroner arter (RCA)) lümenindeki sinyal ve gürültü değerlerini , kontrast/gürültü oranlarını , sinyal/gürültü oranlarını ,koroner damar kenar keskinliklerini gösteren ERD ve ERS değerlerini ölçerek; karşılaştırmayı ve sonraki kullanımlar için en iyi görüntü kalitesini sağlayan yöntemi seçmeyi hedeflemekteyiz.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Koroner Arter Anatomisi

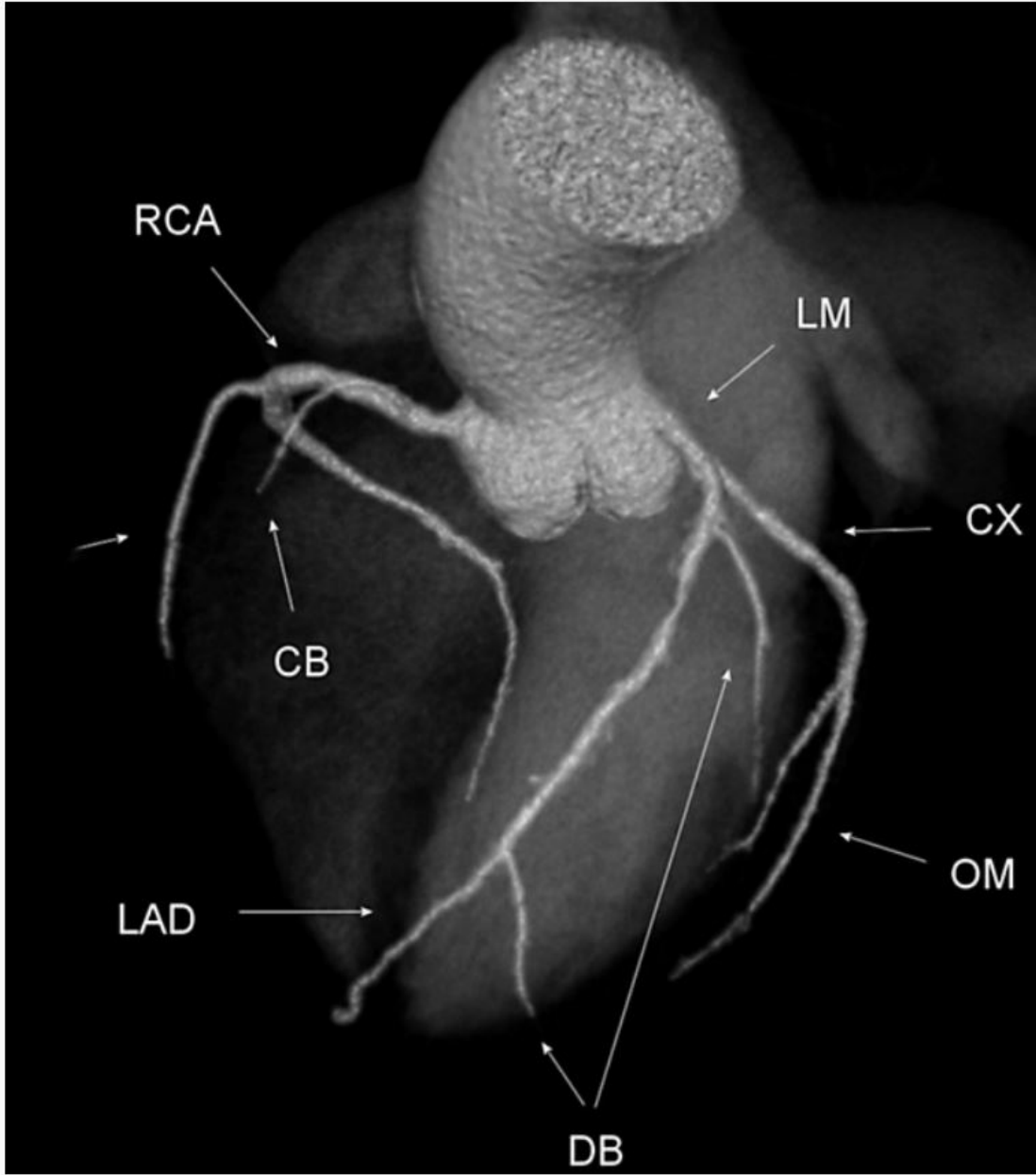
Çıkan aorta düzeyinde sağ koroner, sol koroner ve non-koroner olmak üzere üç adet sinüs yer almaktadır. Sağ Koroner Arter (RCA) sağ koroner sinüsden kaynaklanır ve sağ atriyoventriküler oluk içinde ilerler. Sol ana koroner arter (LMCA), sol koroner sinüsünden kaynaklanır ve yaklaşık 1 cm ilerledikten sonra Sol Ön İnen Arter (LAD) ve Sol Sirkumfleks Arter (LCX) olarak ikiye ayrılır. LAD interventriküler olukta ilerlerken, LCX sol

atriyoventriküler olukta ilerler. Koroner arterler epikardiyal yağlı doku içinde yer almaktadır. Posterior da kalan non koroner sinüsten ise koroner arter orijin almamaktadır (1). (Resim1)

RCA'nın ilk dalı çoğunlukla konus arteri olup , pulmoner arter konusunu besler. RCA'nın ikincil dalı sinoatrial düğüme giden sinoatrial nodal arterdir. Sinoatrial nodal arter nadiren LCX'den ve daha nadir olarak LMCA'dan orijin alabilmektedir. RCA seyrine devam ederken sağ ventrikül serbest duvarını besleyen marjinal dalları verir(1).

Posterior desendan arter (PDA) ve posterolateral arter (PLA) dalları toplumda %80 civarında RCA'den orijin almakta olup, sağ dominant koroner sistem olarak isimlendirilir . PDA ve PLA %15 oranında LCX'den orijin alabilmektedir ve bu sefer sol dominant koroner sistem varlığından bahsedilir. Yaklaşık %5 civarında ise PDA'nın RCA'dan, PLA'nın ise LCX'den ayrıldığı kodominant sistem vardır (1).

Popülasyonun üçte birinde Ramus İntermedius dalı ayrı bir kök olarak LMCA'dan orijin alabilir. LAD, sol ventrikül anterior duvarını besleyen diyagonal dalları ve anterior interventrikül septumun 2/3'ünü besleyen septal dalları vererek kalbin apeksine yönelir . LCX , optüs marjinal dalını verir ve sol ventrikül serbest duvarının lateral kısmını besler (1).



Resim 1: Koroner arterlerin anatomisi

2.2 Koroner Arter Hastalığının tanımı

Koroner arter hastalığı(KAH) gelişmiş ve gelişmekte olan ülkelerde en önde gelen ölüm sebeplerinden biridir. Koroner arter hastalığı; stabil veya unstabil anjina, miyokard infarktüsü veya ani kardiyak ölüm ile kendini gösteren , aterosklerotik bir hastalıktır ve gelişiminde yaşam tarzının yanı sıra genetik faktörler de rol oynar (2). Akut veya kronik olarak gelişebilirler.

2.3 Koroner Arter Hastalığının Fizyopatolojisi

2.3.1 Kronik Koroner Arter Hastalığının Fizyopatolojisi

Arteriyel endotel; dislipidemi, vazokonstriktör hormonlar, hiperglisemi sonucu oluşan glikoksidasyon ürünleri, proinflamatuvar sitokinler veya çeşitli bakteriyel ürünler gibi risk faktörleriyle karşılaştığında; lümen içerisindeki lökositlerin arter duvarının tunica intimasına yapışmasına neden olan kemoatraktan sitokinlerin ekspresyonunu artırır. Lökositler tunica intimaya yerleştikten sonra düz kas hücreleri (SMC)'ler tunika mediadan intimaya göç eder ve hücre dışı matrisi çoğaltır. Aterosklerotik plak gelişmeye başlar ve hücre dışı matrisi biriktirerek fibröz plağa doğru ilerler. Çeşitli oksidatif, hemodinamik, enflamatuvar ve otoimmün sinyallere yanıt olarak matris metalloproteinazları (MMP) salgırlar. MMP'ler, endojen doku inhibitörleri ile denge içinde; arter duvarındaki remodeling, iyileşme ve ekstraselüler matris yıkımının yanı sıra, vasküler hücrelerin aktivasyon, proliferasyon, migrasyon ve hücre ölümü gibi çeşitli fonksiyonlarını modüle eder. Lipid yüklü makrofajların apoptozu, üzere hücre dışı doku faktörünün (TF) birikmesine yol açabilir. Apoptozis sonucu meydana çıkan hücre dışı lipid, aterosklerotik plağın santralinde birikir ve oluşan son lezyon, yüksek oranda trombojenik olabilen, nekrotik materyal içeren lipidden zengin bir çekirdeği saran fibröz başıktan oluşan ileri ve komplike bir lezyondur (2, 3).

2.3.2 Akut Koroner Sendromun(AKS) Fizyopatolojisi

Aterosklerotik plağın fibröz başlığının hasarlanıp bütünlük kaybına uğaması, hemen hemen tüm akut koroner trombozlardan sorumludur. Bozulmuş plaklar birkaç mekanizma ile akut trombozu tetikler. İlk olarak, trombositlerin bozulan plağın içindeki hücre dışı matriksteki kolajen ile teması, trombosit aktivasyonunu tetikler. İkincisi, makrofajlar ve SMC'ler tarafından üretilen TF, pıhtılaşma kaskadını aktive eder.

Hassas plaklar, çekirdeklerinde fazla miktardaki lipid ve çok sayıda inflamatuvar hücreye nispeten ince fibröz bir başlık ve az miktarda SMC barındıran plaklar olup. İnce fibröz başlığın rüptürü ile AKS oluşturma riskleri yüksektir. Özellikle, lümeni belirgin daraltmadan,

duvarda dışı doğru yeniden şekillenme (remodeling) yapabildiklerinden , bu tür “gizli” lezyonlar sadece invaziv anjiyografik tespitten kaçmakla kalmaz, aynı zamanda iskemi üretmedikleri için trombozu tetikleyene kadar hiçbir semptom üretmezler. Hassas plak tanısında , koroner arter duvarındaki remodelingi veya fazla lipit yükünden dolayı meydana gelen azalmış dansiteyi gösterebildiği için KAH değerlendirilmesinde Koroner BTA kritik role sahiptir (3).

2.4 KAH Epidemiyolojisi

KAH prevalansı; coğrafi bölgelere, etnik kökene ve cinsiyete göre büyük farklılıklar göstermektedir. Amerika Birleşik Devletleri'nde, 2016 yılında yayınlanan Kalp Hastalığı ve İnme İstatistikleri raporunda ; ülkedeki 20 yaşın üzerindeki 15,5 milyon kişinin KAH'den muzdarip olup prevalansının %6,2 olduğu ve hem erkeklerde hem de kadınlarda yaşla birlikte arttığı bildirilmiştir(4).

Aterosklerotik plak oluşumunun sonucu olarak koroner arterde kan akımının azalması ile miyokardiyal oksijen talebi ve arzı arasındaki uyumsuzluk gelişir. KAH; çeneye, omuza, sırta veya kol yayılabilen substernal ağrı, rahatsızlık veya bası hissi gibi semptomlarla kendini gösterebilir.

KAH gelişimi ile ilişkili başlıca risk faktörleri; sigara içmek, diyabet , hiperlipidemi ve hipertansiyondur (2-4).

2.5 Koroner Arter Hastalığının Görüntüleme Yöntemleri ve Koroner BTA Endikasyonları

Koroner arter hastalığını saptamak için ; Koroner Bilgisayarlı Tomografi Anjiyografi (KBTA), non-invaziv olması ve lümeni daraltmayan hassas plakları, plakların lipit yüklerini ve yüzeylerindeki ülserasyonlarını gösterebilmesi nedeniyle İnvaziv Koroner Anjiyografi (İKA)’ye bir alternatif olarak yaygın olarak kullanılmaktadır . KBTA 'nın artan kullanımı, muhtemel potansiyel karsinojenez etkisi ilgili endişelere yol açmıştır. Bu nedenle, düşük radyasyon dozu ile daha yüksek görüntü kalitesi elde etmek amaçlanmaktadır ve bunun üzerine çalışmalar yapılmaktadır. Bu amaca yönelik son birkaç yılda Bilgisayarlı Tomografi (BT) teknolojisinde yeni rekonstrüksiyon yöntemleri, prospektif elektrokardiyogram(EKG) ile tetiklemeli çekim ve düşük tüp voltajlı 320 veya 640 Kesitli BT (320-CT, 640-CT) gibi

gelişmeler yaşanmış olup kullanılan radyasyon dozunda büyük ölçüde düşüş meydana gelmiştir (5-8).

Koroner BTA , çoğunlukla kronik koroner sendromlu semptomatik hastalarda kullanılsa da , akut gelişen göğüs ağrısı gibi AKS bulguları olan ancak normal EKG veya ST segment depresyonu, T dalga inversiyonu gibi kalıcı ST elevasyonun olmadığı EKG değişiklikleri gösteren hastalarda , düşük veya orta derecede KAH olasılığında , kardiyak troponin normal veya sonuçsuz olduğunda, akut koroner sendromu (AKS) dışlamak için İKA'ya alternatif olarak önerilmektedir (5, 6)

2.6 Rekonstrüksiyon çeşitleri

2.6.1. filter back projection(FBP), Filtrelenmiş Geri Projeksiyon

Filtrelenmiş geri projeksiyon analitik rekonstrüksiyon tekniğidir, ancak düşük radyasyon dozlarında gürültü ve artefakt oluşturmaya eğilimlidir. radyasyonun neden olduğu neoplazmların oluşumu gibi olumsuz sağlık etkilerinin farkındalığının toplumda artmasına kadar on yıllarca en çok kullanılan teknik olmuştur (7-21).

2.6.2. iterative reconstruction (IR), Yinelemeli Rekonstrüksiyon,

İteratif yöntemlerde amaç; verilen gerçek cisme ait sinogram bilgilerinden yola çıkarak cisme ait görüntüyü bulmaktır. Bu doğrultuda iteratif yöntemlerde temel düşünce ölçülen veri ile bağlantılı olarak bir tahmini görüntü yaratma, tahmini görüntüden yola çıkarak sinogram hesaplama, gerçek sinogram ile hesaplanan sinogram verisi arasındaki farkı hesaplayarak farka göre tahmini cisim görüntülerinin düzeltilmesi ve sonuç tatmin edene kadar ölçümü tekrarlama esaslarına dayanır.

Türlerinden bağımsız olarak, Yinelemeli Rekonstrüksiyon (IR) yöntemleri, FBP tabanlı görüntü rekonstrüksiyon yöntemlerine göre düşük radyasyon dozunda dahi, daha düşük görüntü gürültüsü ve artefakt verir . Model tabanlı IR (MBIR), toplama modelini istatistik ve sistem geometrisi ile kullanırken; Hibrit IR yöntemleri , konbine edilmiş analitik ve yinelemeli yaklaşımları kullanarak görüntü gürültüsünü azaltır . MBIR'da her yineleme

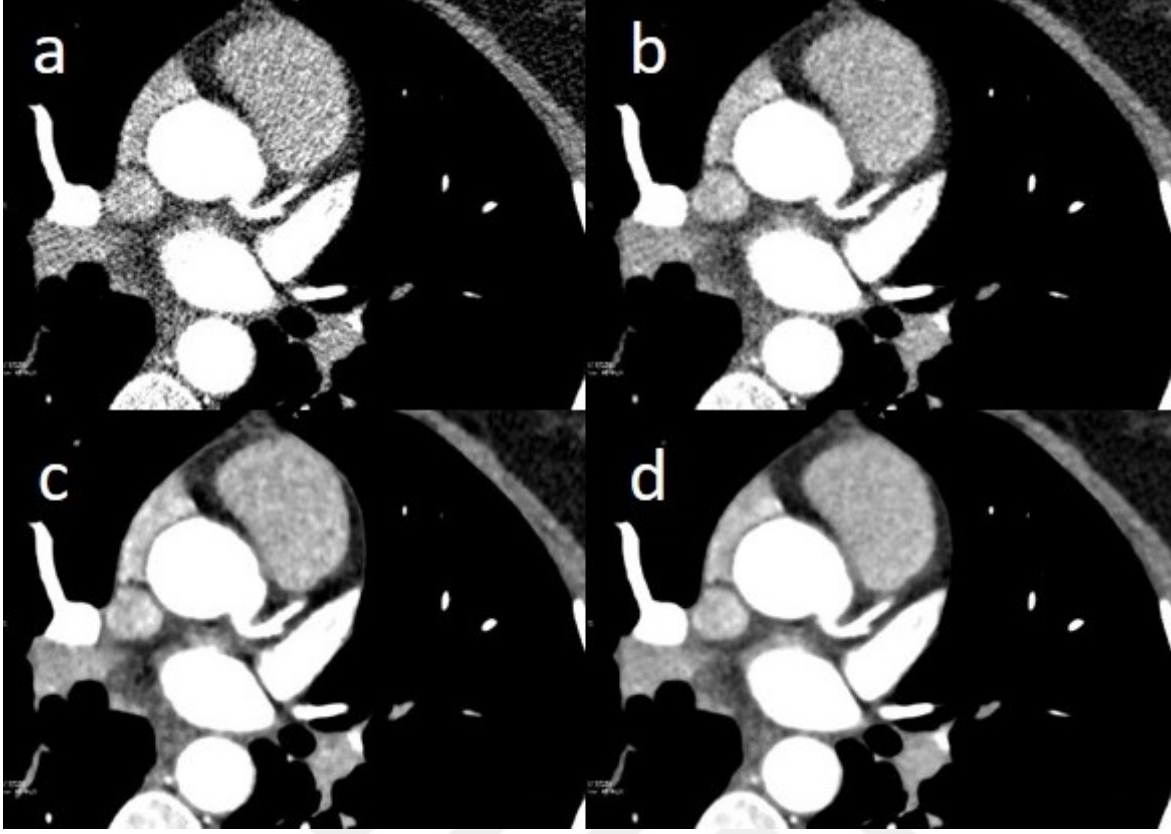
döngüsü sırasında ileri ve geri projeksiyon adımları kullanılır ve her yeni döngü için güncellenen tahmini yapay verilerle karşılaştırmalara dayalı olarak gerçek verilerin optimize edilmesini sağlar. Bu karşılaştırmalar, gerçek verilerde herhangi bir düzeltme yapılması gerekmeyene kadar veya maksimum yinleme sayısına ulaşılan kadar yinelenir. Ancak MBIR ile rekonstrüksiyon süresi diğer yöntemlere göre çok daha uzundur ve koroner BTA gibi acil endikasyon ile çekimin sık olduğu olduğu bir protokolda her zaman iyi görüntü kalitesi için MBIR'ı beklemeye vakit yoktur (7-17).

Büyük Bilgisayarlı Tomografi satıcılarında çeşitli IR yöntemleri mevcuttur. En bilinen olanları Canon Medical Systems'de Uyarlanabilir Yinelemeli Doz Azaltma (AIDR 3D) ve İleriye Dönük Model Tabanlı IR Çözümü (FIRST); GE Healthcare'de Uyarlanabilir İstatistiksel IR (ASiR), Veo ve ASiR V; Philips Healthcare'de iDose ve IMR; ve, Siemens Healthineers'de görüntü alanında IR, Safire ve Admire'dir (10) .

Bu çalışmada geleneksel IR algoritmalarından ; bir hibrit IR yöntemi olan AIDR 3D ve bir MBIR yöntemi olan FIRST kullanıldı.

2.6.3 Deep Learning Reconstruction (DLR), Derin Öğrenme Rekonstrksiyon

DLR , görüntü kalitesini iyileştirmek için derin evrişimli sinir ağı (DCNN) kullanan bir BT rekonstrüksiyon yöntemidir. DLR yapım süreci, projeksiyon veri alanının analizleriyle başlar ve projeksiyon veri alanında değişiklikler yapılır. Değiştirilen veriler, DCNN için bir çekirdek görüntü (giriş katmanı) yapmak üzere yeniden oluşturulur. DCNN, yüksek kaliteli eğitim verilerine dayanarak, düşük kaliteli ve yüksek gürültülü giriş görüntülerinden görüntü özelliklerini analiz edip, öğrenmek için önceden eğitilmiştir. Çok katmanlı DCNN, sinyali gürültüden ayırmayı öğrenir ve çıkış katmanı olarak bilinen bir sinyal görüntüsü oluşturur. DLR eğitimi için kullanılan öğretim verileri, MBIR ile rekonstrüksiyon yapılmış yüksek kaliteli CT görüntülerinden elde edildiğinden , uzaysal çözünürlüğü geleneksel bir hibrit IR algoritmasına göre daha iyi korur (7-17). Bu çalışmada bir DLR yöntemi olan body sharp seçeneğine sahip AiCE (Canon Medical Systems Corporation) kullanıldı. (Resim2)



RESİM 2: Koroner Bilgisayarlı Tomografi Anjio ham görüntüleri sırasıyla FBP (a), AIDR (b), FIRST (c) ve AiCE (d) rekonstrüksiyon metodları ile rekonstrükte edilmiştir

3. MATERYAL VE METOD

3.1 Çalışma Kapsamı

Aralık 2021-Mart 2022 döneminde koroner BT anjiyografi tetkiki için, İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı Non-invazif Kardiyovasküler Görüntüleme Ünitesine gönderilen kronik koroner sendromlu veya düşük veya orta derecede KAH olasılığı olan, ; çeneye, omuza, sırtta kol yayılabilen substernal ağrı veya bası hissi gibi semptomlara sahip %50,7'si (n=38) erkek, %49,3'ü (n=37) kadın, toplam 75 olguyla yapılmıştır .

Bu çalışma, Akademik Kurulumuz tarafından onaylanmış olup ,yazılı hasta onamı çalışma retrospektif olduğu için alınmamıştır. 18 yaş altı bireyler , koroner arter bypass cerrahisi geçirmiş hastalar, kontrast madde kullanılmasında sakınca olan (böbrek hastalığı, gebelik, kontrast madde alerjisi varlığı) hastalar ve hamileler çalışma dışı bırakılmıştır.

3.2 Koroner BT Anjiyografi Çekim Protokolü

Tüm hastaların öncelikle, kontrast madde almasında sakıncalı bir durum olmadığı tespit edildikten sonra (normal sınırlarda böbrek fonksiyon testi, gebelik şüphesi ve kontrast madde alerjisi olmaması), antekubital fossadan 20 G intraket yardımıyla intravenöz damar yolu açılmıştır.

Çekim öncesi EKG bağlanarak ritm ve kalp hızları kontrol edilmiştir. Prospektif çekim yapılacak olan hastalara kalp hızları 65 üzeri ise 50 mg oral metoprolol -beloc- (betabloker) verilmiştir. Tüm hastalar artefaktları önlemek için kollar omuzların üzerine kaldırılmış olarak sırtüstü pozisyonda iken 640-kesitli BT (Aquilion ONE GENESIS; Canon Medical Systems, Otawara, Japan) ile tarandı. Hastalara herhangi bir istemli hareketten kaçınmaları ve nefes tutma talimatlarını dikkatle takip etmeleri anlatılmıştır(9).

Otomatik enjektör yardımıyla, intravenöz damar yolundan 60cc kontrast madde (Opaxol; 350mg/100 ml) 5cc/sn hızında ; ardından 40cc %0,9'luk serum fizyolojik 5cc/sn gönderilip , kardiyak taramayı başlatmak için bolus izleme yazılımı (SUREStart, Canon Medical) kullanıldı. İnen aorta seviyesine 'region of interest ' (ROI) yerleştirildi ve ROI içindeki Hounsfield Unit (HU) değeri 200 HU'ya ulaştığında tarama tetiklendi. Kesitler arcus aortadan , diafragma kubbelerine kadarki alanı içermektedir. Retrospektif ve prospektif çekim teknikleri kalp hızına göre seçilmiş olup, tek bir kalp atımı sırasında çekim yapılmıştır. Kalp atım hızı dakikada 65'ten daha düşük olan hastalarda prospektif EKG tetiklemeli çekim, kalp atım hızı 65'ten yüksek olan hastalara retrospektif EKG tetiklemeli çekim uygulandı .

Kardiyak BT parametreleri aşağıdaki gibidir: Prospektif EKG tetikleme tekniğindeki esas basamak, görüntü bilgisi toplamak için, EKG trasesindeki görüntü için en uygun fazı seçip (R-R dalgasının yaklaşık %70'ine tekabül etmektedir) bu aralıkta X ışını tüpünü açıp, EKG trasesindeki diğer zaman aralıklarında, X ışını tüpünü kapatılmasıdır. Bu teknik, bu özelliğinden dolayı ayrıca step and shoot olarak da bilinmektedir. Prospektif EKG tetiklemenin, retrospektif EKG tetikleme yöntemi ile karşılaştırıldığında esas avantajı, EKG trasesindeki tek fazda X ışını verildiği için, tetkik sırasındaki radyasyon dozunda belirgin düşüş sağlamasıdır.

tüp voltajı vücut kitle indeksi (VKİ) 29'un altında olan hastalarda 100 kVp, 29'un üstü olanlarda 120 kVp, otomatik tüp akımı modülasyonu (SUREExposure 3D) 40–650 mA, kolimasyon 320 mm × 0,5 mm, görüş alanı(FOV) 220 mm, dönüş süresi 0,275 sn olarak ayarlanarak çekim sağlanmıştır.

3.3 Çalışma Metodu

Her hastada, kardiyak faz arama yazılımı (PhaseXact; Canon) kullanılarak, en hareketsiz minimum artefaktlı rekonstrüksiyon fazı, BT konsolunda otomatik olarak belirlendi. Koroner BT anjiyografi ham verileri; orta keskinlikte bir kernel (FC03) kullanılarak sırasıyla FBP, AIDR 3D, FIRST ve AİCE yöntemleri uygulanarak rekonstrükte edildi; Rekonstrükte görüntülerin; görüş alanı(FOV) 160–200 mm ; matris boyutu 512×512 , kesit kalınlığı ve rekonstrüksiyon aralığı 0,5 mm idi. Yeniden oluşturulan görüntü verileri, işlem sonrası için bir iş istasyonuna (Virtea, Vital) aktarıldı(13).

3.4 Değerlendirme Parametreleri

3.4.1 kantitatif analiz

tüm ölçümleri 6 yıllık deneyime sahip bir radyolog topladı . FBP, AIDR 3D, FIRST ve AİCE görüntülerinde ; çıkan aortun , interventriküler septanın ve iki ana koroner arterin (sol ana [LMCA], ve sağ koroner arter [RCA]) Görüntü Sinyali(Image Signal), Görüntü Gürültüsü (Image Noise), kontrast- gürültü oranı ‘Contrast to Noise Ratio’ (CNR) ve sinyal-gürültü oranı ‘Signal-to-Noise Ratio’ (SNR) ölçüldü. Ayrıca ana koroner arterlerin (LMCA,LAD,LCX ve RCA) duvarlarının kenar keskinliği; kenar yükselme mesafesi ‘edge rise distance ‘(ERD) ve kenar yükselme eğimi ‘edge rise slope’ (ERS) hesaplanarak ölçüldü.

ROI içindeki HU cinsinden ortalama BT atenüasyon değeri , Görüntü Sinyali(Image Signal) ; HU değerinin standart sapması (SD) da Görüntü Gürültüsü (Image Noise) olarak tanımlandı . Ölçüm yapılan dokunun kontrastı, dokunun ortalama bt atenüasyon değeri ile mediastinal yağ dokusunun ortalama atenüasyon değerinin farkı olarak hesaplandı (9-13). Tüm ROI ölçümleri kalsifikasyon, plak ve stenozlardan kaçınılarak , aksiyel görüntülerde yapıldı.

Çıkan aortun merkezine, mediasten içindeki yağa ve interventriküler septa miyokardı içine 1.0 ± 0.5 cm² sabit alana sahip dairesel bir ROI yerleştirildi (Resim 3 ve 4)

Aort ve interventriküler septa(septa) için Sinyal-Gürültü Oranı (SNR) ve Kontrast-Gürültü Oranı (CNR) formülleri aşağıdaki gibi tanımlandı:

$$\text{SNR aort} = \text{BT atenüasyonu (aort)} / \text{SD (aort)}$$

$$\text{CNR aort} = (\text{BT atenüasyonu [aort]} - \text{BT atenüasyonu [mediastinal yağ]}) / \text{SD (aort)}$$

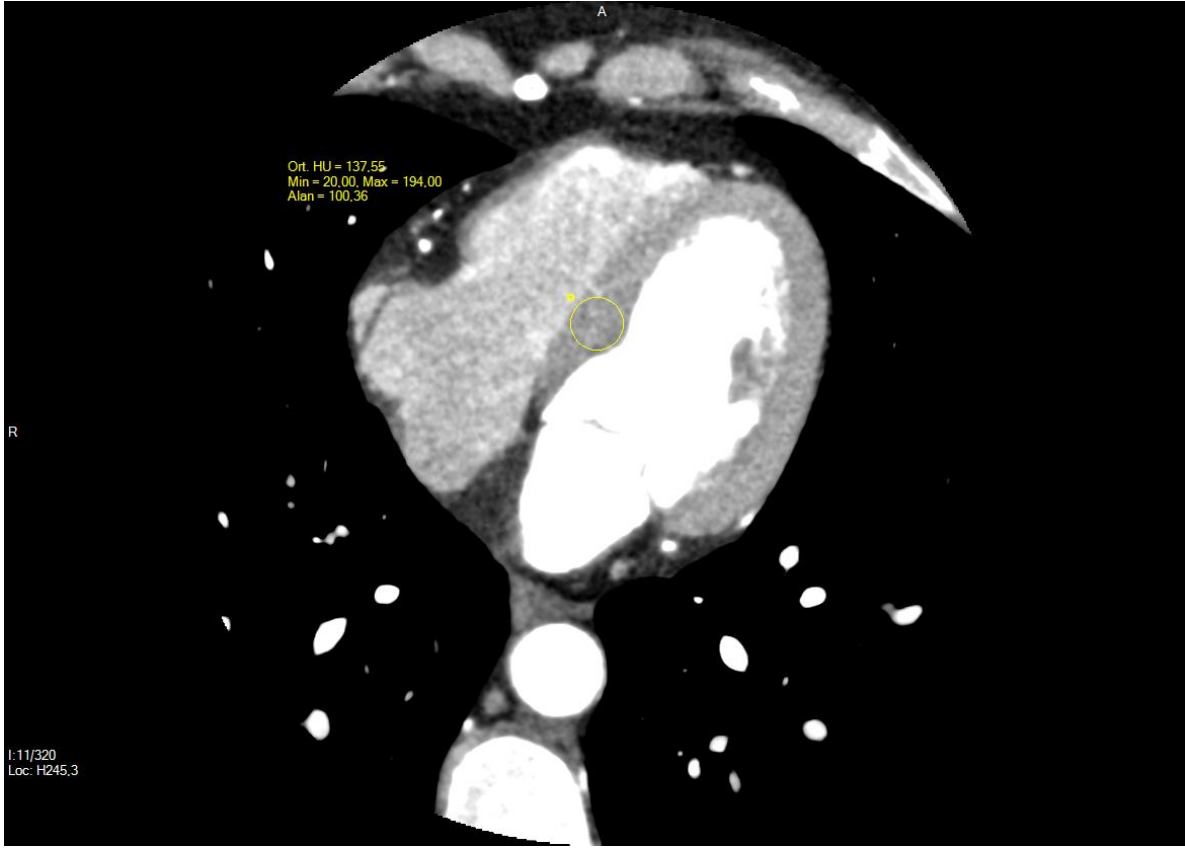
$$\text{SNR septa} = \text{BT atenüasyonu (septa)} / \text{SD (septa)}$$

Ana koroner arterlerin (sol ana [LM], sol ön inen [LAD], sirkumfleks [LCx] ve sağ koroner arter [RCA]) proksimal segmentlerinin BT atenüasyonu ve SD'si damar duvarındaki plak ve kalsifikasyonlardan kaçınarak, mümkün olan en büyük ölçekli ROI'lerden (minimum boyut, 2 mm²'den fazla) elde edildi.

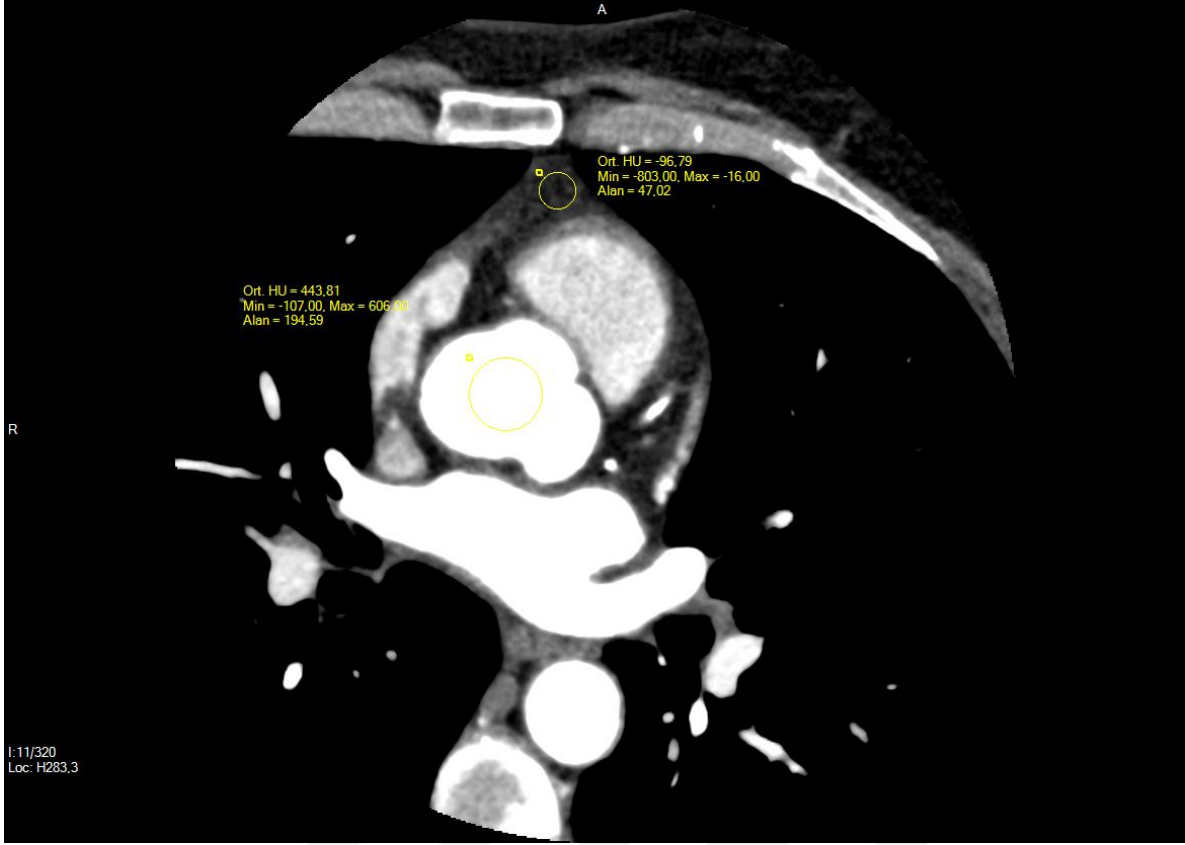
Sonuç olarak, koroner arterler için SNR ve CNR değerleri aşağıdaki gibi hesaplandı:

$$\text{SNR majör koroner arterler} = \text{BT atenüasyonu (majör koroner arterler)} / \text{SD (majör koroner arterler)}$$

$$\text{CNR majör koroner arterler} = (\text{BT atenüasyonu [majör koroner arterler]} - \text{BT atenüasyonu [mediastinal yağ]}) / \text{SD(majör koroner arterler)}$$



Resim 3: KBTA görüntüsünde, interventriküler septum duvarından yuvarlak ROI aracılığıyla atenüasyon (HU) ve gürültü (SD) değerleri ölçülmüştür



Resim 4: KBTA görüntüsünde, asendan aort lümeninden ve anterior mediastenden yuvarlak ROI aracılığıyla atenüasyon (HU) ve gürültü (SD) değerleri ölçülmüştür.

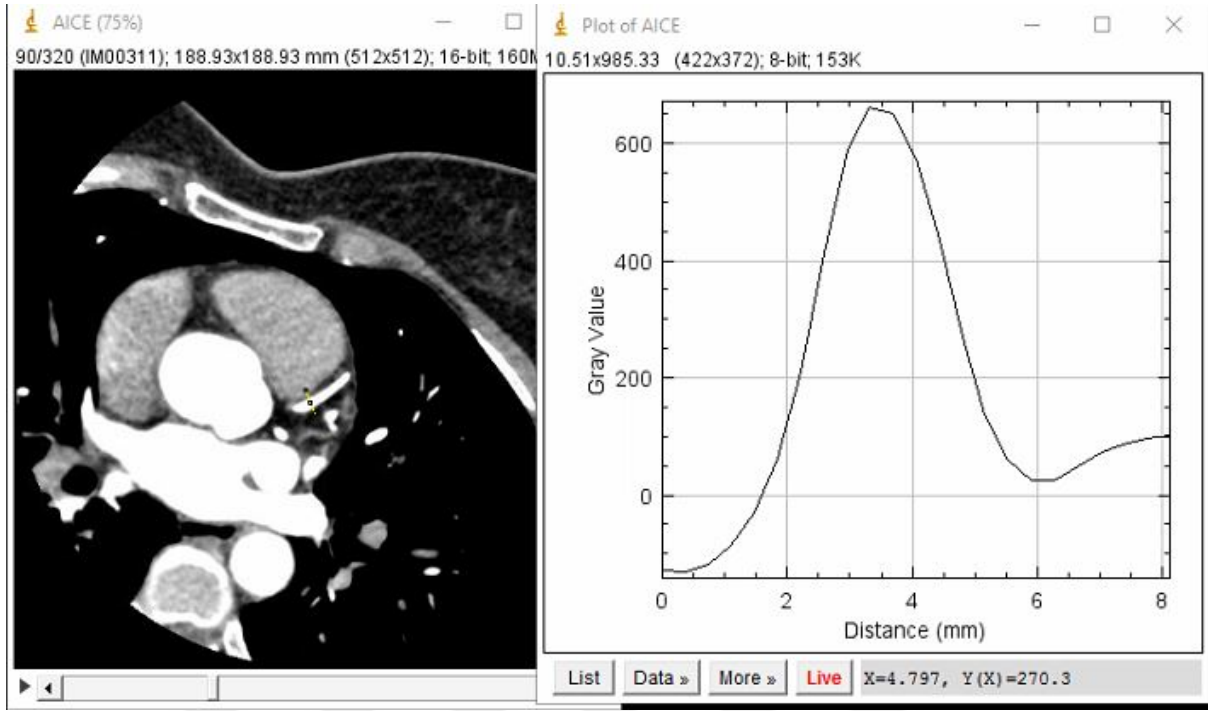
Koroner arterlerin kenar keskinliği ölçümü için, RCA, LMCA, LAD, LCX 'in proksimal segment duvarlarına dik bir şekilde kısa çizgiler çizerek BT atenüasyon profilleri oluşturuldu. Profil eğrilerini oluşturmak için ImageJ yazılımı (Ulusal Sağlık Enstitüleri, Bethesda, MD) ([//rsb.info.nih.gov/ij](http://rsb.info.nih.gov/ij)) ve parçacık analiz aracı (Plot Profili) kullanıldı. Çizgiler çizilirken kalsifikasyon ve plaklardan kaçınıldı (Resim 6 ve 7). Kenar çizgisi profilleri, kısa segmentleri boyunca çıkarıldı, ortalaması alındı ve eğrileri çizildi. BT atenüasyon-milimetre(mm) profilleri; FBP , AIDR, FIRST ve AİCE ile rekonstrüksiyonu yapılan görüntülerde, tam olarak aynı lokalizasyondan elde edildi. Ardından, kenar yükselme mesafesi (ERD) analiz edildi ve kenar yükselme eğimi (ERS) hesaplandı .

$$(ERS = (CT90\% - CT10\%) / ERD)$$

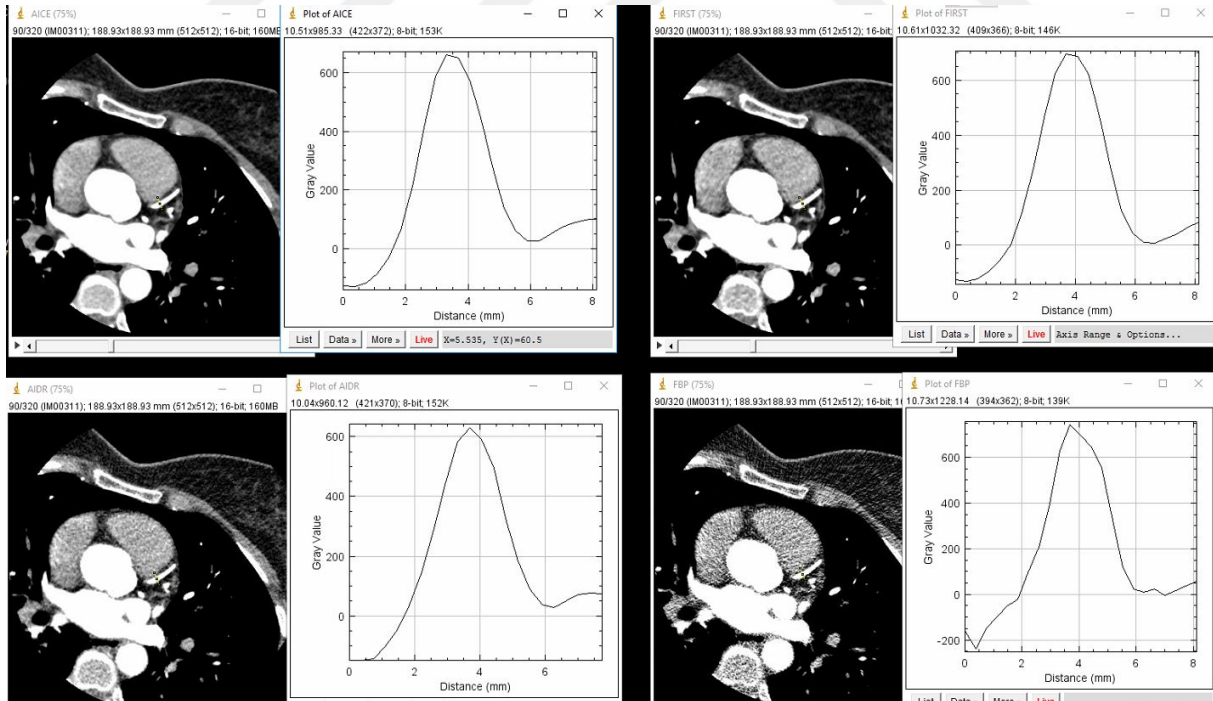
Kenardan lümeneye uzanan profil eğrisinde, maksimum BT atenuasyon değerinin(HU) %10'undan %90'ına çıkması için gereken mesafe 'ERD' ve %10 ile %90 HU noktalarını birleştiren çizginin eğimi de 'ERS' olarak tanımlanır. Daha küçük-kısa bir ERD ve daha yüksek-dik bir ERS, görüntülerin daha yüksek keskinliğini gösterir(12-14). Koroner arter duvarının her iki tarafında ERD ve ERS incelendi ve ortalama değerler (ERDmean, ERSmean) kaydedildi ve rekonstrüksiyon yöntemleri arasında karşılaştırıldı. (Resim 5)



Resim 5: KBTA görüntüsünde damar duvar keskinliğini ölçmek için, damar duvarına dik çizgiler çekilerek "Image J" programı aracılığıyla ERD ve ERS değerleri ölçülmüştür.



Resim 6: "Image J" programı aracılığıyla damar duvarına dik çizgiler çekilerek elde edilen atenüasyon(HU)/mm grafiği.



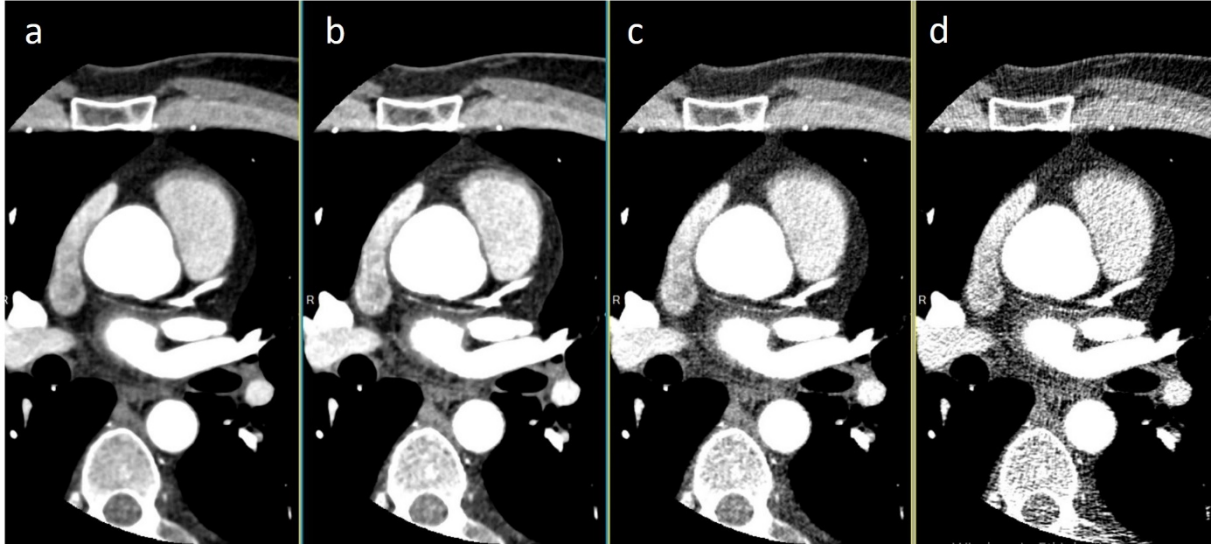
Resim 7: AiCE, FİRST, AIDR ve FBP rekonstrüksiyon yöntemleri ile elde olunan görüntülerin aynı lokalizasyonunda, "Image J" programı aracılığıyla damar duvarına dik çizgiler çekilerek elde edilen atenüasyon(HU)/mm grafiklerinin çıkarılması ve karşılaştırılması.

3.4.2 kalitatif analiz

Her bir ana koroner arterin (LMCA, LAD, LCX, RCA) subjektif görüntü kalitesi (IQ) de , 5 ve 6 yıllık deneyime sahip iki radyolog tarafından, uygulanan rekonstrüksiyon yöntemi ve ölçülen BT parametreleri bilinmeden, kör bir şekilde, değerlendirildi. Her bir koroner arter dalının genel görüntü kalitesi, 4 puanlık bir skala ile derecelendirildi:

4 = mükemmel (gürültü veya duvarda bulanıklık neredeyse hiç yok, tanısal yorumlama için tamamen kabul edilebilir); 3 = iyi (yeterli tanıya müdahale etmeyen az sayıda gürültü veya duvar bulanıklığı mevcut , tanısal yorumlama için kabul edilebilir); 2 = orta (belirgin gürültü ve duvarda bulanıklık , tanısal yorumlama için çok sınırlı); 1 = zayıf (ileri derecede gürültülü ve duvarda bulanıklık, tanısal değil). 3 veya 4 puanlı görüntüler tanısal olarak kabul edildi.

Puanlamadaki anlaşmazlıklar, fikir birliği ile çözüldü (11-13). (Resim 8)



Resim 8: KBTA ham görüntüleri sırasıyla AiCE (a), First (b), AIDR (c) ve FBP (d) rekonstrüksiyon metodları subjektif olarak görüntü kaliteleri değerlendirilmiş olup sırasıyla 4, 4, 3, 2 puan olarak skorlandırılmıştır.

3.4.3 istatistiksel analiz

İstatistiksel analizler için NCSS (Number Cruncher Statistical System) 2007 (Kaysville, Utah, USA) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metodlar (ortalama, standart sapma, medyan, frekans, yüzde, minimum, maksimum) kullanıldı. Nicel verilerin normal dağılıma uygunlukları Shapiro-Wilk testi ve grafiksel incelemeler ile sınanmıştır. Normal dağılım gösteren nicel değişkenlerin grup içi karşılaştırmalarında Tekrarlı ölçümler varyans analizi ve post hoc değerlendirmelerinde Bonferroni düzeltmeli ikili değerlendirmeler kullanıldı. Normal dağılım göstermeyen nicel değişkenlerin grup içi karşılaştırmalarında Friedman Test ve ikili post hoc değerlendirmelerinde Dunn test kullanıldı. İstatistiksel anlamlılık $p < 0.05$ olarak kabul edildi.

3. BULGULAR

Çalışma Aralık 2021-Mart 2022 tarihleri arasında , İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi Hastanesinde %50,7'si (n=38) erkek, %49,3'ü (n=37) kadın, toplam 75 olguyla yapılmıştır. Çalışmaya katılan olguların yaşları 34 ile 79 arasında değişmekte olup, ortalama yaş $56,81 \pm 10,58$ olarak saptanmıştır (Tablo 1) .Çalışmada Aice, First, Aidr ve FBP olmak üzere 4 farklı rekonstrüksiyon yöntemi kullanılmıştır.

Tablo 1: Tanımlayıcı Özelliklerin Dağılımları

		n (%)
Cinsiyet	Erkek	38 (50,7)
	Kadın	37 (49,3)
Yaş	<i>Ort±Ss</i>	$56,81 \pm 10,58$
	<i>Medyan (Min-Maks)</i>	57 (34-79)

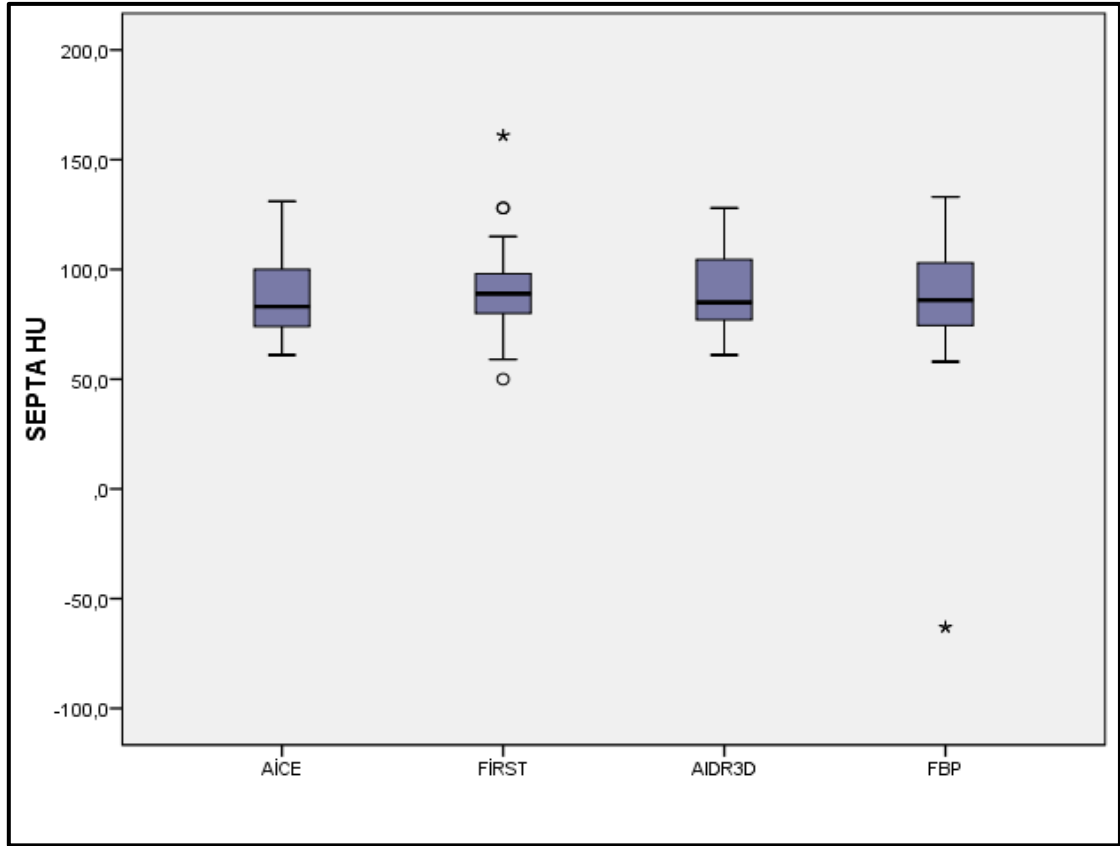
Tablo 2: Yöntemlere Göre Septa Değerlerinin Karşılaştırılması

Rekonstrüksiyon Yöntemleri					<i>p</i>	<i>Post - HOC</i>
	¹ AİCE	² FİRST	³ AİDR3R	⁴ FBP		
Septa HU						
<i>Ort±Ss</i>	86,92±17,38	91,09±18,99	88,72±19,24	85,73±31,24		<i>1<2</i>
<i>Medyan</i>					<i>0,011*</i>	
<i>(Min-Maks)</i>	83 (61-131)	89 (50-161)	85 (61-128)	86 (-63-133)		
Septa SD						
<i>Ort±Ss</i>	15,24±6,98	21,07±9,51	29,96±11,38	56,47±17,66		<i>1<2, 3, 4</i>
<i>Medyan</i>					<i>0,001**</i>	<i>2<3,4</i>
<i>(Min-Maks)</i>	12 (5-36)	19 (8-44)	28,5 (14-59)	51,5 (33-92)		
Septa SNR						
<i>Ort±Ss</i>	6,07±1,41	4,91±1,8	2,96±0,68	1,32±0,63		<i>1>2, 3, 4</i>
<i>Medyan</i>					<i>0,001**</i>	<i>2>3,4</i>
<i>(Min-Maks)</i>	5,9 (3,4-9,7)	4,7 (0-16)	2,9 (1,6-4,2)	1,3 (-1,3-2,5)		
<i>Repeated Measures test& post Hoc Adjustment for multiple comparisons: Bonferroni test</i>						

**p<0,05*

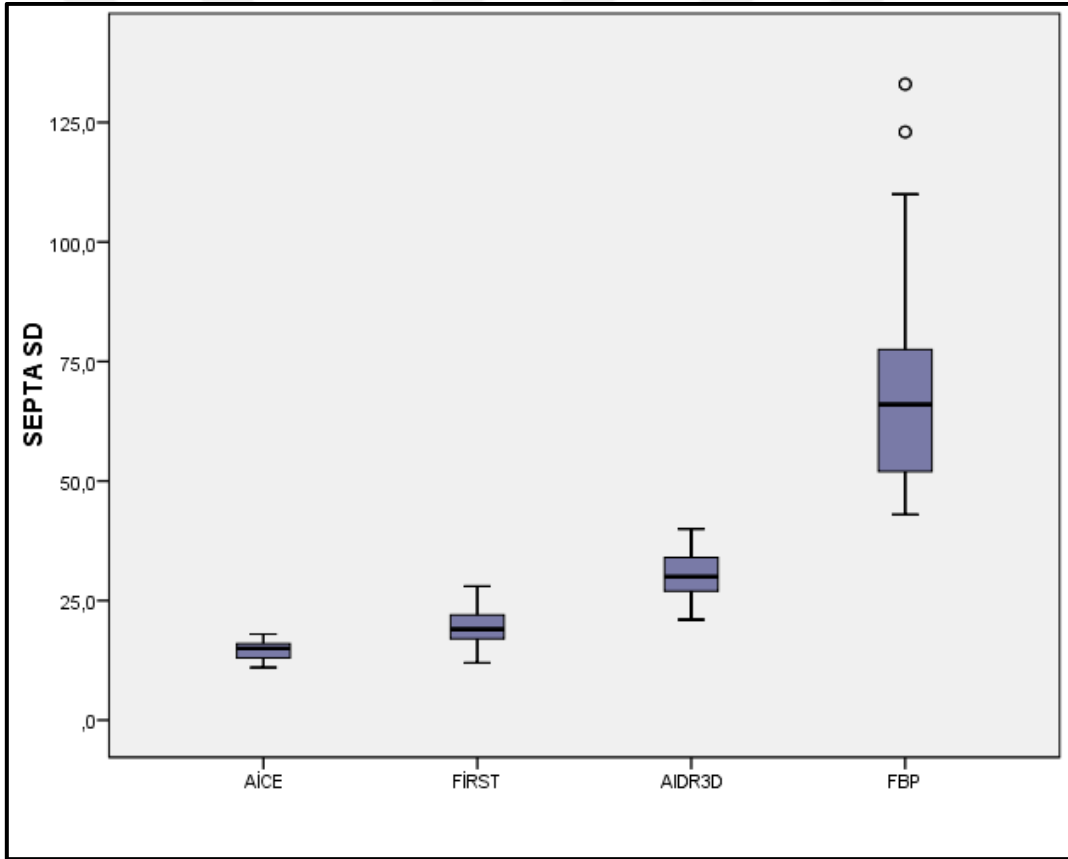
***p<0,01*

Yöntemlere göre Septa HU ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,05$); anlamlılıklar incelendiğindeyse AICE grubu ölçümleri FIRST grubundan anlamlı düzeyde düşüktür ($p=0,018$; $p<0,05$); diğer grupların Septa HU ölçümleri arasında anlamlı farklılık saptanmamıştır ($p>0,05$).



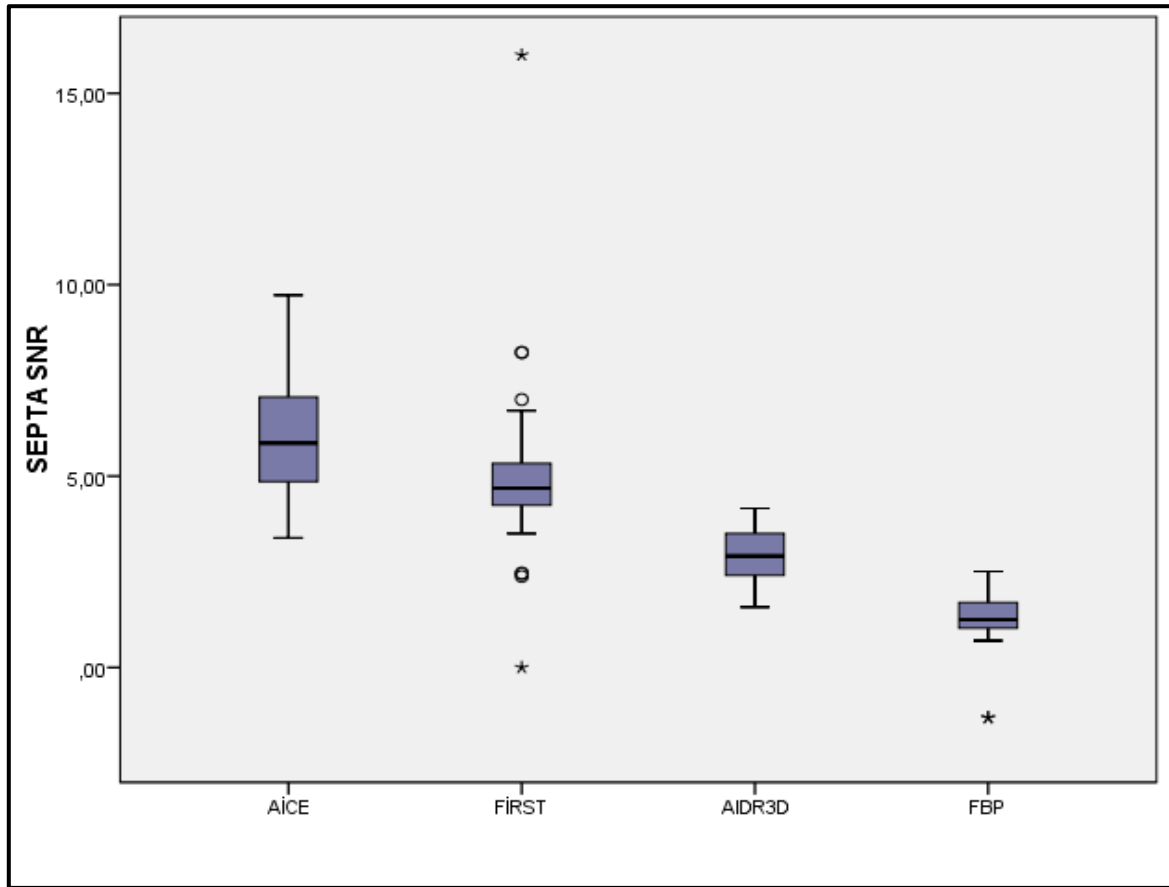
Şekil 1: SEPTA HU ölçümlerinin yöntemlere göre dağılımı

Yöntemlere göre Septa SD ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,01$); anlamlılıklar incelendiğindeyse AICE grubu ölçümleri FIRST; AIDR3R ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde düşüktür (*sırasıyla* $p=0,001$; $p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). FIRST grubun ölçümleri de AIDR3R ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde düşüktür (*sırasıyla* $p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). AIDR3R grubun Septa SD ölçümleri FBP gruplarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p=0,001$; $p<0,01$).



Şekil 2: SEPTA SD ölçümlerinin yöntemlere göre dağılımı

Yöntemlere göre Septa SNR ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,01$); anlamlılıklar incelendiğindeyse AICE grubu ölçümleri FIRST; AIDR3R ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir (*sırasıyla* $p=0,001$; $p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). FIRST grubun ölçümleri de AIDR3R ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir (*sırasıyla* $p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). AIDR3R grubun Septa SNR ölçümleri FBP gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p=0,001$; $p<0,01$).



Şekil 3: SEPTA SNR ölçümlerinin yöntemlere göre dağılımı

Tablo 3: Yöntemlere Göre Aort Değerlerinin Karşılaştırılması

Rekonstrüksiyon Yöntemleri						
	¹ AİCE	² FİRT	³ AİDR3R	⁴ FBP	<i>P</i>	<i>Post Hoc</i>
Aort Kök HU						
<i>Ort±Ss</i>	417,39±128,64	438,3±139,7	416,09±123,09	410,91±131,27		<i>2>1, 3,4</i>
<i>Medyan</i>	390	402	389	384	<i>0,001**</i>	
<i>(Min-Maks)</i>	(183-700)	(183-782)	(182-710)	(33-696)		
Aort Kök SD						
<i>Ort±Ss</i>	16,16±2,67	25,11±4,42	35,35±4,78	74,84±21,7		<i>1<2, 3, 4</i>
<i>Medyan</i>					<i>0,001**</i>	
<i>(Min-Maks)</i>	16 (12-22)	25 (19-35)	35 (26-44)	71 (42-131)		<i>2<3,4 3<4</i>
Mediasten Yağ HU						
<i>Ort±Ss</i>	-99,37±13,82	-95,46±34,9	-101,8±15,3	-102,05±16,48		-
<i>Medyan</i>					<i>0,140</i>	
<i>(Min-Maks)</i>	-98 (-129--68)	-99 (-135-84)	-101 (-150--72)	-103 (-133--62)		
Aort Kök SNR						
<i>Ort±Ss</i>	26,16±7,74	17,55±6,24	11,96±3,81	5,82±2,5		<i>1>2, 3, 4</i>
<i>Medyan</i>					<i>0,001**</i>	
<i>(Min-Maks)</i>	25,2 (11,4-46)	17,5 (0-32,3)	11,5 (5,2-21)	5,2 (0,6-15,3)		<i>2>3,4 3>4</i>

Aort Kök CNR

<i>Ort±Ss</i>	32,47±8,01	21,5±7,11	14,9±4,02	7,3±2,77	<i>1>2,</i> <i>3, 4</i>
<i>Medyan</i>					<i>0,001**</i>
<i>(Min-</i>	31,1 (17,4-	21,5 (0-	14,7 (7,9-25)	7 (2,2-17,8)	<i>2>3,4</i>
<i>Maks)</i>	53,5)	39,4)			<i>3>4</i>

Repeated Measures test& post Hoc Adjustment for multiple comparisons: Bonferroni test

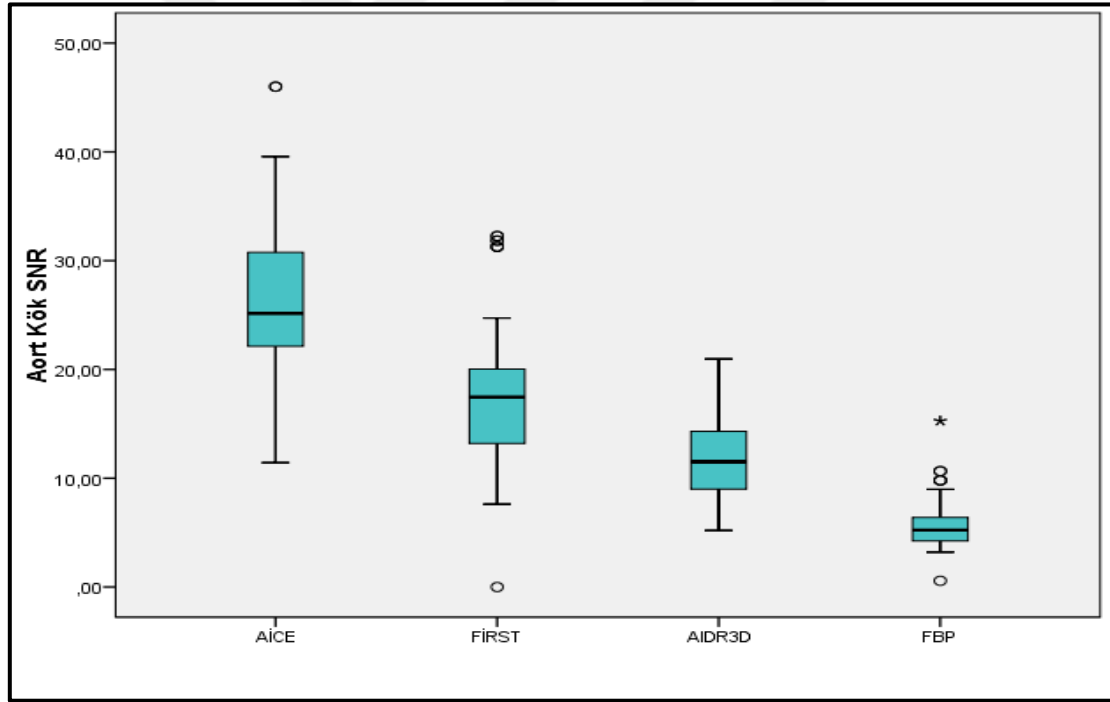
***p<0,01*

Yöntemlere göre Aort Kök HU ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,01$); anlamlılıklar incelendiğindeyse FIRST grubu ölçümleri; AICE AIDR3R ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir (*sırasıyla* $p=0,001$; $p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). Diğer yöntemler arasında ise anlamlı değişiklik saptanmamıştır ($p>0,05$).

Yöntemlere göre Aort Kök SD ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,01$); anlamlılıklar incelendiğindeyse AICE grubu ölçümleri FIRST; AIDR3R ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde düşüktür (*sırasıyla* $p=0,001$; $p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). FIRST grubun ölçümleri de AIDR3R ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde düşüktür (*sırasıyla* $p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). AIDR3R grubun Aort Kök SD ölçümleri FBP gruplarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p=0,001$; $p<0,01$).

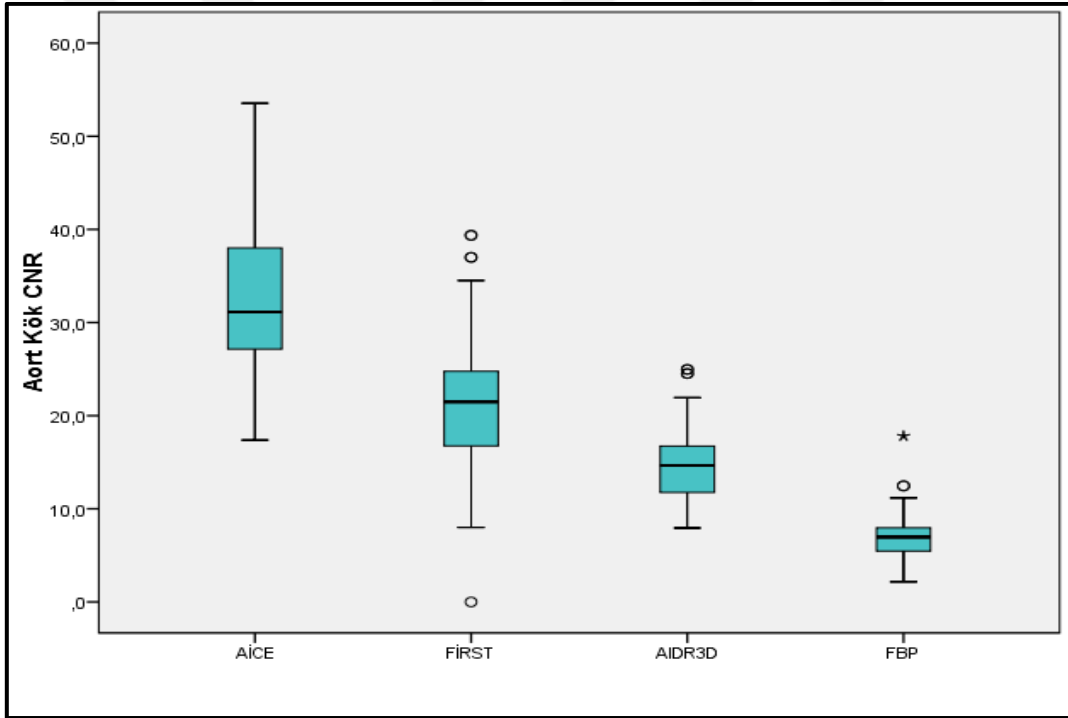
Yöntemlere göre Mediasten yağ HU ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır ($p>0,05$).

Yöntemlere göre Aort Kök SNR ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,01$); anlamlılıklar incelendiğindeyse AICE grubu ölçümleri FIRST; AIDR3R ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir (*sırasıyla* $p=0,001$; $p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). FIRST grubun ölçümleri de AIDR3R ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir (*sırasıyla* $p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). AIDR3R grubun Aort Kök SNR ölçümleri FBP gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p=0,001$; $p<0,01$).



Şekil 4: Aort Kök SNR ölçümlerinin yöntemlere göre dağılımı

Yöntemlere göre Aort Kök CNR ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,01$); anlamlılıklar incelendiğindeyse AICE grubu ölçümleri FIRST; AIDR3R ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir (*sırasıyla* $p=0,001$; $p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). FIRST grubun ölçümleri de AIDR3R ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir (*sırasıyla* $p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). AIDR3R grubun Aort Kök CNR ölçümleri FBP gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p=0,001$; $p<0,01$).



Şekil 5: Aort Kök CNR ölçümlerinin yöntemlere göre dağılımı

Tablo 4: Yöntemlere Göre RCA Değerlerinin Karşılaştırılması

Rekonstrüksiyon Yöntemleri					p	Post Hoc
¹ AİCE	² FİRST	³ AİDR3R	⁴ FBP			
RCA HU						
Ort±Ss	363,84±113,98	386,63±116,06	345,21±110,73	357,44±112,13		3<1,2,4
Medyan					^b 0,001**	2>1,4
(Min-Maks)	346 (175-618)	366 (172-670)	329 (166-604)	342,5(165-609)		
RCA SD						
Ort±Ss	15,24±6,98	21,07±9,51	29,96±11,38	56,47±17,66		1<2,3
Medyan					^b 0,001**	3>2
(Min-Maks)	12 (5-36)	19 (8-44)	28,5 (14-59)	51,5 (33-92)		
RCA SNR						
Ort±Ss	28,94±14,91	20,01±13,00	12,59±7,23	6,30±3,47		3<2,1
Medyan					^a 0,001**	1>2
(Min-Maks)	27,2 (7,6-60,8)	17,9 (0-50,1)	11,7 (0-31,9)	6,1 (0-14,2)		
RCA CNR						
Ort±Ss	36,90±17,85	25,12±16,09	16,25±8,59	8,12±4,22		1>2,3,4
Medyan					^a 0,001**	2>3,4
(Min-Maks)	33,7 (11,3-76,6)	22,6 (0-65)	15,4 (0-38,5)	8,8 (0-16,4)		
RCA ERD						
Ort±Ss	1,39±0,30	1,57±0,32	1,76±0,41	2,26±0,57	^b 0,001**	1<2,3,4

<i>Medyan</i>					<i>2<3,4</i>
(Min- Maks)	1,4 (0,7-2,6)	1,6 (0,9-2,9)	1,7 (0,9-3,3)	2,1 (1,2-4)	<i>4>3</i>
RCA ERS					
<i>Ort±Ss</i>	249,15±87,25	235,39±74,62	200,56±69,65	170,01±61,15	<i>1>2,3,4</i>
<i>Medyan</i>					<i>b0,001** 2>3,4</i>
(Min- Maks)	221 (98-601)	225 (92-459)	181 (75-429)	160 (59-351)	<i>3>4</i>
RCA SUB IQ					
<i>Ort±Ss</i>	4,00±0,00	3,66±0,48	2,30±0,49	1,24±0,43	<i>1>2,3,4</i>
<i>Medyan</i>					<i>a0,001** 2>3,4</i>
(Min- Maks)	4 (4-4)	4 (3-4)	2 (1-3)	1 (1-2)	<i>3>4</i>

^aRepeated Measures test& post Hoc Adjustment for multiple comparisons: Bonferroni test

^bFriedman Tets& post hoc Dunn test

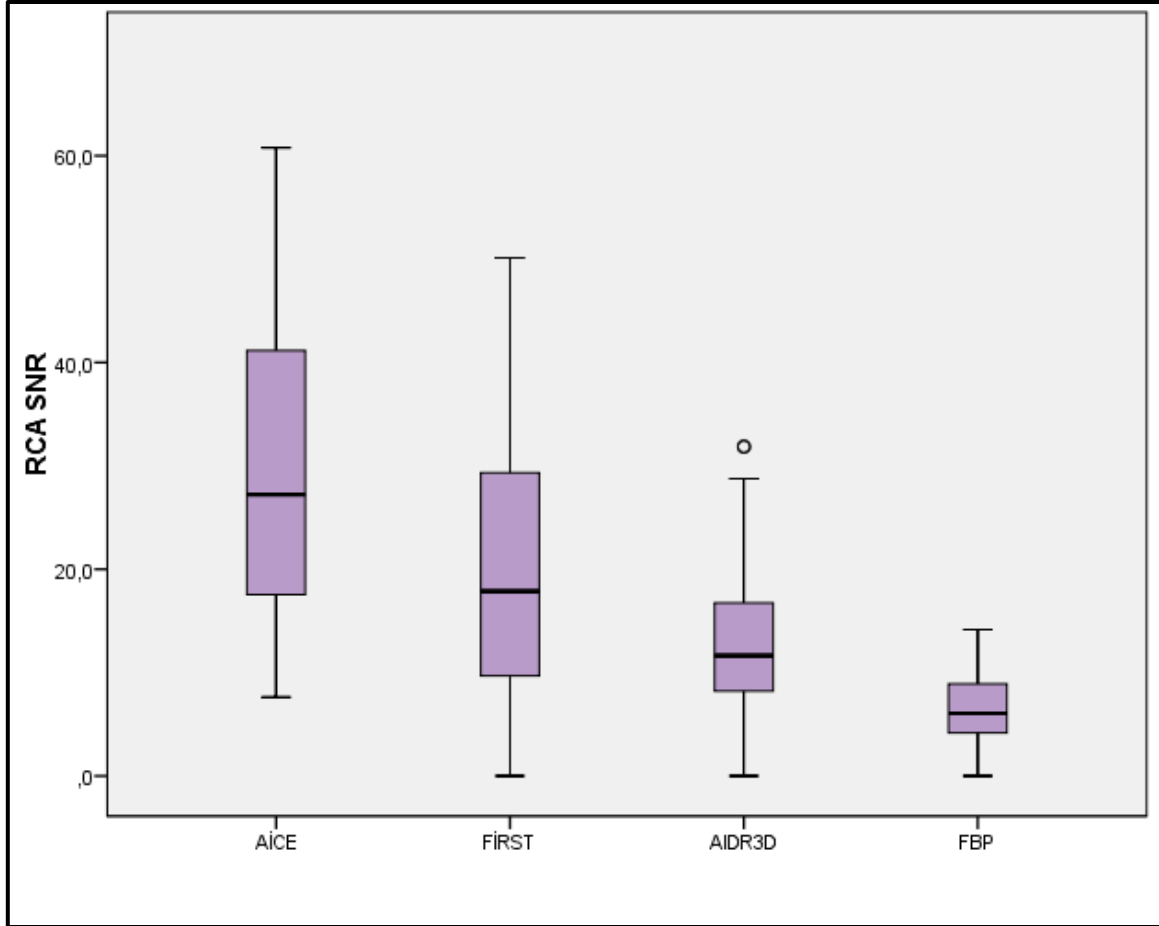
* $p<0,05$

** $p<0,01$

Yöntemlere göre RCA HU ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,01$); anlamlılıklar incelendiğindeyse AIDR3R grubu ölçümleri; AICE, FIRST ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde düşüktür (sırasıyla $p=0,001$; $p=0,001$; $p=0,016$; $p<0,05$). FIRST grubu ölçümleri; AICE ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir (sırasıyla $p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). Diğer yöntemler arasında ise anlamlı değişiklik saptanmamıştır ($p>0,05$).

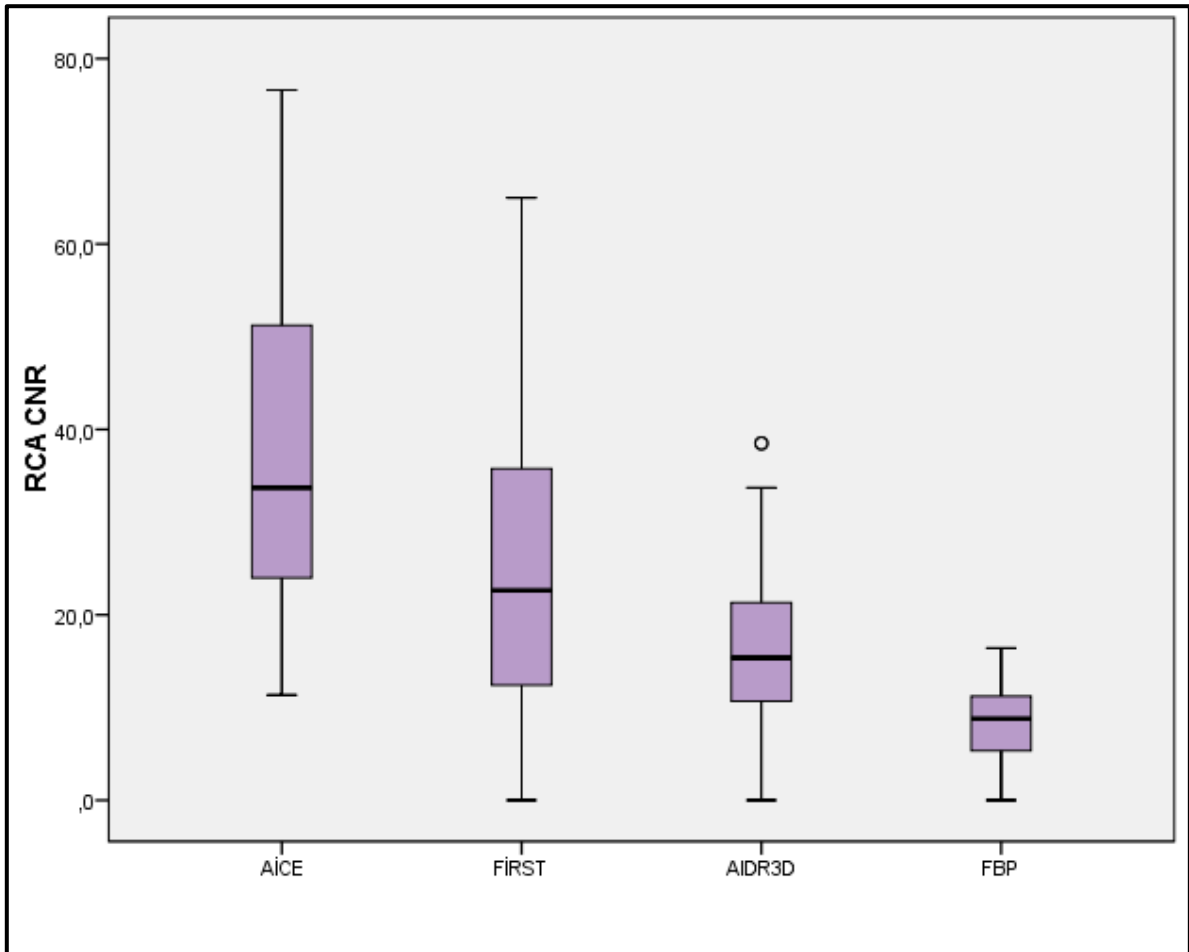
Yöntemlere göre RCA SD ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,01$); anlamlılıklar incelendiğindeyse AICE grubu ölçümleri; FIRST ve AIDR3R gruplarından anlamlı düzeyde düşüktür (sırasıyla $p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). AIDR3R grubu ölçümleri; FIRST gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p=0,001$; $p<0,01$). Diğer yöntemler arasında ise anlamlı değişiklik saptanmamıştır ($p>0,05$).

Yöntemlere göre RCA SNR ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,01$); anlamlılıklar incelendiğindeyse AIDR3R grubu ölçümleri; FIRST ve AICE gruplarından anlamlı düzeyde düşüktür (*sırasıyla* $p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). AICE grubu ölçümleri; FIRST gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p=0,001$; $p<0,01$). Diğer yöntemler arasında ise anlamlı değişiklik saptanmamıştır ($p>0,05$).



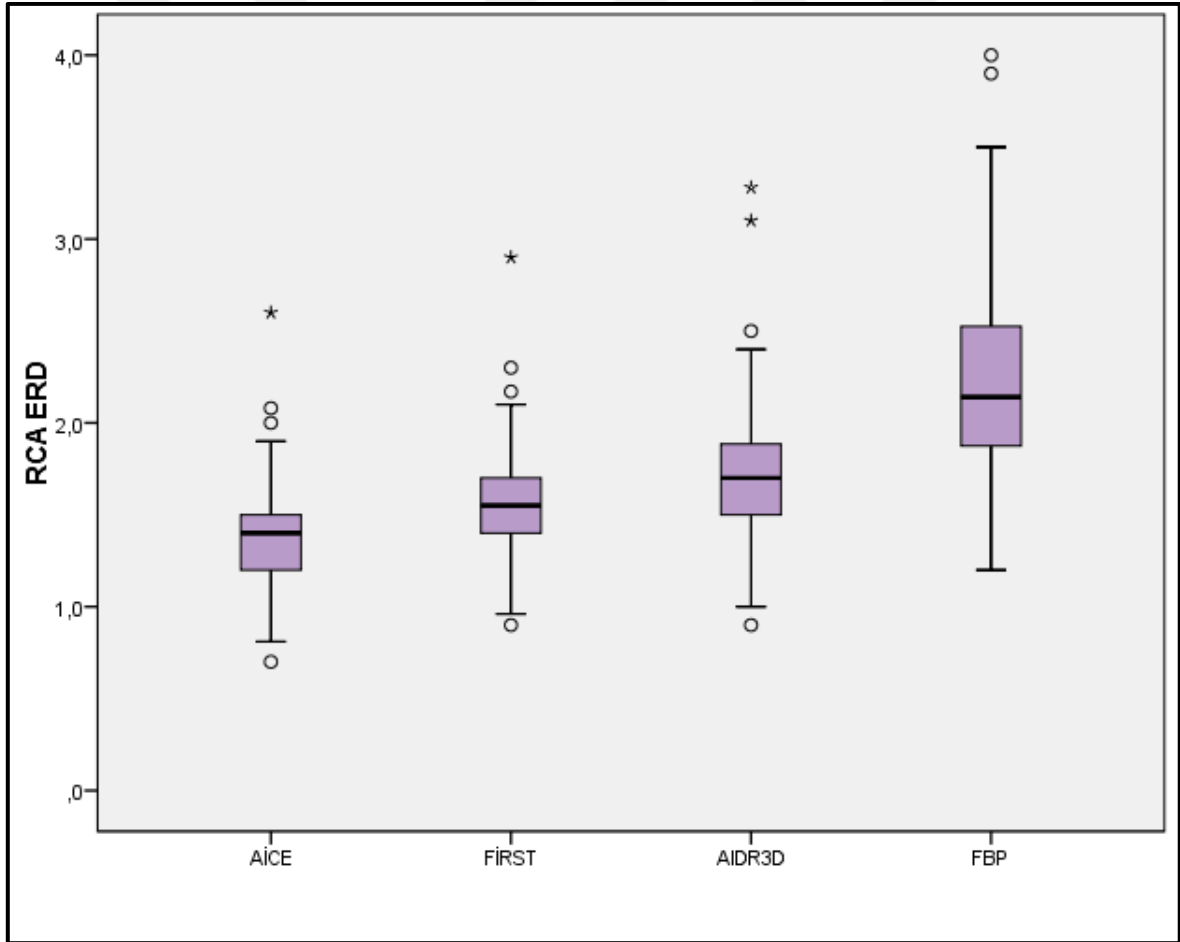
Şekil 6: RCA SNR ölçümlerinin yöntemlere göre dağılımı

Yöntemlere göre RCA CNR ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,01$); anlamlılıklar incelendiğindeyse AICE grubu ölçümleri; FIRST, AIDR3R ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir (*sırasıyla* $p=0,001$; $p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). FIRST grubu ölçümleri; AIDR3R ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). AIDR3R grubu ölçümleri; FBP grubundan anlamlı düzeyde yüksektir ($p=0,001$; $p<0,01$).



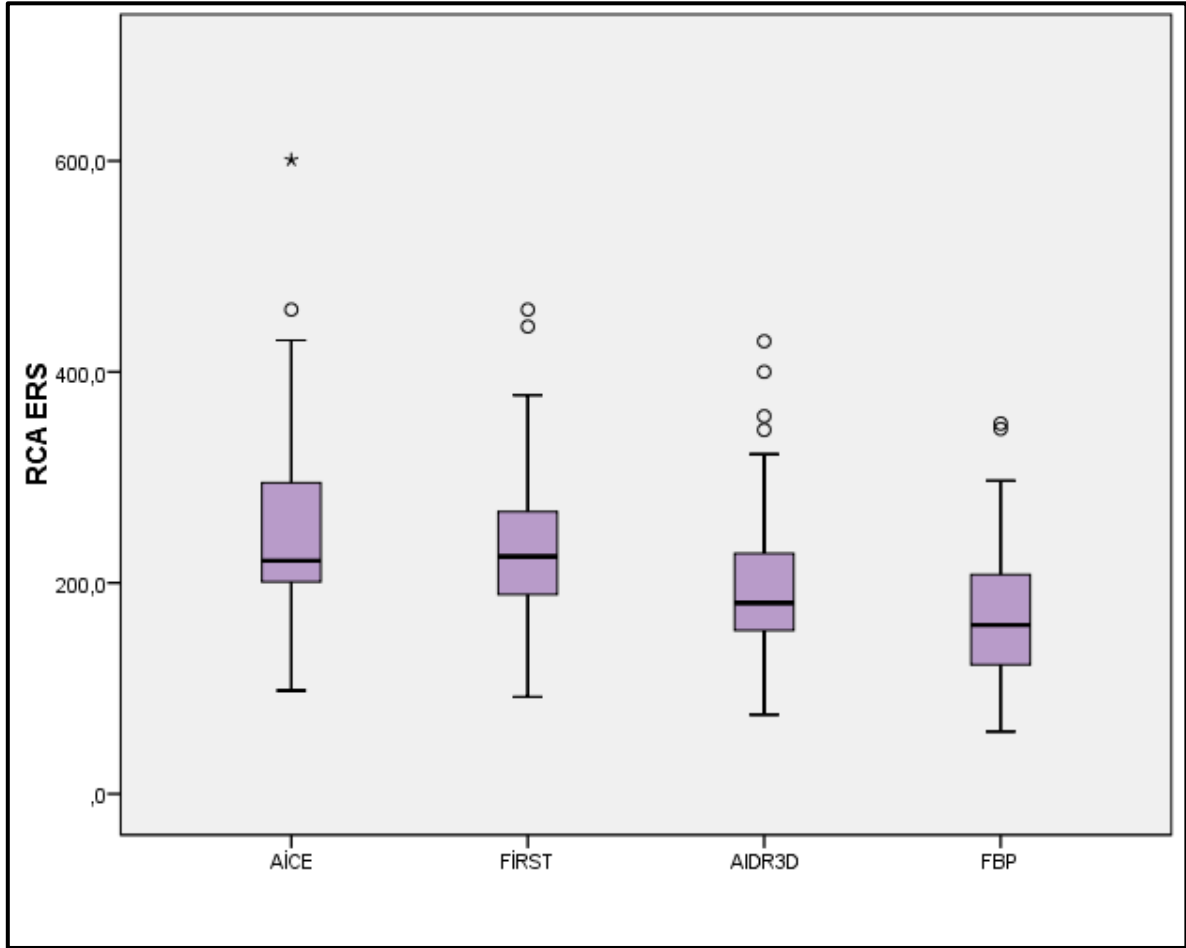
Şekil 7: RCA CNR ölçümlerinin yöntemlere göre dağılımı

Yöntemlere göre RCA ERD ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,01$); anlamlılıklar incelendiğindeyse AICE grubu ölçümleri; FIRST, AIDR3R ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde düşüktür (*sırasıyla* $p=0,001$; $p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). FIRST grubu ölçümleri; AIDR3R ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde düşüktür (*sırasıyla* $p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). FBP grubu ölçümleri; AIDR3R grubundan anlamlı düzeyde yüksektir ($p=0,001$; $p<0,01$).



Şekil 8: RCA ERD ölçümlerinin yöntemlere göre dağılımı

Yöntemlere göre RCA ERS ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,01$); anlamlılıklar incelendiğindeyse AICE grubu ölçümleri; FIRST, AIDR3R ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir (*sırasıyla* $p=0,001$; $p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). FIRST grubu ölçümleri; AIDR3R ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). AIDR3R grubu ölçümleri; FBP grubundan anlamlı düzeyde yüksektir ($p=0,001$; $p<0,01$).



Şekil 9: RCA ERS ölçümlerinin yöntemlere göre dağılımı

Yöntemlere göre RCA SUB IQ ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,01$); anlamlılıklar incelendiğindeyse AICE grubu ölçümleri; FIRST, AIDR3R ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir (*sırasıyla* $p=0,001$; $p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). FIRST grubu ölçümleri; AIDR3R ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). AIDR3R grubu ölçümleri; FBP grubundan anlamlı düzeyde yüksektir ($p=0,001$; $p<0,01$).



Tablo 5: Yöntemlere Göre LMCA Değerlerinin Karşılaştırılması

Rekonstrüksiyon Yöntemleri						p	Post Hoc
	¹ AİCE	² FİRT	³ AİDR3R	⁴ FBP			
LMCA							
HU							
Ort±Ss	405,85±119,75	429,04±136,40	399,55±116,66	399,11±116,33	^a 0,001*	3<1,2	
					*	2>1,4	
Medya							
n	375	394	375,5	371			
(Min-Maks)	(201-654)	(198-749)	(198-645)	(212-675)			
LMCA SD							
Ort±Ss	11,81±4,66	16,35±6,22	27,39±7,44	57,39±16,04	^a 0,001*	1<2,3,4	
					*		
Medya							
n	11 (6-29)	15 (7-34)	27 (11-43)	55,5 (32-103)		2<3,4	
(Min-Maks)						3<4	
LMCA SNR							
Ort±Ss	38,02±15,73	28,26±13,01	15,65±6,81	7,18±2,44	^a 0,001*	1>2,3,4	
					*		
Medya							
n	34 (16,3-76,5)	26,9 (0-62,4)	13,3 (0-32,3)	7,1 (0-12,2)		2>3,4	
(Min-Maks)						3>4	
LMCA CNR							
Ort±Ss	47,59±18,27	34,83±15,85	19,66±7,97	9,07±2,79			

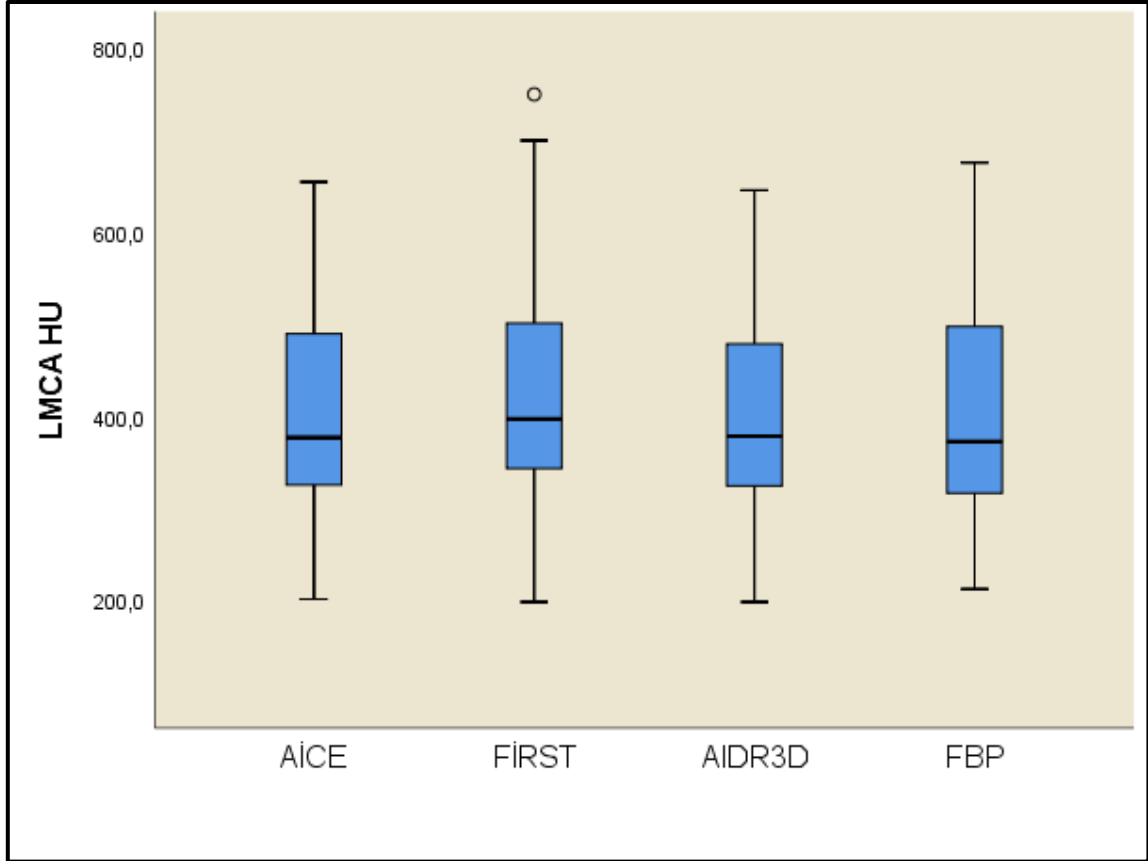
<i>Medya</i>					^a 0,001*	1>2,3,
<i>n</i>					*	4
(Min-	44 (19,7-95)	31,9 (0-77,3)	17,9 (0-38,1)	8,9 (0-14,5)		2>3,4
Maks)						3>4
LMCA ERD						
<i>Ort±Ss</i>	1,49±0,37	1,68±0,44	1,93±0,51	2,31±0,65	^a 0,001*	1<2,3,
<i>Medya</i>					*	4
<i>n</i>						2<3,4
(Min-	1,4 (0,9-3)	1,6 (1,1-3,8)	1,8 (1,1-4)	2,2 (1,3-4,3)		3<4
Maks)						
LMCA ERS						
<i>Ort±Ss</i>	277,16±118,45	260,11±105,07	222,99±94,85	197,30±93,42	^a 0,001*	1>2,3,
<i>Medya</i>					*	4
<i>n</i>						2>3,4
(Min-	253 (131-743)	240 (133-671)	205,5 (114-615)	173 (85-590)		3>4
Maks)						
LMCA SUB IQ						
<i>Ort±Ss</i>	4,00±0	3,65±0,48	2,31±0,47	1,23±0,42	^b 0,001*	1>2,3,
<i>Medya</i>					*	4
<i>n</i>						2>3,4
(Min-	4 (4-4)	4 (3-4)	2 (2-3)	1 (1-2)		3>4
Maks)						

^aRepeated Measures test& post Hoc Adjustment for multiple comparisons: Bonferroni test

^bFriedman Tets& post hoc Dunn test

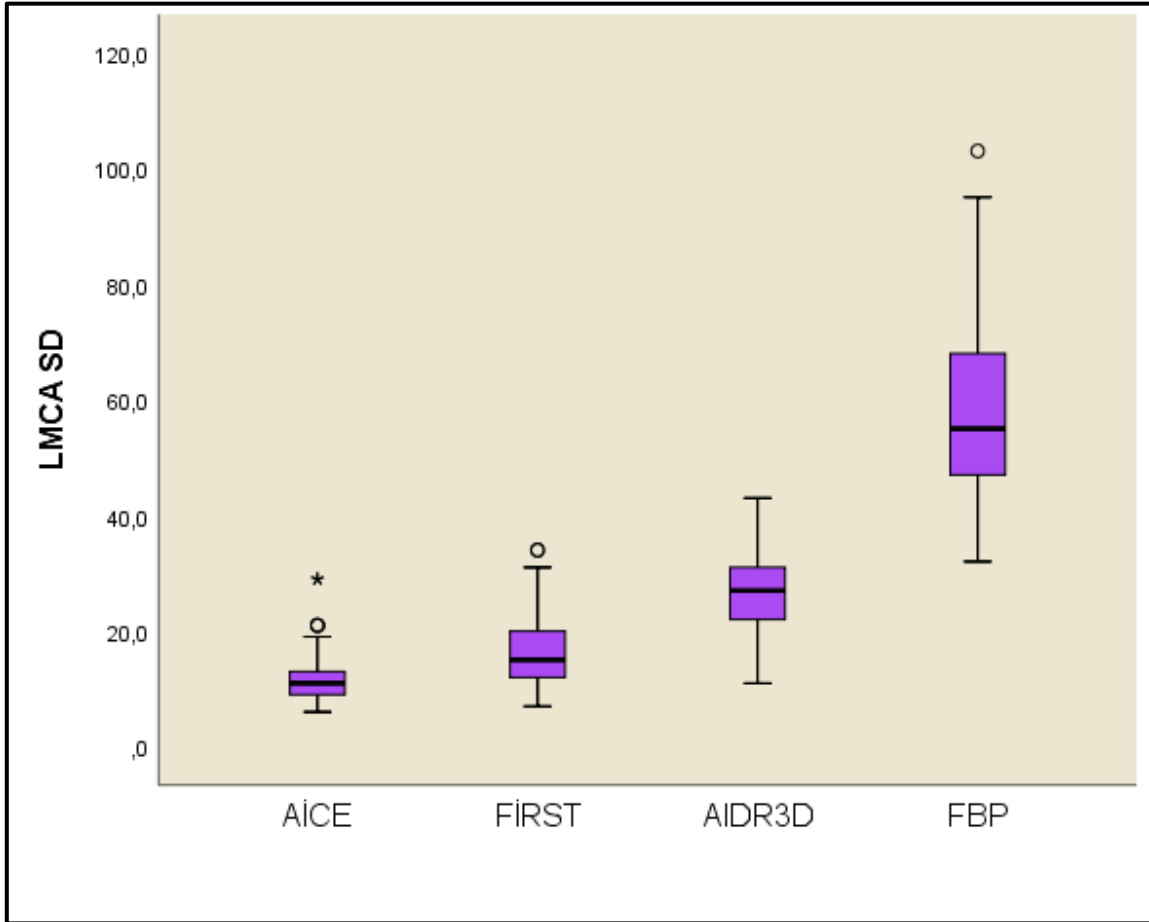
****p<0,01**

Yöntemlere göre LMCA HU ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,01$); anlamlılıklar incelendiğindeyse AIDR3R grubu ölçümleri; AICE ve FIRST gruplarından anlamlı düzeyde düşüktür (*sırasıyla* $p=0,013$; $p=0,001$; $p<0,05$). FIRST grubu ölçümleri; AICE ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir (*sırasıyla* $p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$).



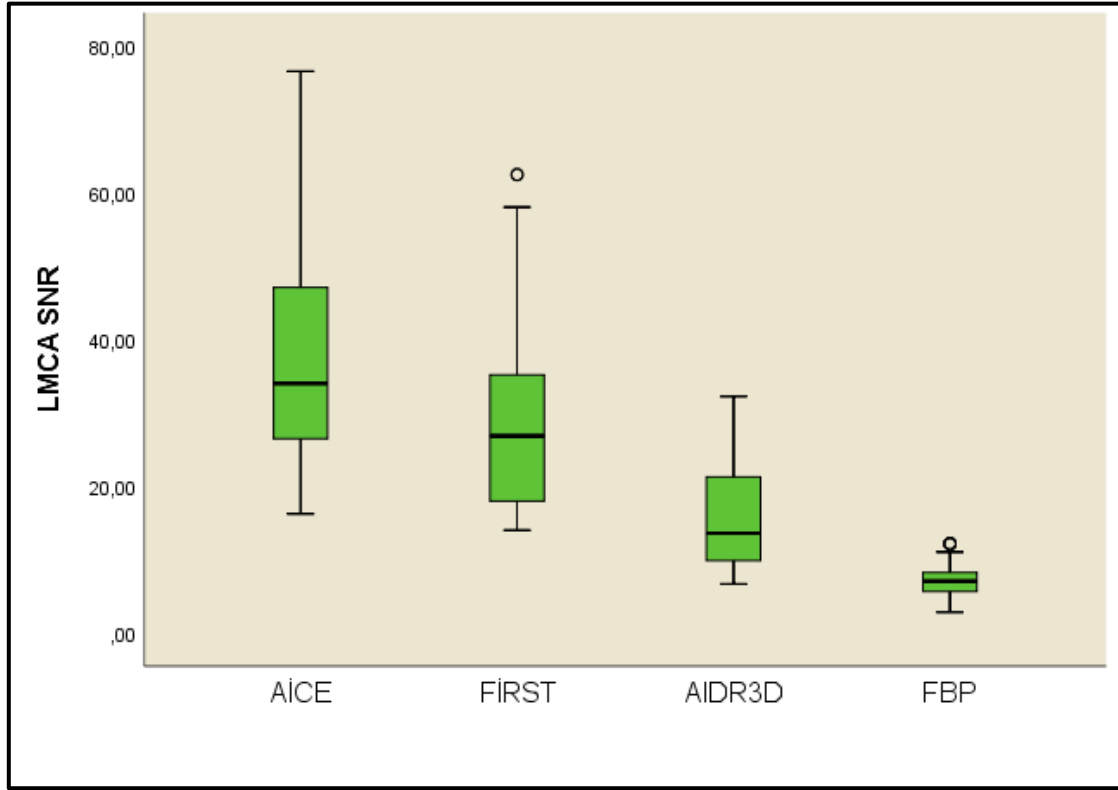
Şekil 10: LMCA HU ölçümlerinin yöntemlere göre dağılımı

Yöntemlere göre LMCA SD ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,01$); anlamlılıklar incelendiğindeyse AICE grubu ölçümleri; FIRST, AIDR3R ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde düşüktür (*sırasıyla* $p=0,001$; $p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). FIRST grubu ölçümleri; AIDR3R ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). AIDR3R grubu ölçümleri; FBP grubundan anlamlı düzeyde düşüktür ($p=0,001$; $p<0,01$).



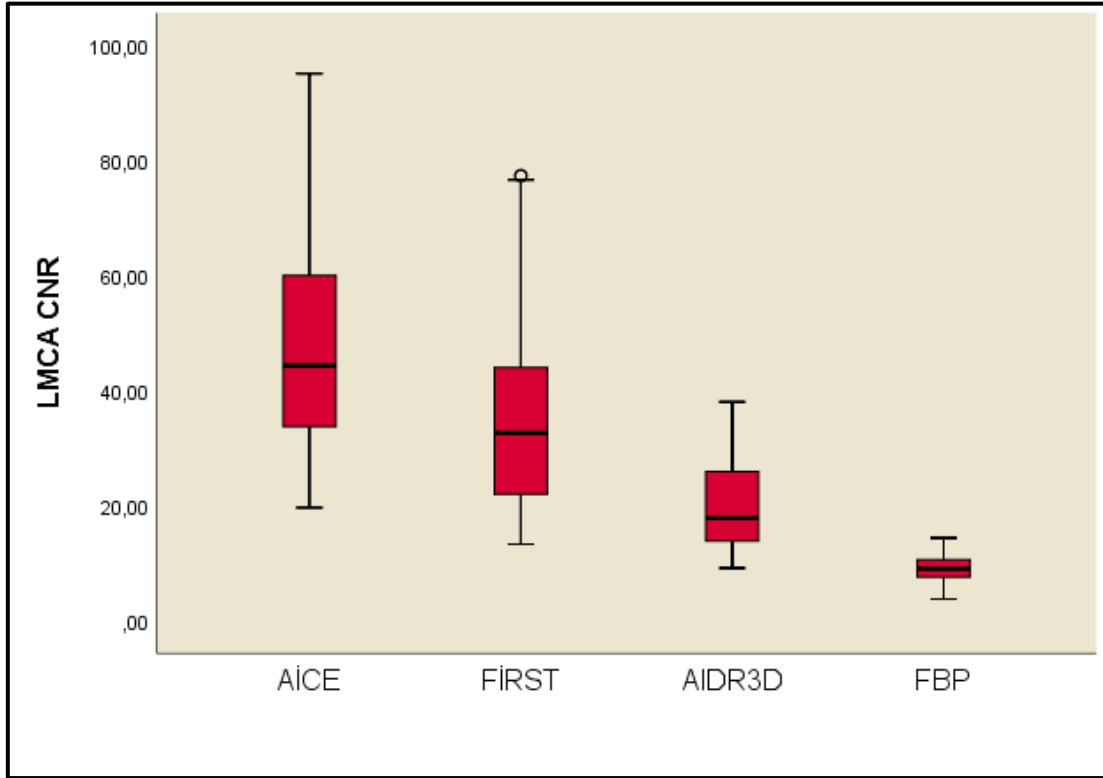
Şekil 11: LMCA SD ölçümlerinin yöntemlere göre dağılımı

Yöntemlere göre LMCA SNR ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,01$); anlamlılıklar incelendiğindeyse AICE grubu ölçümleri; FIRST, AIDR3R ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir (*sırasıyla* $p=0,001$; $p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). FIRST grubu ölçümleri; AIDR3R ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). AIDR3R grubu ölçümleri; FBP grubundan anlamlı düzeyde yüksektir ($p=0,001$; $p<0,01$).



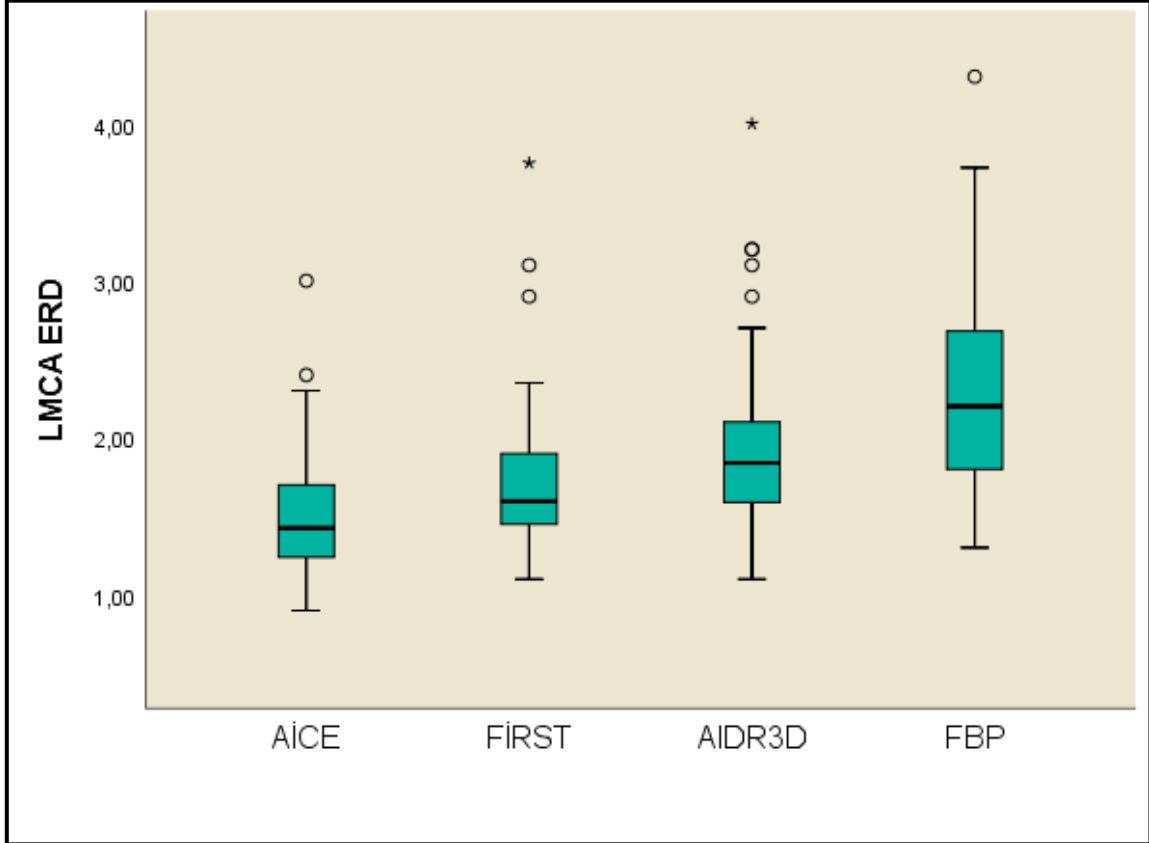
Şekil 12: LMCA SNR ölçümlerinin yöntemlere göre dağılımı

Yöntemlere göre LMCA CNR ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,01$); anlamlılıklar incelendiğindeyse AICE grubu ölçümleri; FIRST, AIDR3R ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir (*sırasıyla* $p=0,001$; $p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). FIRST grubu ölçümleri; AIDR3R ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). AIDR3R grubu ölçümleri; FBP grubundan anlamlı düzeyde yüksektir ($p=0,001$; $p<0,01$).



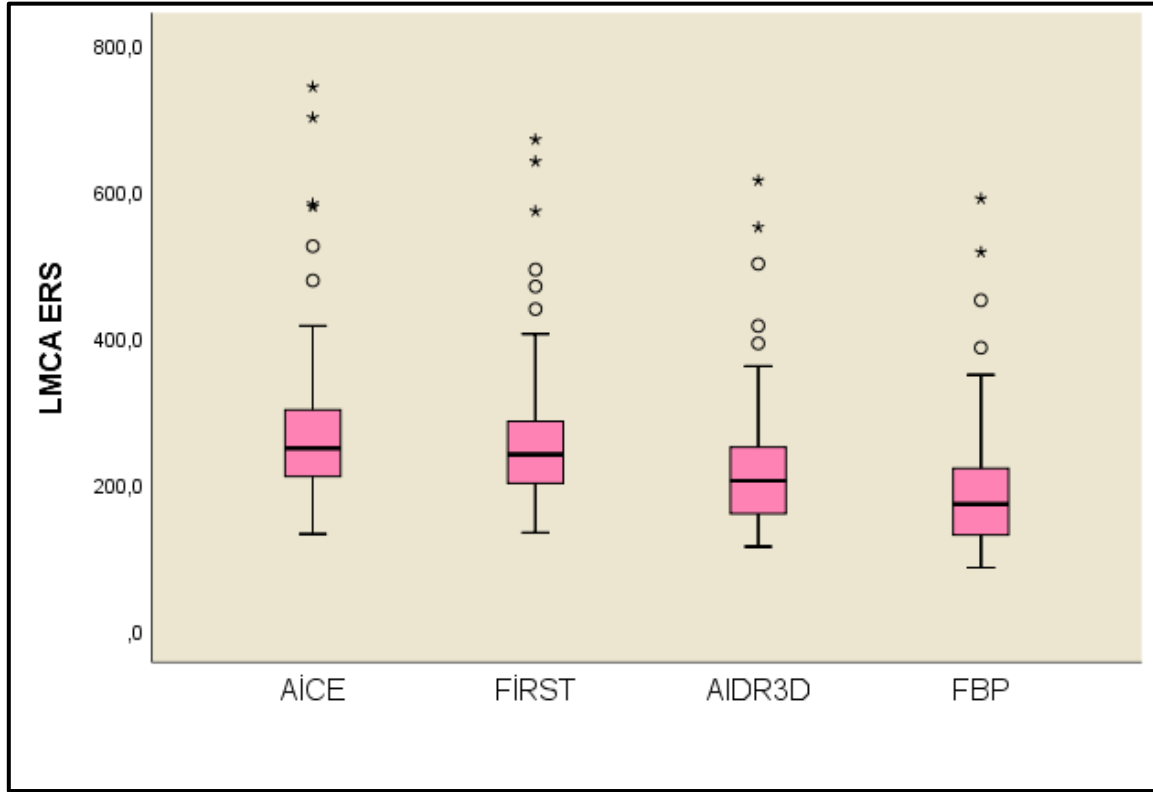
Şekil 13: LMCA CNR ölçümlerinin yöntemlere göre dağılımı

Yöntemlere göre LMCA ERD ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,01$); anlamlılıklar incelendiğindeyse AICE grubu ölçümleri; FIRST, AIDR3R ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde düşüktür (*sırasıyla* $p=0,001$; $p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). FIRST grubu ölçümleri; AIDR3R ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). AIDR3R grubu ölçümleri; FBP grubundan anlamlı düzeyde düşüktür ($p=0,001$; $p<0,01$).



Şekil 14: LMCA ERD ölçümlerinin yöntemlere göre dağılımı

Yöntemlere göre LMCA ERS ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,01$); anlamlılıklar incelendiğindeyse AICE grubu ölçümleri; FIRST, AIDR3R ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir (*sırasıyla* $p=0,001$; $p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). FIRST grubu ölçümleri; AIDR3R ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). AIDR3R grubu ölçümleri; FBP grubundan anlamlı düzeyde yüksektir ($p=0,001$; $p<0,01$).



Şekil 15: LMCA ERS ölçümlerinin yöntemlere göre dağılımı

Yöntemlere göre LMCA SUB IQ ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,01$); anlamlılıklar incelendiğindeyse AICE grubu ölçümleri; FIRST, AIDR3R ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir (*sırasıyla* $p=0,001$; $p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). FIRST grubu ölçümleri; AIDR3R ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). AIDR3R grubu ölçümleri; FBP grubundan anlamlı düzeyde yüksektir ($p=0,001$; $p<0,01$).



Tablo 6: LAD Damarın Dört Farklı Rekonstrüksiyon Yöntemine Göre Değerlerinin Karşılaştırılması

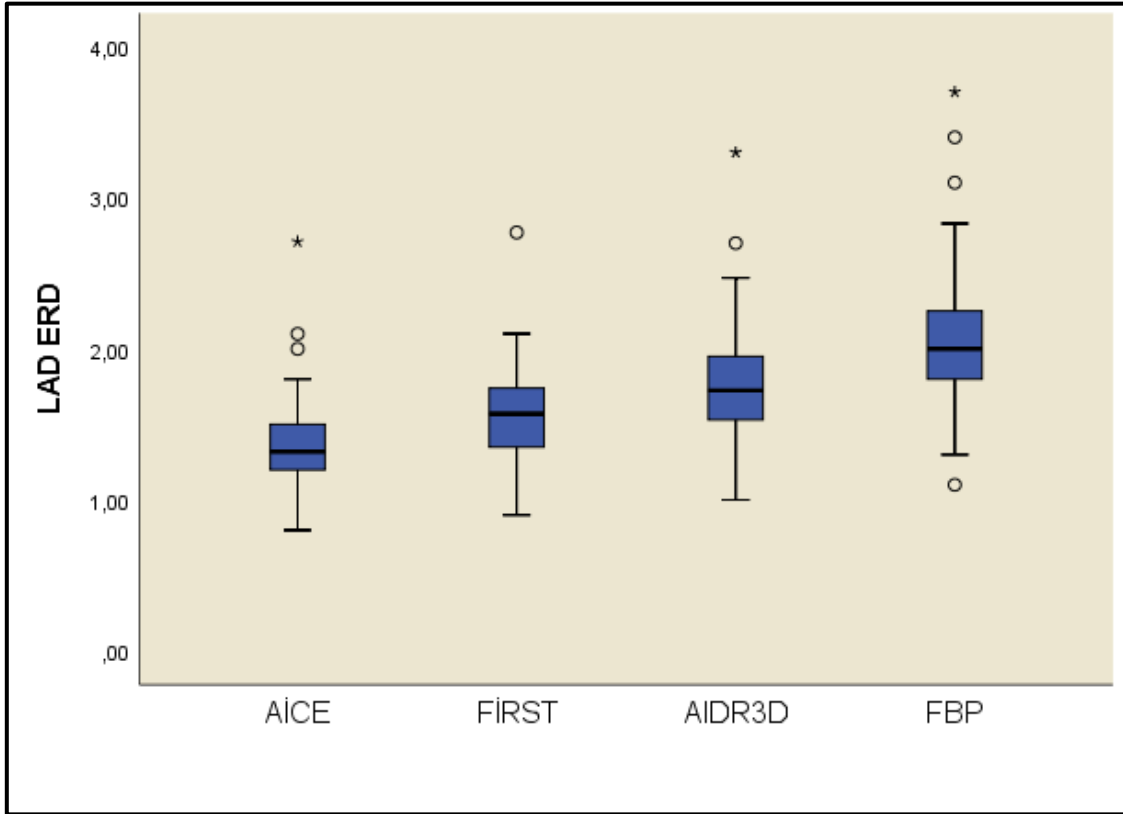
Rekonstrüksiyon Yöntemleri						
	¹ AİCE	² FİRST	³ AİDR3R	⁴ FBP	<i>p</i>	<i>Post Hoc</i>
LAD						
<i>Ort±Ss</i>	1,39±0,31	1,56±0,31	1,76±0,37	2,07±0,42	^a 0,001**	1<2,3,4
<i>Medyan</i>						2<3,4
<i>(Min-Maks)</i>	1,3 (0,8-2,7)	1,6 (0,9-2,8)	1,8 (1-3,3)	2 (1,1-3,7)		3<4
LAD ERS						
<i>Ort±Ss</i>	284,41±136,3	267,25±109,94	234,48±100,52	210,25±90,83	^a 0,001**	1>2,3,4
<i>Medyan</i>						2>3,4
<i>(Min-Maks)</i>	252 (150-914)	233 (121-775)	209 (92-751)	190 (80-692)		3>4
LAD SUB İQ1						
<i>Ort±Ss</i>	4,00±0,00	3,64±0,48	2,34±0,48	1,25±0,43	^b 0,001**	1>2,3,4
<i>Medyan</i>						2>3,4
<i>(Min-Maks)</i>	4 (4-4)	4 (3-4)	2 (2-3)	1 (1-2)		3>4

^aRepeated Measures test& post Hoc Adjustment for multiple comparisons: Bonferroni test

^bFriedman Tets& post hoc Dunn test

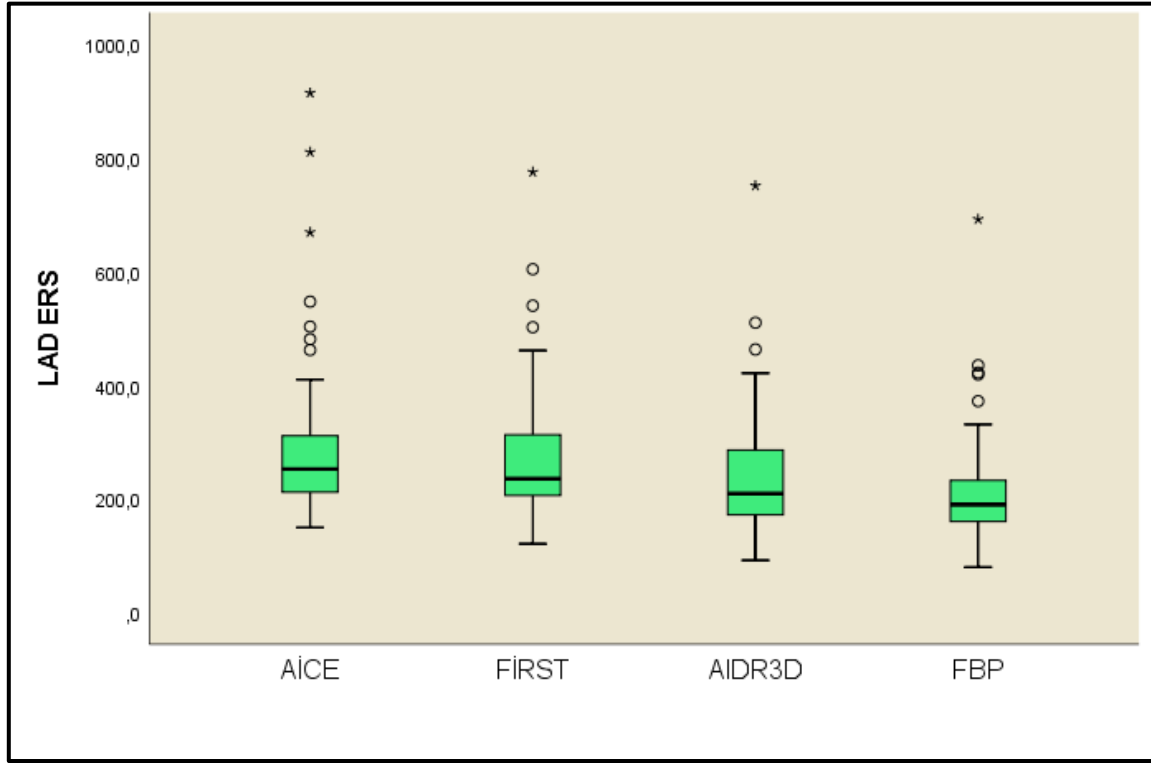
****p<0,01**

Yöntemlere göre LAD damarın ERD ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,01$); anlamlılıklar incelendiğindeyse AICE grubu ölçümleri; FIRST, AIDR3R ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde düşüktür (*sırasıyla* $p=0,001$; $p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). FIRST grubu ölçümleri; AIDR3R ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). AIDR3R grubu ölçümleri; FBP grubundan anlamlı düzeyde düşüktür ($p=0,001$; $p<0,01$).



Şekil 16: LAD ERD ölçümlerinin yöntemlere göre dağılımı

Yöntemlere göre LAD damarın ERS ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,01$); anlamlılıklar incelendiğindeyse AICE grubu ölçümleri; FIRST, AIDR3R ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir (*sırasıyla* $p=0,003$; $p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). FIRST grubu ölçümleri; AIDR3R ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). AIDR3R grubu ölçümleri; FBP grubundan anlamlı düzeyde yüksektir ($p=0,001$; $p<0,01$).



Şekil 17: LAD ERS ölçümlerinin yöntemlere göre dağılımı

Yöntemlere göre LAD damarın SUB IQ ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,01$); anlamlılıklar incelendiğindeyse AICE grubu ölçümleri; FIRST, AIDR3R ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir (*sırasıyla* $p=0,003$; $p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). FIRST grubu ölçümleri; AIDR3R ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). AIDR3R grubu ölçümleri; FBP grubundan anlamlı düzeyde yüksektir ($p=0,001$; $p<0,01$).

Tablo 7: LCX Damarın Dört Farklı Rekonstrüksiyon Yöntemlere Göre Değerlerinin Karşılaştırılması

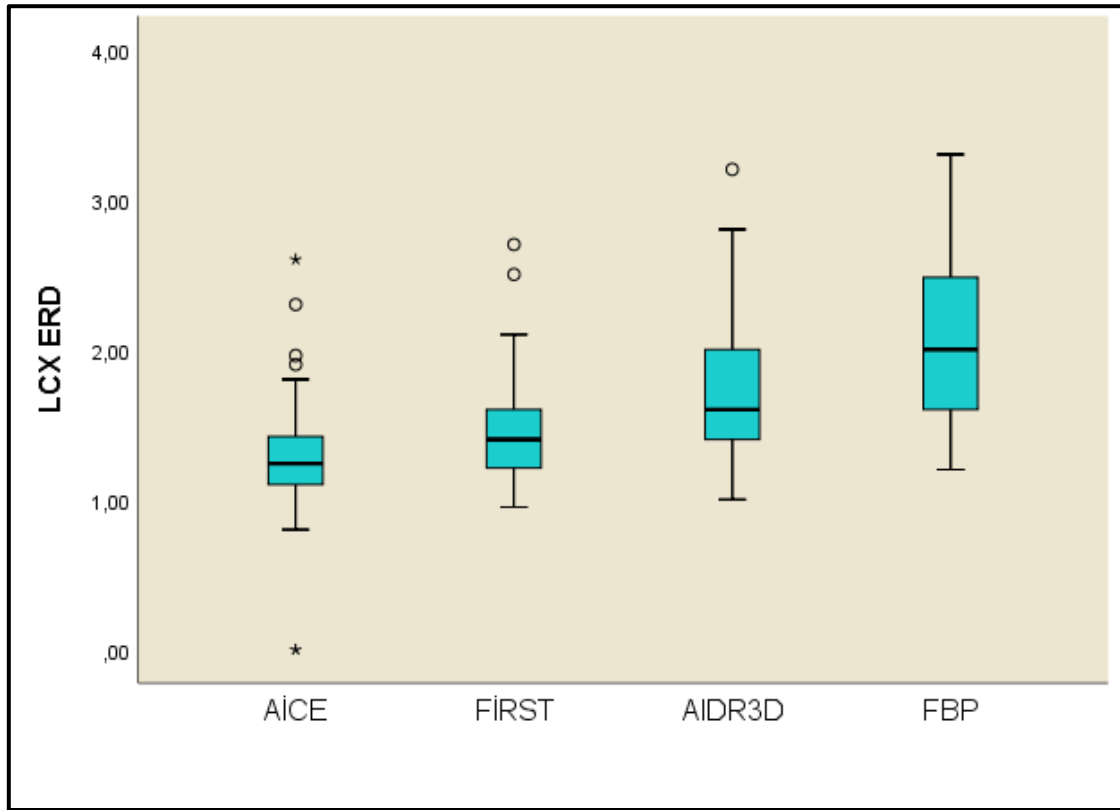
Rekonstrüksiyon Yöntemleri					<i>p</i>	<i>Post Hoc</i>
¹ AİCE	² FİRT	³ AİDR3R	⁴ FBP			
LCX ERD						
<i>Ort±Ss</i>	1,30±0,35	1,45±0,32	1,69±0,44	2,03±0,52	<i>^a0,001**</i>	<i>1<2,3,4</i>
<i>Medyan</i>						<i>2<3,4</i>
<i>(Min-Maks)</i>	1,2 (0-2,6)	1,4 (1-2,7)	1,6 (1-3,2)	2 (1,2-3,3)		<i>3<4</i>
LCX ERS						
<i>Ort±Ss</i>	299,28±127,84	281,49±117,15	240,55±103,70	209,47±87,42	<i>^a0,001**</i>	<i>1>2,3,4</i>
<i>Medyan</i>						<i>2>3,4</i>
<i>(Min-Maks)</i>	265 (147-897)	247 (156-877)	211 (105-703)	187,5 (75-536)		<i>3>4</i>
LCX SUB İQ1						
<i>Ort±Ss</i>	4,00±0,00	3,63±0,49	2,34±0,48	1,25±0,44	<i>^b0,001**</i>	<i>1>2,3,4</i>
<i>Medyan</i>						<i>2>3,4</i>
<i>(Min-Maks)</i>	4 (4-4)	4 (3-4)	2 (2-3)	1 (1-2)		<i>3>4</i>

^aRepeated Measures test& post Hoc Adjustment for multiple comparisons: Bonferroni test

^bFriedman Tets& post hoc Dunn test

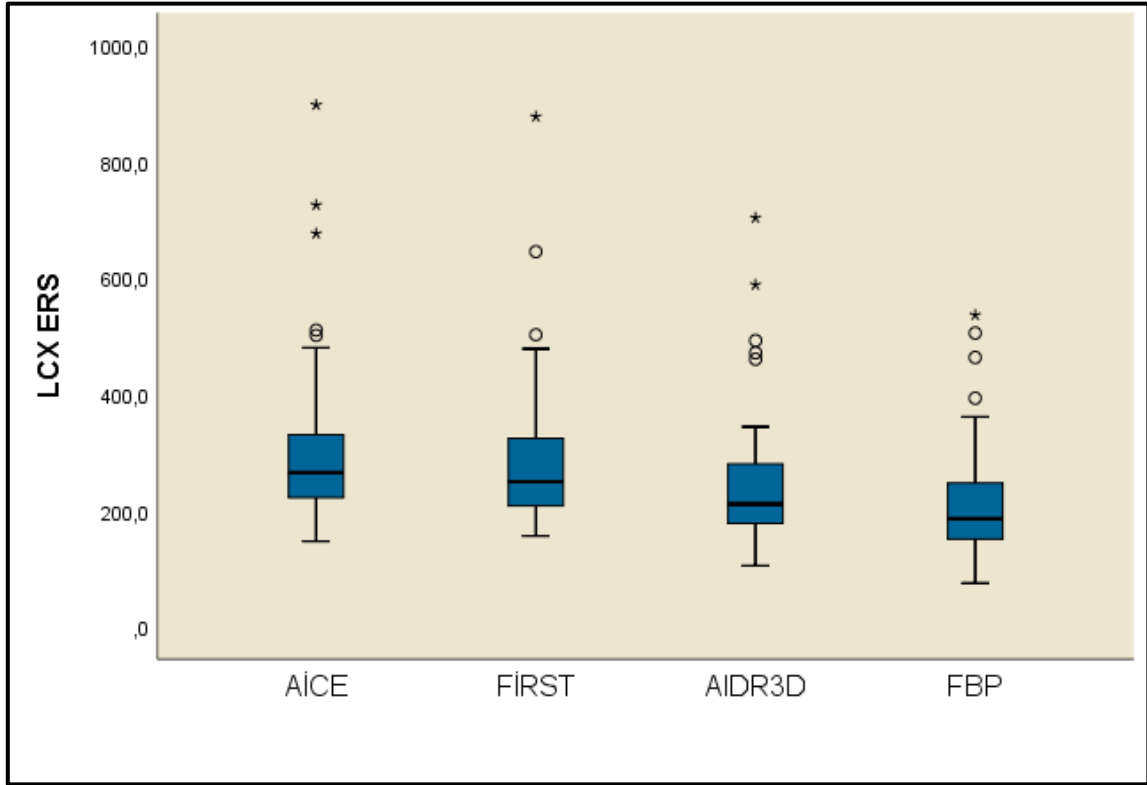
****p<0,01**

Yöntemlere göre LCX damarın ERD ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,01$); anlamlılıklar incelendiğindeyse AICE grubu ölçümleri; FIRST, AIDR3R ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde düşüktür (*sırasıyla* $p=0,001$; $p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). FIRST grubu ölçümleri; AIDR3R ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). AIDR3R grubu ölçümleri; FBP grubundan anlamlı düzeyde düşüktür ($p=0,001$; $p<0,01$).



Şekil 18: LCX ERD ölçümlerinin yöntemlere göre dağılımı

Yöntemlere göre LCX damarın ERS ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,01$); anlamlılıklar incelendiğindeyse AICE grubu ölçümleri; FIRST, AIDR3R ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir (*sırasıyla* $p=0,003$; $p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). FIRST grubu ölçümleri; AIDR3R ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). AIDR3R grubu ölçümleri; FBP grubundan anlamlı düzeyde yüksektir ($p=0,001$; $p<0,01$).



Şekil 19: LCX ERS ölçümlerinin yöntemlere göre dağılımı

Yöntemlere göre LCX damarın SUB IQ ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,01$); anlamlılıklar incelendiğindeyse AICE grubu ölçümleri; FIRST, AIDR3R ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir (*sırasıyla* $p=0,003$; $p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). FIRST grubu ölçümleri; AIDR3R ve FBP gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). AIDR3R grubu ölçümleri; FBP grubundan anlamlı düzeyde yüksektir ($p=0,001$; $p<0,01$).

Çalışmamızda FBP, hibrit IR (AIDR3D), MBIR (FIRST) ve DLR (AiCE) olmak üzere 4 farklı rekonstrüksiyon yönteminin genel görüntü kalitesine etkisini ve KAH açısından incelenecek olan damarlardaki damar duvarlarının ve lümenlerinin değerlendirmeye etkisini incelemek için ; Aort , LMCA ve RCA ‘nın lümenlerindeki SNR ve CNR değerleri, yumuşak doku rezolüsyonunu temsilen interventriküler septanın SNR değerleri ,4 ana koroner arterin (LMCA, LAD, LCX ve RCA) damar duvarlarındaki ERD ve ERS değerleri ölçüldü . Tüm incelemelerin objektif olması için 4 farklı rekonstrüksiyonunda ölçümlerini, her hastada aynı kesitin aynı lokalizasyonundan alındı. İlave olarak görüntü kalitesini subjektif olarak birden dörde kadar puanlandı.

Daha kısa bir ERD ve dik bir ERS, daha keskin kenarları ve dar geçiş zonunu işaret eder. Çalışmamızın sonuçlarına göre tüm koroner arterlerde duvar keskinliği açısından DLR’de ERD en kısa ve ERS en dik olup , DLR’nin sırasıyla MBIR, Hibrit IR ve FBP ye üstünlüğü saptanmıştır. ($p<0,01$) (Tablo 4-7) . Sonuç olarak KBTA incelemesinde, çap ve pulsasyon artefaktı nedeniyle oluşan kenar bulanıklığını gidermede ve plak-normal damar duvarı ayrımının yapılması güçleşen koroner arterlerin görüntü kalitesinin iyileştirilmesinde DLR önemli ölçüde yardımcı olmaktadır.

DLR; MBIR , hibrit IR ve FBP ile karşılaştırıldığında Aort ve koroner arter lümenlerinde ve interventriküler septumda görüntü gürültüsünde(SD) belirgin bir azalma sağlamış olup ($p<0,01$); artan rezolüsyon ile doğrultulu olarak SNR ve CNR'de önemli bir artış gözlenmiştir($p<0,01$). (Tablo 2-3)

Ek olarak MBIR; DLR, FBP ve hibrit IR ile karşılaştırıldığında kas ve yağ dokusunda benzer atenüasyon değerleri ($p>0,05$) gösterirken; Aort, LMCA ve RCA lümenlerinde intravasküler atenüasyonu(HU) diğer rekonstrüksiyon yöntemlerine göre belirgin olarak arttırmaktadır ($p<0,01$) (17).

KBTA görüntülemesinde , koroner damarın lümeninde daha yüksek atenüasyon (HU) istendiğinden MBIR kullanımı ve görüntü gürültüsünün en az, SNR ve CNR oranı en fazla

olması istendiğinden DLR kullanımı ile yüksek iyot konsantrasyonlu hiperosmolar ajanlar olmaksızın tanısal olarak daha tatmin edici görüntülerin elde edip , kontrast nefropatisi riskini de düşürmüş oluruz (17).

DLR aracılığıyla ulaşılan bu sonuçlardan yola çıkarak, daha iyi görüntü keskinliğinin ve uzaysal rezolüsyonun daha düşük radyasyon dozu ile elde olunabileceğine inanıyoruz. Ayrıca, DLR'nin diğer görüntü rekonstrüksiyon yöntemlerine göre daha düşük radyasyon dozlarında veya obez hastalar da dahi görüntü gürültüsünü azaltıp kontrast rezolüsyonunu sağlayabilmek gibi çeşitli potansiyel avantajları vardır (7-9).

DLR, FBP ve hibrit IR ile karşılaştırıldığında, patolojilerin uzaysal ve kontrast çözünürlüğünü arttırdığı için kalp kapaklarının, papiller kasların ve miyokardın anatomik yapısının ve şekillere bağlı fibrotik ve yağlı atrofilerin değerlendirilmesini ayrıca koroner arterlerin lümen içi dolum defektlerinin, artefaktlardan ayırt edilmesini sağlaması bakımından belirgin üstünlük sağlamıştır(17).

DLR, MBIR ,hibrit IR ve FBP ile karşılaştırıldığında, Koroner damarların hepsinde ortalama subjektif görüntü kaliteleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,01$); (sırasıyla $p=0,003$; $p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). Ancak DLR, MBIR ile kıyaslandığında her ne kadar MBIR'daki gürültü oranları daha yüksek olsada, subjektif görüntü kalitesi bakımından değerlendirildiğinde tanı koymayı engellemeyecek kadardır ve DLR ile MBIR arasında tanısal performansta önemli farklılık saptanmamıştır (12). (DLR Subjektif skor ortalaması: $4,00\pm0,00$, MBIR Subjektif skor ortalaması: $3,64\pm0,48$)

4.TARTIŞMA

Çalışmamızda 4 farklı rekonstrüksiyon yönteminin SNR ve CNR değerlerinin yanısıra 4 ana koroner arterin (LMCA, LAD, LCX ve RCA) damar duvar ERD ve ERS değerleri her bir rekonstrüksiyon yönteminde ölçüldü. Literatürde damar duvar keskinliği konusunda başta Tatsugami ve arkadaşlarının çalışması olmak üzere kısıtlı sayıda birkaç adet makale mevcut

olup hiçbir DLR ile MBIR ı duvar keskinliği açısından ERD ve ERS 'yi hesaplayarak kıyaslamamıştır(11,12,16). Tatsugami ve arkadaşlarının çalışmasında 30 hasta mevcut iken bizim hasta sayımız 75'tir. Ayrıca Tatsugami ve arkadaşları, kenar ERD ve ERS ölçümelerini sadece 2 ana koroner arter üzerinden yaparken çalışmamızda 4 ana koroner arter üzerinde hesaplanmıştır (13).

Otgonbaatarı ve arkadaşlarının çalışmasında koroner BTA'da DLR, Hibrit IR ve FBP ile kıyaslanmış olup MBIR çalışmaya katılmamıştır. ERD ve ERS ise koroner arterlerin doğal kısımlarından değil stentli kısımlarında hesaplanmış olup, stent üzerinden kenar keskinliğini ölçmüşlerdir. Ayrıca hasta sayıları çalışmamıza kıyasla daha kısıtlıdır (n=50) (17).

Yan Yi ve arkadaşlarının çalışmasında ise stent ve kalsifik plakların artefaktları nedeniyle oluşan lümen değerlendirme güçlüklerinin hangi yöntem ile daha iyi giderildiğini araştırılmış olup sonuçları İKA ile kıyaslamışlardır. Damar duvarındaki rezolüsyon kıyasına değil lümen stenoz oranlarındaki sensitivite ve spesifiteye odaklanılmıştır. Ayrıca hasta sayıları çalışmamıza kıyasla daha kısıtlıdır (n=42)(16).

Jung Hee Hong,ve arkadaşlarının 82 hasta üzerinde yapılan çalışmasında Hibrit IR üzerine DLR ile elde olunan görüntüler ile sadece Hibrit IR ile elde olunan görüntüler; CNR, SNR, ERD ve subjektif puan parametrelerinin yanı sıra lümendeki stenozu gösterme oranları İKA ile kıyaslanmaktadır. Ancak çalışmada sadece proksimal LAD arterin ERD değeri ölçülmüş olup, ERS değerleri bakılmamıştır(12).

Derin öğrenme tabanlı gürültü giderme tekniği, obez hastalar gibi gürültülü görüntüler vermeye eğilimli hastaların görüntülenmesi için faydalı olabilir (9)

Bunların dışında fantomlar üzerinde, düşük ve yüksek doz BT anjio çekimleri sonrasında farklı rekonstrüksiyon metodlarının etkinliğini ile yapılmış çalışmalar bulunmaktadır ancak bu çalışmalarda insan bedenindeki kompleks yapı ve bunun görüntüde yol açtığı artefaktlar gözardı edilmektedir .Bu çalışmalarda yüksek doz ile yapılan çekimlerde tüm rekonstrüksiyon yöntemleri arasındaki gürültü azaltmadaki başarı yeterli olup; düşük dozdaki çekimlerde DLR diğer rekonstrüksiyon yöntemlerine göre gürültüyü azaltmada çok daha başarılı saptanmıştır. (7, 8, 20).

Bu çalışmanın bazı sınırlamaları vardır. İlk olarak, çalışma popülasyonumuz nispeten küçüktü ve veriler retrospektif olarak tek bir kurumda toplandı. İkinci olarak, RCA ve LMA'da BT atenüasyon ve standart sapma değerlerini sadece proksimalde değerlendirebildik çünkü distal segmentlerin küçük çapı, damar duvarı ve bitişik dokuları içermeyen ROI'lerin yerleştirilmesini imkansız hale getirir. Üçüncüsü, ERD ve ERS sadece proksimal koroner arterlerde değerlendirildi. Literatürde aynı hastalara hem düşük hem yüksek doz BT çekimleri sonrasında farklı rekonstrüksiyon metodları ile görüntülerin kalitesini doza bağlı olarak kıyaslayan çalışmalar bulunmaktadır (10) ancak hastaların fazladan radyasyon dozu almaması için otomatik tüp akımı modülasyonu (SUREExposure 3D) kullanılarak görüntü kalitesini bozmayacak en düşük doz verilmiştir. Son olarak, bulgularımızı referans altın standart olan invaziv koroner anjiyografi ile karşılaştıramadığımızdan doğrulayamadık..

6. SONUÇLAR

Sonuç olarak, koroner BTA'da DLR yönteminde; MBIR, Hibrit IR ve FBP ye göre gürültü değerleri sırasıyla daha düşük olup; uzaysal rezolüsyonu gösteren CNR ve SNR parametreleri ve subjektif görüntü kalitesi skorları daha yüksek ve damar duvar keskinliğini gösteren ESR daha dik ve ERD daha kısa olarak ölçülmüştür. DLR teknolojisi ile birlikte artan görüntü kalitesi, klinik uygulamada okuyucunun güvenini ve tercihini kazanabilir . Ayrıca Derin öğrenme tabanlı gürültü giderme tekniği, obez hastalar gibi gürültülü görüntüler vermeye eğilimli hastaların ve yüksek doz verilmesi sakıncalı olan pediatrik yaş grubundaki hastaların görüntülenmesi için faydalı olabilir

6. KAYNAKLAR

Referanslar

1. Malagò R, Pezzato A, Barbiani C, Alfonsi U, Nicoli L, Caliarì G, et al. Coronary artery anatomy and variants. *Pediatric radiology*. 2011;41(12):1505-15.
2. Malakar AK, Choudhury D, Halder B, Paul P, Uddin A, Chakraborty S. A review on coronary artery disease, its risk factors, and therapeutics. *J Cell Physiol*. 2019;234(10):16812-23.
3. Libby P, Theroux P. Pathophysiology of coronary artery disease. *Circulation*. 2005;111(25):3481-8.
4. Mozaffarian D, Benjamin EJ, Go AS, Arnett DK, Blaha MJ, Cushman M, et al. Heart Disease and Stroke Statistics-2016 Update: A Report From the American Heart Association. *Circulation*. 2016;133(4):e38-360.
5. Sasdelli Neto R, Nomura CH, Macedo AC, Bianco DP, Kay FU, Szarf G, et al. Coronary computed tomography angiography with 320-row detector and using the AIDR-3D: initial experience. *Einstein (Sao Paulo)*. 2013;11(3):400-4.
6. Serruys PW, Hara H, Garg S, Kawashima H, Nørgaard BL, Dweck MR, et al. Coronary Computed Tomographic Angiography for Complete Assessment of Coronary Artery Disease: JACC State-of-the-Art Review. *J Am Coll Cardiol*. 2021;78(7):713-36.
7. Shirasaka T, Kojima T, Funama Y, Sakai Y, Kondo M, Mikayama R, et al. Image quality improvement with deep learning-based reconstruction on abdominal ultrahigh-resolution CT: A phantom study. *J Appl Clin Med Phys*. 2021;22(7):286-96.
8. Higaki T, Nakamura Y, Zhou J, Yu Z, Nemoto T, Tatsugami F, et al. Deep Learning Reconstruction at CT: Phantom Study of the Image Characteristics. *Acad Radiol*. 2020;27(1):82-7.
9. Akagi M, Nakamura Y, Higaki T, Narita K, Honda Y, Awai K. Deep learning reconstruction of equilibrium phase CT images in obese patients. *Eur J Radiol*. 2020;133:109349.
10. Singh R, Digumarthy SR, Muse VV, Kambadakone AR, Blake MA, Tabari A, et al. Image Quality and Lesion Detection on Deep Learning Reconstruction and Iterative Reconstruction of Submillisievert Chest and Abdominal CT. *AJR Am J Roentgenol*. 2020;214(3):566-73.

11. Bernard A, Comby PO, Lemogne B, Haioun K, Ricolfi F, Chevallier O, et al. Deep learning reconstruction versus iterative reconstruction for cardiac CT angiography in a stroke imaging protocol: reduced radiation dose and improved image quality. *Quant Imaging Med Surg.* 2021;11(1):392-401.
12. Hong JH, Park EA, Lee W, Ahn C, Kim JH. Incremental Image Noise Reduction in Coronary CT Angiography Using a Deep Learning-Based Technique with Iterative Reconstruction. *Korean J Radiol.* 2020;21(10):1165-77.
13. Tatsugami F, Higaki T, Nakamura Y, Yu Z, Zhou J, Lu Y, et al. Deep learning-based image restoration algorithm for coronary CT angiography. *Eur Radiol.* 2019;29(10):5322-9.
14. Higaki T, Tatsugami F, Fujioka C, Sakane H, Nakamura Y, Baba Y, et al. Visualization of simulated small vessels on computed tomography using a model-based iterative reconstruction technique. *Data Brief.* 2017;13:437-43.
15. van Stiphout JA, Driessen J, Koetzier LR, Ruules LB, Willemink MJ, Heemskerk JWT, et al. The effect of deep learning reconstruction on abdominal CT densitometry and image quality: a systematic review and meta-analysis. *Eur Radiol.* 2022;32(5):2921-9.
16. Yi Y, Xu C, Xu M, Yan J, Li YY, Wang J, et al. Diagnostic Improvements of Deep Learning-Based Image Reconstruction for Assessing Calcification-Related Obstructive Coronary Artery Disease. *Front Cardiovasc Med.* 2021;8:758793.
17. Otgonbaatar C, Ryu JK, Shin J, Woo JY, Seo JW, Shim H, et al. Improvement in Image Quality and Visibility of Coronary Arteries, Stents, and Valve Structures on CT Angiography by Deep Learning Reconstruction. *Korean J Radiol.* 2022.
18. Jiang B, Guo N, Ge Y, Zhang L, Oudkerk M, Xie X. Development and application of artificial intelligence in cardiac imaging. *Br J Radiol.* 2020;93(1113):20190812.
19. Lenfant M, Chevallier O, Comby PO, Secco G, Haioun K, Ricolfi F, et al. Deep Learning Versus Iterative Reconstruction for CT Pulmonary Angiography in the Emergency Setting: Improved Image Quality and Reduced Radiation Dose. *Diagnostics (Basel).* 2020;10(8).
20. Greffier J, Hamard A, Pereira F, Barrau C, Pasquier H, Beregi JP, et al. Image quality and dose reduction opportunity of deep learning image reconstruction algorithm for CT: a phantom study. *Eur Radiol.* 2020;30(7):3951-9.
21. Heinrich A, Streckenbach F, Beller E, Groß J, Weber MA, Meinel FG. Deep Learning-Based Image Reconstruction for CT Angiography of the Aorta. *Diagnostics (Basel).* 2021;11(11).