



T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ

**256-KESİTLİ ÇİFT TÜPLÜ BT CİHAZI İLE YAPILAN
KORONER ANJİYOĞRAFİNİN KONVANSİYONEL KORONER
ANJİYOĞRAFI İLE KARŞILAŞTIRILMASI**

UZMANLIK TEZİ
DR. MAHMUT ÇELİK

TEZ DANIŞMANI
DOÇ. DR. MUSTAFA KOPLAY

KONYA 2013

**T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ**

**256-KESİTLİ ÇİFT TÜPLÜ BT CİHAZI İLE YAPILAN
KORONER ANJİYOĞRAFİNİN KONVANSİYONEL KORONER
ANJİYOĞRAFİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI**

**UZMANLIK TEZİ
DR. MAHMUT ÇELİK**

**TEZ DANIŞMANI
DOÇ. DR. MUSTAFA KOPLAY**

KONYA 2013

| İÇİNDEKİLER | Sayfa |
|---|--------------|
| SİMGELER VE KISALTMALAR | ii-iii |
| 1. GENEL BİLGİLER | |
| 1.1. Anatomi | 1-7 |
| 1.1.1 Koroner Arter Hastalığı | 8-11 |
| 1.1.1.1 Koroner Arterlerin Değerlendirilmesinde Kullanılan Yöntemler | 11 |
| a-Konvansiyonel Koroner Anjiyografi | 11-15 |
| b-Koroner Manyetik Rezonans Anjiyografi | 15-16 |
| c-İntravasküler Ultrasonografi | 17-18 |
| d-Elektron Beam Tomografi | 18-21 |
| 1.1.1.1.1. Plak Morfolojisi | 21-28 |
| 1.1.1.1.1.1. Koroner Arter Stenoz Sınıflaması | 28 |
| 1.1.1.1.1.1.1. Bilgisayarlı Tomografi | 29-43 |
| 1.1.1.1.1.1.1.1. Çift Tüplü BT Teknolojisi | 44-46 |
| 1.1.1.1.1.1.1.1.1. Kardiyak BT Endikasyonları | 46-49 |
| 1.1.1.1.1.1.1.1.1.1. Koroner Arter Kalsifikasyonu | 49-51 |
| 1.1.1.1.1.1.1.1.1.1.1. Tanısal Görüntüleme Radyasyon | 52-56 |
| 1.1.1.1.1.1.1.1.1.1.1.1. Kardiyak BT Radyasyon Doz Azaltma Yöntemleri | 56-59 |
| 1.1.1.1.1.1.1.1.1.1.1.1.1. Rekonstrüksiyon Oluşturulması | 59-60 |
| 2. GEREÇ ve YÖNTEMLER | 61-66 |
| 3. BULGULAR | 67-75 |
| 4. OLGU ÖRNEKLERİ | 76-82 |
| 5. TARTIŞMA | 83-89 |
| 6. SONUÇ VE ÖNERİ | 90 |
| KAYNAKLAR | 91-98 |
| ÖZET | 99 |
| SUMMARY | 100 |
| ÖZGEÇMİŞ | 101 |

KISALTMALAR

| | |
|-------------|--|
| KAH | : Koroner arter hastalığı |
| BT | : Bilgisayarlı tomografi |
| ÇKBT | : Çok kesitli bilgisayarlı tomografi |
| BTA | : BT anjiografi |
| MPR | : Multiplanar reformat |
| RCA | : Sağ koroner arter |
| LMCA | : Sol ana koroner arter |
| LAD | : Sol anterior desendan arter |
| LCX | : Sol sirkumfleks arter |
| VRT | : Volüm rendered teknik |
| MIP | : Maksimum intensite projeksiyon |
| OM | : Obtus marjinalis |
| PDA | : Posteriyor desendan arter |
| PLA | : Posterolateral arter |
| IVUS | : İnvasküler ultrasonografi |
| MRG | : Manyetik rezonans görüntüleme |
| ICRP | : Radyolojik Korunma Uluslararası Komisyon |
| Sv | : Sievert |
| MSv | : Milisievert |
| KVp | : Kilovolt |
| Ma | : Miliamper |
| DLP | : Dose length product |

| | |
|--------------|----------------------------------|
| KAH | : Koroner arter hastalığı |
| EBT | : Elektron beam tomografi |
| AHA | : American heart association |
| ACC | : American collage of cardiology |
| HU | : Hounsfield ünite |
| ÇKBTA | : Çok kesitli BTA |
| BMI | : Vücut kütle endeksi |

1. GENEL BİLGİLER

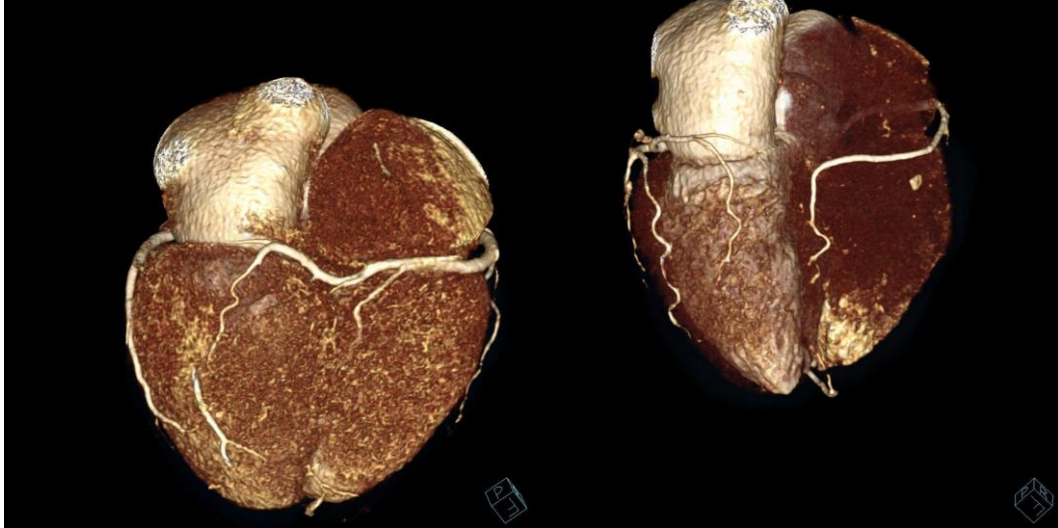
1.1. Anatomi

Normal Koroner Arter Anatomisi

Embriyolojik gelişiminin ilk aşamalarında kalbin fonksiyon gören ana katmanını oluşturan miyokard hücrelerinin beslenmesi, ventriküler kavite içerisindeki kandan diffüzyonla sağlanmaktadır. Miyokard ilerleyen aşamalarda gelişip kalınlaştıkça beslenmenin yeterli olması için yüzeyini artırmaya yönelik trabekülasyonlar oluşur. İlerleyen aşamalarda trabekülasyonlar sinüzoidleri oluşturarak miyokard derinliklerindeki hücrelerinde beslenmesi sağlanır. Sinüzoidal dolaşımın yetersiz kaldığı aşamada karaciğerden göç eden hücreler kalbi çevreleyerek epikard tabakasını ve yüzeysel koroner dolaşım sistemini meydana getirir. Bu ilkel dolaşım sistemi subepikardiyal mezenkimal hücrelerle birleşerek bir taraftan miyokardın derinliklerine penetre olarak beslenmesini sağlarken diğer yandan aortaya doğru ilerleyerek sinüslerine açılırlar (Sadler 2004).

Koroner Arteryel Dominans

Sağ koroner arter (RCA), interventriküler septumu arkadan besleyen arka inen dalı (sağ posterior desendan; RPD) ve arka sol lateral ventriküler dallarını veriyorsa (sağ posterior lateral; RPL), bu durumda sağ dominant dolaşım söz konusudur (Şekil 1). Sağ dominant koroner dolaşım %85 oranında izlenmektedir. Yüzde 8 oranında görülen sol dominant dolaşım ise interventriküler septumu arkadan besleyen (sirkumfleks posterior desendan; CXPD) ve arka sol lateral ventriküler dallar (sirkumfleks posterior lateral; CXPL) LCX arterinden kaynaklanır. Yüzde 7 oranında görülen kodominant sistemde ise interventriküler septumu arkadan besleyen dal RCA'dan (RPD), arka sol lateral ventriküler dallar ise LCX'den (CXPL) köken alır (Vogl 2002).

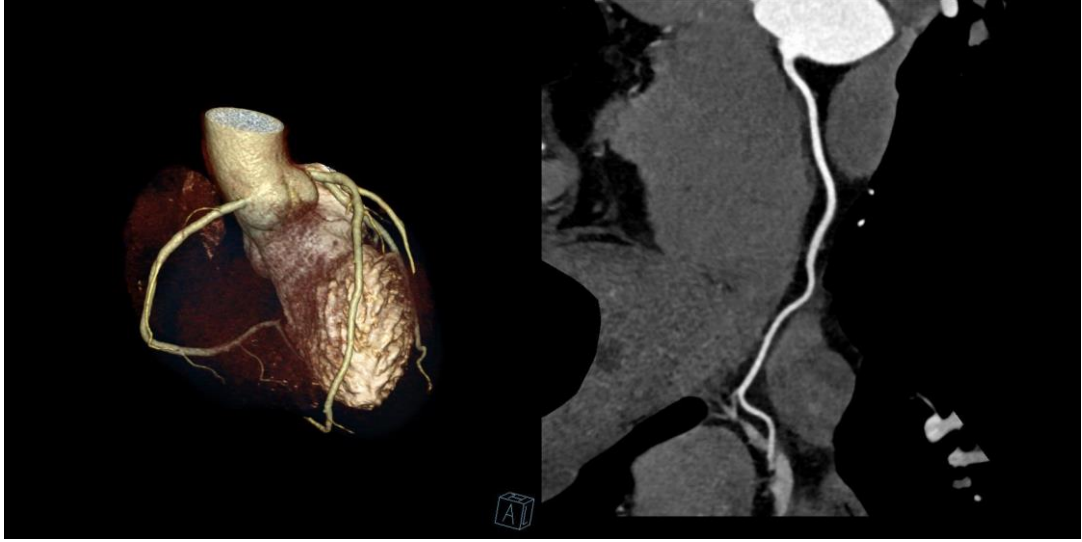


Şekil 1.1:Sağ dominant arteryel sistem (a) Kodominant arteryel sistem (b) VRT görüntüleri

Sağ Koroner Arter (RCA)

Sağ koroner arter, sağ sinüs valsalvadan çıkarak pulmoner trunkus ve sağ atriyum arasından sağ atriyovenriküler oluğa girer ve posterior interventriküler septuma doğru ilerler (Resim). Sağ koroner arterin ilk dalı konus arteridir. Bu arter RCA'dan kaynaklanabileceği gibi sağ koroner sinüsten ayrı bir orifis ile de çıkabilir (Miller 1984). Sağ koroner arterden ayrılan ikinci bir arter de sinoatriyal nodu besleyen sinüs nod arteridir. Sinüs nod arteri, %60 proksimal RCA' dan, %40 proksimal LCX' ten ayrılır. RCA' dan, daha sonra ayrılan anterior dallar sağ ventrikülün serbest duvarını besler. Bu daldan daha sonra orta ve distal RCA bileşkesinde sağ ventriküle ayrılan dal, akut marjinal dal olarak adlandırılır.

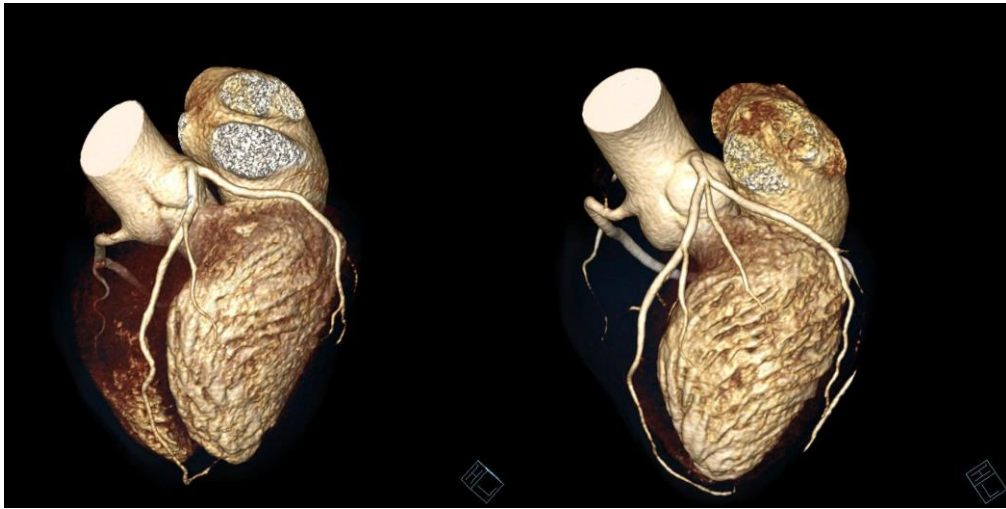
Distalde RCA sağ dominant dolaşım mevcut ise posterior desendan arter (RPD) ve sol posterior lateral (RPL) dallarına ayrılır. Sağ posterior desendan arter posterior interventriküler olukta ilerler. Eğer kalbin apeksini besleyen LAD arteri küçük ise RPD, anterior interventriküler septumun üçte birini beslemek üzere apeks çevresine dallar verebilir (Schweiger 1997). Sağ dominant koroner dolaşımında RCA midventriküler, bazal inferior duvarı ve inferior septumu besler.



Şekil 1.2: RCA nın VRT (a) ve MPR (b) görünümü

Sol Ana Koroner Arter (LMCA)

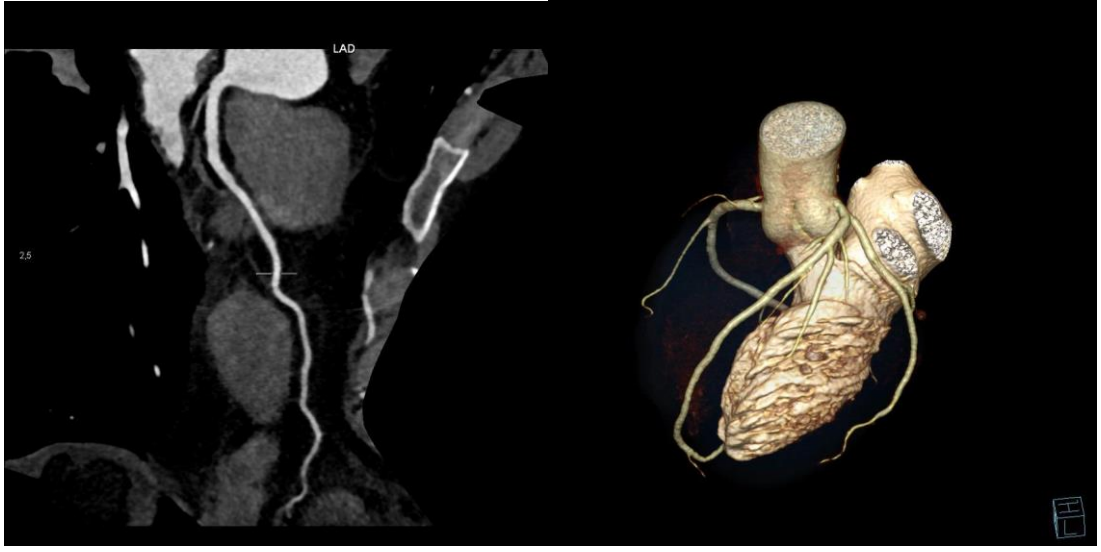
Sol ana koroner arter (LMCA) RCA seviyesinin hafif süperiorundan, sol sinüs valsavadan çıkar. Pulmoner trunkusun arkasından sol aurikulanın hemen önünden sola öne doğru ilerler. Uzunluğu 5–10 mm arasındadır. Genellikle LAD, LCX ve bazende ramus intermedius(Rİ) olmak üzere üç dala ayrılır (Resim). Rİ LAD arterinin birinci diagonal dalına benzer bir seyir göstererek sol ventrikül anterioruna ilerler. Klinik olarak bir önemi yoktur. Yüzde 0,41 olguda sol ana koroner arter bulunmaz ve LAD ile LCX arterleri sol koroner sinüsten ayrı birer ostiumla çıkarlar (Baim ve Grossman 1996).



Şekil 1.3:LMCA ve dalları izlenmekte.a)RI dalı yok b)RI dalı var

Sol Anterior Desendan Arter (LAD)

Sol anterior desendan arter (LAD), anterior interventriküler olukta seyrederek ve kalp apeksine yakın sonlanır (Resim 4). LAD, sol ventrikülün anterior serbest duvarına diagonal dallar ve anterior interventriküler septuma septal dallar gönderir. Bu dallar çıkış sıralarına göre diagonal 1,2,3 şeklinde adlandırılır. Sağ dominant koroner dolaşımında LAD tüm apikal segmenti, anterior septumu, anterior ve anterolateral duvarın bazal ve midventriküler bölümünü besler.



Şekil 1.4:LAD , MPR(a) ve VRT görüntüsü (b)

Sol Sirkumfleks Arter (LCX)

Çapı LAD'ye benzeyen geniş bir arterdir. Uzunluğu ve anatomik dağılımı farklılıklar gösterir. Damarın proksimal kesimi sol atrial apendiks altında yer alır. Sol atrioventriküler oluğun anterior kesiminde uzanarak kalbin obtuz kenarında(kalbin küt kenarı) sonlanır. Bazen sol atrioventriküler oluğun posterior kesiminde koroner venöz sinüsün altında uzanarak krus kordiste sonlanır. Krus kordis kalbin 4 odacığının septa ve duvarlarının birleştiği kalbin çatısı kabul edilen anatomik noktadır. Sol dominant sistemde LCX krus kordiks düzeyinde PDA'yı vermektedir. Proksimal ve distal LCX segmentleri mevcut olup ilk obtuz marjinal dal ile birbirinden ayrılırlar.LCX'in trasesi boyunca verdiği dallar:

- Anterior ya da anterolateral ventriküler dallar: Her zaman izlenmeyebilirler. Proksimal LCX'den çıkıp 1. diagonal trasesine uzanan ince damarlardır.

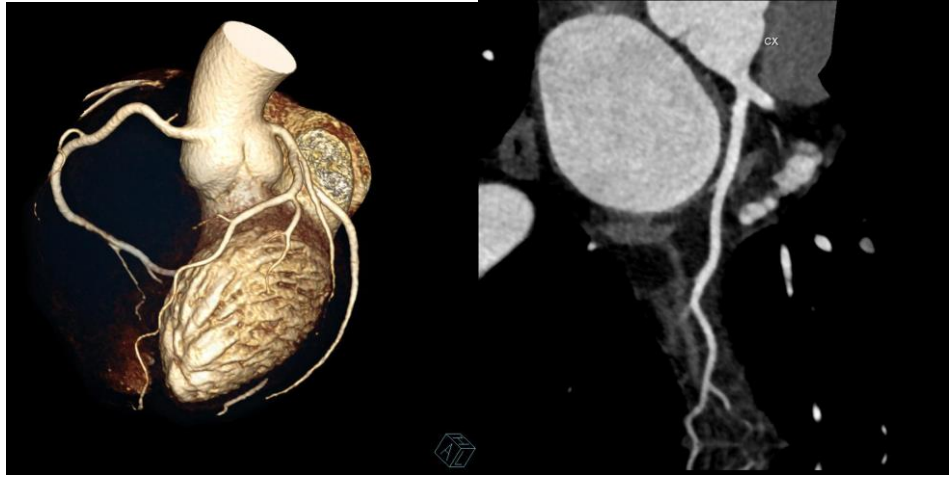
- Sinüsal ya da sinoatrial dal: Genellikle sağ koroner arterden çıkmakla birlikte %30-35 olguda LCX arterden orijin alabilir. Sol atrium kenarından uzanarak vena kava süperiorun sağ atriuma açıldığı düzeyde bulunan sinüs nodu bölgesine ulaşır.

- Atrial arterler: Sol atrial apendiks ya da sol atriumun posterior kesiminde lokalizedirler.

- Obtuz marjinal dallar: Genellikle 1 ya da 2 tanedirler. Orijinleri proksimal ve distal LCX ayrımı için belirleyici kabul edilir. LCX'den orijin alarak kalbin sol kenarı boyunca apekse uzanırlar. LAD'nin dalları ile anastamoz oluşturabilirler.

- Posterior ventriküler dallar: Sol ventrikülün posterior duvarı PDA tarafından beslenir. Ancak PDA'nın bulunmadığı durumlarda posterior ventriküler dallar bu alanı besler.

- Atrioventriküler nodal dal: Özellikle sol dominansi de %20 olguda LCX'den orijin alır.



Şekil 1.5: LCX a) VRT görünümü b) MPR görüntüsü

Koroner Arterlerin Sinüslerden Çıkışları

Normalde 2 ya da 3 koroner ostium bulunmaktadır. Sağ koroner sinüsten RCA ve soldan LMCA köken alır. Sıklıkla RCA'nın konal dalı da sağ sinüsten

kaynaklanabilir. Nadir olarak LCX ya da LAD doğrudan aort kökünden kaynaklanabilir. Koroner ostiumlar tipik olarak kendi damarları ile eşit ya da ondan daha büyük çaptadır.

Koroner arterler aort duvarından dar ya da geniş açıyla ayrılırlar. Segment açılanması; 45°-89° arasındaki açılanma orta derece iken 90°'nin üzerindeki açılanma aşırı açılanma olarak kabul edilir. Ostiumlar sinüsün merkezinde yerleşmiştir, aort kapakçığının serbest kenarının hemen üst kısmında ve sinotübüler bileşkenin hemen altındadır. Ektopik çıkış gösteren koroner arterler genellikle aort duvarına tanjansiyel seyrederek ve aort kapak komissürlerine çok yakın komşuluktan köken alır.

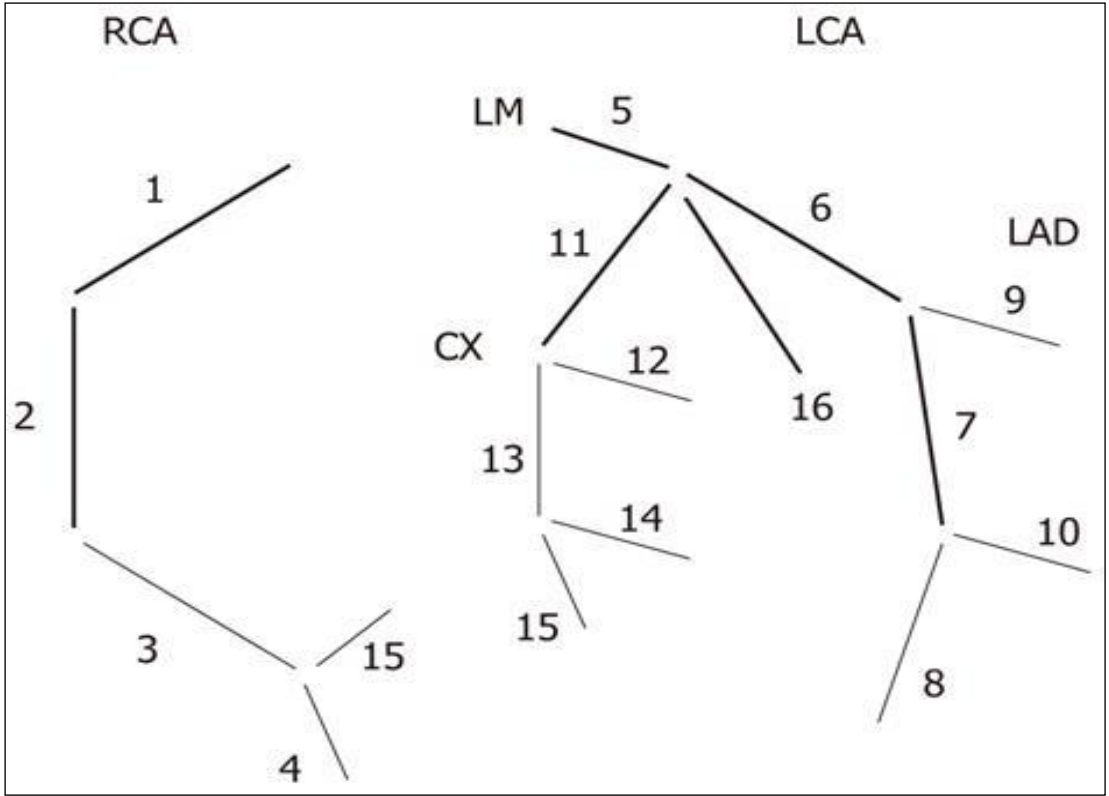
Koroner Arterlerin Seyri

Koroner arterler çoğunlukla epikardiyal seyrederek. Ancak proksimal LAD genel popülasyonda %5-25 oranında intramural ya da subepikardiyal seyredebileceği akılda tutulmalıdır. Epikardiyal damarların dalları miyokardiyal arterioller ve kapillerleri beslemek üzere genellikle dik olarak ilerlerler.

Koroner Arterlerin Segmental Anatomisi

Koroner arter patolojilerini lokalize etmek için Amerikan Kalp Cemiyetinin (AHA) 1975 yılında koroner arter segmentlerini standart bir şekilde sınıflamıştır ve şu an dünyada bu segmentasyon kullanılmaktadır (Austen ve ark 1975). Model son zamanlarda koroner BT anjiyografiye de adapte edilmiştir. Buna göre LMCA sol koroner sinüsten LAD ve LCX bifurkasyonuna kadar olan segmenttir. Proksimal LAD, LMCA bitiminden ilk septal ya da diagonal (hangisi daha proksimalde ise) dala kadar olan bölümdür. Mid-LAD proksimal LAD'nin bitiminden apekse kadar olan mesafenin yarısına kadar olan bölümdür. Distal-LAD ise mid-LAD'nin bitiminden LAD'nin sonuna kadar olan bölümdür. Proksimal LCX, LMCA bitiminden ilk OM dalına kadar olan segmenttir. Mid ve distal LCX segmentleri ise ilk OM'nin distalinden damarın sonuna kadar olan segmentlerdir. Proksimal RCA sağ koroner ostiumdan kalbin akut kenarına kadar olan segmentin ilk yarısı iken ikinci yarı ise mid-RCA'dır. Distal RCA ise mid-RCA'nın bitiminden PDA'nın

başlangıcına kadar olan segmenttir. RCA segment 1–4, LMCA segment 5, LAD segment 6–10, LCX ise segment 11–15 , Rİ segment 16 olarak incelenir.



Şekil 1.6 : Koroner ater segmentleri (AHA sınıflaması)

Koroner Venler

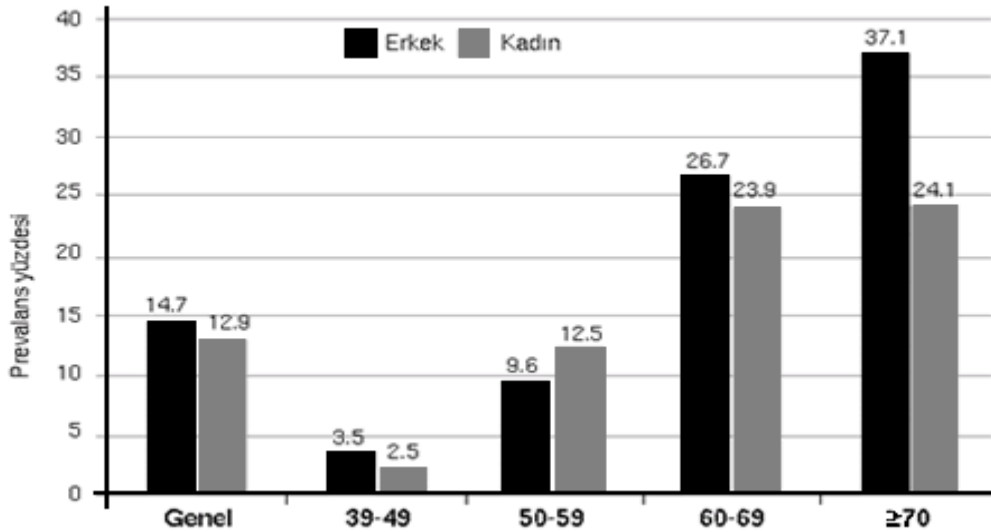
Koroner venler drene oldukları bölgeye göre üçe ayrılır. Bunlar; tüm kalpten gelen damarların açıldığı koroner sinüs ve buna açılan dallar, primer olarak sağ ventrikülün anterior kesimleri ve sağ kalp kenarını drene eden anterior koroner venler, dört odacıktan herhangi birine direkt olarak açılan tebsian venler

Her ne kadar koroner sinüs değişmez bir şekilde interventriküler olukta ilerlese de; dalları ve lokalizasyonları koroner arterlere göre daha fazla değişkenlik gösterir. Koroner sinüs, yüksek oranda değişkenlik gösteren tebsian valvleri ile korunan açıklıktan posteromedial taraftan sağ atriuma açılır.

1.1.1. Koroner Arter Hastalığı (KAH)

Epidemiyoloji:Dünyada mortalite ve morbiditenin en önemli nedeni olan KAH'ın temelinde ateroskleroz rol oynamaktadır. Dünya Sağlık Örgütü verilerine göre, gelişmiş ülkelerde meydana gelen ölümlerin %48.6'sının kardiyovasküler hastalıklardan kaynaklanmaktadır. 2020 yılında meydana gelecek ölümlerin tahminen %46'sının da kalp ve damar hastalıklarından gerçekleşeceği öngörülmüştür. Türk Kardiyoloji Derneği öncülüğünde yürütülen çalışmalarla, erişkin nüfusumuzda %3.8 oranında (erkeklerde %4.1, kadınlarda %3.5) KAH tespit edilmiştir. 1990 yılında başlanan TEKHARF çalışmasının verilerine göre ülkemizdeki KAH sayısının yaklaşık 1.6 milyon olduğu, bu popülasyona her yıl 90 ile 100 bin yeni hastanın eklendiği, tüm ölümlerden de %43 oranında (yılda 130.000 kişi) KAH'ın sorumlu olduğu bildirilmiştir (Onat A. 2005).

Grafik 1.1:TEKHARF 2005/2006 taramasında belirlenen koroner arter hastalığının dağılımı (Onat A. 2005)



Ateroskleroz

Patofizyolojisi:Aterosklerotik damar hastalığı, büyük ve orta boy arterlerde intima ve altında lipid birikimi ve inflamasyonla seyreden kronik ve ilerleyici bir hastalıktır.Hayatın erken yıllarından itibaren koroner arterlerin intima tabakası altında makrofajlardan oluşan yağ yüklü hücrelerin birikimiyle oluşmaya başlayan yağlı çizgilenmeler en erken makroskobik belirtilerini oluşturur. Ateroskleroz gelişimiyle ilgili son teorilerde, sadece lipid depolanmasının oluşturduğu klinik

olaydan öte, birçok genetik , çevresel faktörün etkileşimiyle ortaya çıkan ve progresyonun her evresinde kronik inflamasyonun bulunduğu bir süreç olarak değerlendirilmektedir (Mallika W. ve ark 2007). Birçok çalışmada risk faktörleri olarak bilinen diyabetes mellitus, hiperlipidemi, hipertansiyon ve sigaranın inflamatuvar yanıtı tetikleyerek kronik sürecin devamına katkıda buldukları gösterilmiştir.

Aterosklerotik sürecin başlangıcı, ilerlemesi ve hassas plak yırtılması ile sonuçlanan patofizyolojik mekanizmalar günümüzde önemli oranda açığa çıkarılmıştır. Aterosklerotik olayın temelinde uzun süre kardiyovasküler risk faktörlerine maruz kalan endotel hasarı yer alır (Sima ve ark 2009). Risk faktörleri ve mekanik kuvvetlere maruz kalan endotel hücrelerinden adhezyon molekülleri (ICAM,VCAM-1), büyüme faktörleri (FGF,PDGF, TGF, IL-1, TNF) ve sitokinler (M-CSF, GM-CSF) salınmaktadır.Ardından buna cevap olarak okside LDL yüklü monositler diapedez yoluyla subendotelial bölgeye geçerek intimada lipit yüklü makrofajlara (köpük hücreleri ‘foamy cell’) dönüşmekte ve sonuç olarak inflamatuvar yanıtın daha da artmasını sağlamaktadır (Libby 2007,). Bu evrede endotel hücrelerinden salınan makrofaj koloni stimüle eden faktör (M-CSF) bölgeye hem makrofaj hem T lenfositleri yığılmasını artırır. Sonuç olarak inflamatuvar cevap artarken aktive makrofajlar kollajen, metalloproteinaz ve sitokin salgılamaktadır (Stemme ve ark 1995). İntima alt kısmında biriken düz kas hücreleri salınan sitokinler neticesinde ekstraselüler matriks yapımına katkıda bulunarak plağın güçlenmesine ve kalınlaşmasına katkıda bulunmaktadır.

Plağın başlangıçta dışı doğru lümeni daraltmadan büyüdüğü evre “pozitif yeniden şekillenme”(pozitif remodelling) olarak tanımlanmaktadır.Daha sonra plak içe doğru büyüyerek lümeninde daralma başlar ki “negatif yeniden şekillenme” olarak adlandırılır.Aterosklerotik plak büyüdükçe damar lümeni ile plak arasındaki mesafe artarken kanlanması bozulur ve hipoksi oluşur (Kantor ve ark 2003). Aterom olarak adlandırılan bu evredeki plağın santralinin hipoksisi sonucunda frajil hücrelerden oluşan fibröz başlığın (fibröz kap) rüptür riski vardır.Yine bu evrede plak hipoksiye karşı yeniden damarlanma (neovaskülarizasyon) ile cevap verir. (Virmani ve ark 2006). Neovaskülarizasyonun kararsız yapısı plak içine kanamaya yol açarken, kan ve demir birikimine yol açarak plağın ‘kararsız’ hale dönüşmesinde önemli rol oynar (Moreno ve ark 2004).

Akut koroner sendromlar; aterosklerotik plak progresyonuyla damar lümenindeki daralmadan çok, kritik darlığa neden olmayan plakların rüptürü sonucunda oluşan trombus ile gerçekleşmektedir. (Chen ve ark 1995). Plağın rüptürüyle sonuçlanan stabilizasyonunun (kararlılığın) bozulması “hassas plak” kavramında açıklanmaktadır. Aterosklerotik plak esasen lipid çekirdek ve çevreleyen fibröz kılıftan oluşur. Düz kas hücre miktarının azalması, plak içine kanama, lipitten zengin bir içerik ve ince fibröz kılıf ; plağı hassas olarak değerlendirmemize neden olur. Plağın rüptüre eğilimini belirlemede hem lipid içeriği hem fibröz kılıfın özellikleri önemlidir.

Ekstrasellüler lipid ve nekrotik hücre artıklarından zengin olan çekirdeğin lipid içeriği %40'dan fazla ise yırtılmaya aday olduğu bildirilmiştir (Burke ve ark 1997). Ayrıca fibröz çatının kalınlığı, hücre içeriği ve matriks yapısı stabilitesini belirler (Richardson ve ark 1989). Fibröz çatının dayanıksız olduğu bölgenin incelenmesi plak rüptürü ve ardından akut koroner sendromla sonuçlanan süreci başlatabilmektedir. İnflamatuar hücrelerden salınan çeşitli sitokinler , mediatörler, plazminojen ve matriks metaloproteazları (MMP) fibröz çatıyı zayıflatarak mekanik kuvvetler sonucunda yırtılmasına zemin hazırlar (Segers ve ark 2007). İnflamasyon hassas plağın tromboz riskini de artırırken, trombositlerden salınan PDGF, TGF-B gibi mediatörler de inflamasyon artışına neden olan döngüyü oluşturur.

Hassas plağın komplike olmasıyla gelişen akut koroner sendrom oluşumunda aterosklerotik plak özelliklerine ek olarak, çeşitli sistemik etkenlerin plak yırtılmasına veya erozyonuna neden olduğu düşünülmektedir. Sempatik sinir sistemi aktivitesi, kan basıncındaki yükselmeler ile koroner akımdaki ani artışlar plak yırtılmasını tetiklemektedir (Muller ve ark 1994). Bunlara ek olarak hastada sistemik inflamasyon, tromboza eğilim, hiperkoagülabilité, trombosit kümelenmesine eğilim, fibrinolizde azalma ile vazokonstriksiyon plak yırtılmasını tetiklemektedir (Thompson ve ark 1995). Kararlı KAH olanlarla karşılaştırıldığında akut koroner sendromda inflamasyon düzeyinin yüksek oluşu, hassas plağın yırtılmasına neden olacak sistemik inflamasyonun belirgin olduğu “hassas hasta” kavramının gündeme gelmesine neden olmuştur. Dolayısıyla günümüzde KAH'a yaklaşımın esasını akut koroner sendroma neden olabilecek tek bir hassas plağın stabilize edilmesinden öte, tüm hassas plakların stabilizasyonunu hedef alan genel bir kardiyovasküler risk faktör yönetimi kavramı oluşturmaktadır.

Genel tedavi yaklaşımı hastanın risk faktörlerini kontrol altına almaya çalışarak inflamasyonu baskılamak, hassas plak gelişimini veya oluşmuş plağın rüptürünü engellemektir(plak stabilizasyonu). Risk faktörleri yaşam tarzı değişiklikleri ve medikal tedavilerle kontrol edilmeye çalışılır. Doymuş yağdan fakir diyetler, Akdeniz diyeti , obezite ile savaş ve ideal kiloya gelme, sigaranın bırakılması, egzersiz gibi yaşam tarzı değişikliklerinin yanında statinler, anjiyotensin dönüştürücü enzim (ACE) inhibitörleri, beta blokerler, fibratlar ve klopidogrel plak stabilizasyonu ile ilişkili bulunmuştur (Ridker ve ark 1998). Plak stabilizasyonu konusunda en güçlü kanıtlar statinlerle gösterilmiştir. Statinlerin esas etkisi plazma kolesterol düzeyini düşürmek ve plağın lipid içeriğini azaltmaktır. Statinlerin koroner plak yapısına etkisinin intravasküler ultrasonografi (IVUS) ile araştırıldığı REVERSAL çalışmasında KAH olanlara yüksek doz statin tedavisinin etkin hem LDL düşüşü hem aterom hacminde belirgin küçülme sağladığı bildirilmiştir (Nissen ve ark 2004).

1.1.1.1. Koroner Arterlerin Değerlendirilmesinde Kullanılan Yöntemler

KAH tanısında kullanılan görüntüleme yöntemleri anatomik ve fonksiyonel görüntüleme olarak iki grupta toplanabilir. Kardiyak BT, MRI koroner anjiyografi (MRKA) ve IVUS anatomik görüntüleme ile damar lümeni yanında damar duvarının da değerlendirilebilmesine olanak sağlarken, miyokard perfüzyon sintigrafisi (MPS) ve stres ekokardiyografi fonksiyonel görüntüleme ile koroner damarın beslediği ilgili miyokard alanının kanlanma ve kasılma fonksiyonlarını incelemektedir. Ancak ateroskleroz damar duvarının sistemik diffüz bir hastalığı olduğundan, KKA damar duvarındaki aterosklerotik plak yükünü yeterince gösterememektedir.

1- Konvansiyonel Koroner Anjiyografi(KKA)

KAH bağlı darlıkları ve koroner anatomiye görüntülemeye altın standart olarak kabul edilir. İlk kez 1959 yılında Sones tarafından gerçekleştirilen KKA günümüzde kardiyovasküler alanda en sık uygulanan invazif işlemdir (Sones FM ve ark 1959). İlk günden bugüne kataterlerdeki yenilikler ve tecrübenin artmasıyla hem komplikasyonlar azalmış hem de hastaların aynı gün içerisinde mobilize edilmesi mümkün hale gelmiştir.

KKA Teknik

Giriş yeri olarak, sıklıkla femoral arter seyrek olarak brakiyal, aksiler arter kullanılmaktadır. Seldinger yöntemi ile arter ponksiyonu ile artere 6 French(F) kanül yerleştirilir. Tanısal amaçlı sıklıkla 6F kalınlığında kataterler kullanılmaktadır. Bu amaçla, değişik uç kıvrım genişliğine sahip Judkins, Amplatz, greft, pigtail vb kataterler ile ‘‘0.038’’ kılavuz tel kullanılmaktadır

Rutin sol kalp kataterizasyonu ve KKA sırasında aorta içinde sistolik, diyastolik ve ortalama basınç ve sol ventrikül sistolik ve diyastol sonu basınçları alınmalıdır. Aort kapağının değerlendirilmesi amacı ile sol ventrikül ve aorta arasında sistolik basınç gradiyenti ölçülmelidir. Koroner arter hastalığı dışında; mitral, triküspid veya pulmoner kapak hastalığı pulmoner hipertansiyon, şant, konjenital defektler gibi sağ kalp ve ilgili damarların basınçlarının ölçümünü gerektiren durumların bulunduğu biliniyorsa, sağ-sol kalp kataterizasyonu uygulanmalıdır. İleri derecede atrioventriküler blok ya da hasta sinüs sendromu gibi, ciddi bradiaritmi riski bulunan olgularda kalp pili kullanılması gerekebilir. Koroner arterlerin, tüm segmentlerinin, açık bir şekilde görüntülenmesi için yeterli pozisyonda kayıtlar alınmalıdır. Standart pozisyonlarla tam olarak saptanamayan darlıkların farklı açılardan ilave pozisyonlarla görüntülenmesi gerekir.

Tablo 1.1: Koroner Anjiyografide Rutin Görüntüler

| Sol Koroner Arter | Değerlendirilecek Segment |
|--------------------------------------|---------------------------------------|
| Düz AP ya da 5-10° RAO | Sol ana koroner arter |
| 30-45° LAO + 20-30° kraniyal | LAD/CX bifürkasyonu |
| 30-45° RAO + 20-30° kaudal | CX ve OM dalları |
| 5-30° RAO +20-45° kraniyal | LAD ve diagonal arterler |
| 50-60° LAO + 10-20° kaudal (=Spider) | LAD/CX bifürkasyonu, CX ve OM dalları |
| Lateral | LAD'a bypass greft anastomoz yeri |
| Sağ Koroner Arter | Değerlendirilecek Segment |
| 30-45° LAO + 15-20° kraniyal | Proksimal ve orta kısım, PDA |
| 30-45° RAO | Proksimal ve orta kısım, PDA |

Alınan kayıtlar, diğer klinik ve uzmanların izleyip karar verebileceği biçim ve kalitede olmalı ve görüntüler arşivlenebilmelidir. Kontrast madde olarak non-iyonik ya da isoozmolar ajanlar kullanılması tercih edilmelidir(Aytekin ve ark 2005)

Sonuç olarak KKA genellikle femoral arterden girilerek aortadan selektif olarak koroner arterler kataterize edilip lümenine kontrast verilmesiyle çeşitli düzlemsel planlarda x-ışınları kullanılarak, lümeninin olası daralma açısından değerlendirilmesini sağlar. Koroner anatomiye ayrıntılı gösterebilmesi , uzaysal rezolüsyonun 0.2x0.2 mm ve zamansal rezolüsyon ise 5 ms.(Ohnesorge ve ark 2007) olması, hareket artefaktı görülmemesi, koroner lümenin selektif olarak doldurulabilmesi ve işlem sırasında gerek duyulursa koroner artere perkütan translüminal koroner anjiyoplasti (PTCA) ve stent yerleştirilmesi gibi terapötik girişimler yapılabilme ihtimali KKA nın altın standart olma özelliğini perçinlemektedir. Ancak invazif oluşu, yol açabileceği olası komplikasyonlar, tetkik sırasında hastanın ve hekimin aldığı radyasyon dozu ve hastanın hospitalizasyonunu gerektirmesi,maliyet gibi limitasyonları bulunmaktadır. KKA koroner arterlerin intralüminal değerlendirmesini sağladığı için kısıtlı bir değerlendirme değildir ve koroner arter duvarları doğrudan gözlenemez. Bu işlem lümen daralması oluşmadan önceki erken KAH ve pozitif remodelling hakkında da bilgi vermez.

KKA, KAH varlığında lümen çapını, stenoz miktarını ve lümen düzensizliğini yüksek rezolüsyonla gösterir. Ancak aterosklerotik plağın; rüptür eğilimi, histopatolojik özellikleri ve kompozisyonu hakkında bilgi vermez. Stenoz miktarı stenotik segmentin normal segmente oranlanması ile belirlenir, ancak diffuz aterosklerotik KAH'da stenoz miktarı normal segmentin olmaması durumunda normalin altında tahmin edilebilir. Ek olarak plaklar lümen dışına doğru yer değiştirdiğinde(pozitif remodelling) lümen çapı önemli KAH'a rağmen normal izlenebilir (Fayad ve ark 2001).

Komplikasyonlar:

ACC/AHA koroner anjiyografi klavuzuna göre 59792 hastada major komplikasyonlar (Scanlon P ve ark 1999 ,Noto ve ark 1991) tabloda gösterilmiştir:

Tablo 1.2: Kardiak Kateterizasyon ve Koroner Anjiyografi Riskleri

| | % |
|-----------------------------|------|
| Mortalite | 0.11 |
| Myokardial infarkt | 0.05 |
| Serebrovasküler olay | 0.07 |
| Aritmi | 0.38 |
| Vasküler komplikasyonlar | 0.43 |
| Kontrast reaksiyonu | 0.37 |
| Hemodinamik Komplikasyonlar | 0.26 |
| Perforasyon | 0.03 |
| Diğer komplikasyonlar | 0.28 |
| Total major komplikasyonlar | 1.70 |

KKA Kontrendikasyonları:

Önemli aktif kanama, ciddi koagulopati veya trombositopeni, kontrolsüz sistemik hipertansiyon, aktif infektif endokardit ,devam eden inme, akut böbrek yetmezliği, ciddi dekompanze konjestif kalpyetmezliği, nedeni açıklanamayan ateş ,tedavi edilmemiş enfeksiyon, ciddi anemi, önemli elektrolit düzensizliği, gebelik kontrendikasyonlar arasında yer alır.(Scanlon ve ark 1999).

Kısıtlılıklarından biri olan radyasyon dozu açısından diyagnostik amaçlı koroner anjiyografilerde uygulayıcının tecrübesi ve hasta özelliklerine bağlı olarak değişmekle birlikte yaklaşık 5 mSv iken, girişimsel işlemlerin eşlik ettiği durumlarda radyasyon dozu 15 mSv'e ulaşabilmektedir (Betsou ve ark 1998).

İstatistiklere göre koroner anjiyografinin % 30 u sadece KAH nı ekarte etmek için yapılmaktadır (AHA 2004). Maruz kalınan radyasyon dozu ve komplikasyon riski ve yüksek maliyeti nedeniyle inavazif olmayan alternatif görüntüleme yöntemleri geliştirilmesine yönelik çabalar yoğunlaşmıştır.

Koroner arterlerin doğru ve net görüntülenmesi birçok teknik güçlüğü beraberinde getirmektedir.Kalbin etrafında farklı yön ve doğrultularda ilerleyen epikardiyal koroner arterler, küçük çaplı, kıvrımlı ve sürekli hareket

halindedir. Yanıltıcı görüntülerin ortaya çıkmasını önlemek için koronerlerin aynı lokalizasyonda kesitsel görüntüleri rekonstrükte edilebilmelidir. Koroner arterler 2 mm kadar incilmesi görüntüleme tekniğinin her 3 düzlemde 0.2 mm civarında uzaysal çözünürlüğe sahip olmasını gerektirir. Net görüntü için kardiyak siklus ve solunumla senkronizasyon gerekir.

2- Koroner Manyetik Rezonans Anjiyografi (KMRA)

Özellikle 1980 lerin sonlarından itibaren birçok grup koroner arter anatomisinin ve stenozlarının belirlenmesinde MR görüntülemenin yeri üzerinde çalışmaya başlamıştır (Manning ve ark 1991). MR görüntüleme önemli bir risk taşımayan girişimsel olmayan bir yöntemdir; iyonizan radyasyon veya kontrast madde kullanımına gerek duymaz. Dolayısıyla, hastaya herhangi bir zarar vermez ve istendiği zaman tekrarlanabilir (Stuber ve ark 1999). Bu avantajları nedeniyle hamile kadınlar, çocuklar ve böbrek yetmezliği olanlar ya da kontrast maddeye karşı alerjisi bulunanlar gibi belli hasta gruplarında seçilmesi gereken yöntem olabilir.

Koroner arterlerin MR aracılığı ile görüntülenmesi çaplarının küçük olması, kıvrımlı bir seyir izlemesi ve solunum ya da kalp hareketlerinden etkilenmesi nedeniyle zordur. Bu dezavantajların üstesinden gelmek için daha hızlı puls sekansları, özel kardiyak sarmal, kalp ve solunum tetikleme teknikleri kullanılmış ve halen geliştirilmektedir (Stuber ve ark 2007). Bugüne gelene dek 3 jenerasyon KMRA sekansı-tekniği uygulanmıştır: 2D nefes tutmalı KMRA, 3D retrospektif respiratuar navigator tetiklemeli KMRA, and nefes tutmalı 3D KMRA. Günümüzde kullanılan KMRA yöntemlerinde EKG tetiklemesi ile hızlı görüntüleme sekansları birleştirilmektedir. Ayrıca çevredeki epikardiyal yağ dokusundan gelen sinyaller ve solunumsal hareketten kaynaklanan yalancı görüntüler baskılanmaktadır.

Klinik araştırmaların büyük bölümü Edelman ve arkadaşları tarafından insanlarda kullanılan parçalanmış gradyent eko sekansları tekniği ile yürütülmüştür. Üç boyutlu yöntemler, iki boyutlu yöntemlerle karşılaştırıldığında önemli bir sorun olan parsiyel volüm etkilerini ve damarların yanlış değerlendirilmesini azaltır. Solunum tetikleme hastanın görüntüleme sırasında nefesini tutma gerekliliğini ortadan kaldırır. Üç boyutlu yöntemde sinyal/gürültü oranı daha düşüktür ve navigatörlü yaklaşım kullanılabilir (Pennell ve ark 1993). Navigator eko, hareketi kompanse eden bir yöntemdir ve MR verilerinin yalnızca diyafram operatör

tarafından belirlenen bir konumdayken görüntü şekillendirmesi için kullanılmasına izin verir(Ozgun ve ark 2006). Navigatör ile üç boyutlu gerçek FISP (akıma dayalı bir sekanstır) MR koroner anjiyografi tekniğini kullanan çalışmalarda koroner arterlerin sadece proksimal segmentlerin görüntülenebileceği bildirilmiştir. MR görüntüleme koroner arterleri değerlendirmenin yanında kardiyak morfoloji, fonksiyon,miyokardiyal perfüzyon ve viabiliteyi değerlendirme amacıyla kullanımı en önemli avantajlarından dır.

Tüm gelişen tekniklere rağmen KMRA, koroner anatominin yalnızca %65 i hakkında bilgi verebilmesi umut kırıcıdır (Öncel ve ark 2008). Uzun süren görüntüleme süreleri, değişken anatomiye bağlı uygulama zorlukları, metalik klips ve epikardiyal yağlı doku gibi artefakt nedenleri, kalp pilleri gibi kontrendikasyonlar KMRA nın kısıtlılıklarını oluşturmaktadır.Ayrıca tam tıkalı damarlarda distal akım izlenmemesi , ciddi darlıkta distalde akımın zayıflaması gerekirken, KMRA da, tam tıkanıklık kollateral akımlar nedeniyle kısmi darlık ya da normal olarak yorumlanabilirken bunun yanında zayıf akımlı bölgelerde tam tıkanıklık olarak yorumlanabilmektedir.Uzaysal çözünürlüğün düşük olması nedeniyle distal segmentler ve yan dallar değerlendirilememektedir. Çok merkezli yapılan bi çalışmada KMRA ortalama süresi 74 dk olup, sadece proksimal 3-5 cm lik segmentler değerlendirilebilmiştir (Kim ve ark 2001).

Günümüzde KMRA sadece seçilmiş hasta popülasyonlarında,bebek ve çocuklarda konjenital koroner arter anomalilerinin saptanması ve karakterize edilmesinde, koroner arter anevrizmalarının değerlendirilmesinde ve by-pass greft patensisini değerlendirmek amacıyla kullanılabilir (Duerinckx ve ark 2002). Hareket baskılanması açısından yapılacak teknik ve metodolojik ilerlemeler, 3 Tesla cihazlarda artan tecrübe ve gelişmeler ve yeni intravasküler kontrast maddelerin, MRG'nin koroner inceleme alanında doğruluğunu ve klinik kullanımını arttıracak beklenmektedir. Uzun inceleme zamanları ve yetersiz uzaysal rezolüsyon gibi dezavantajları koroner arter hastalığı şüphesi olan hastalarda kullanımını kısıtlamaktadır. Ancak MRG'de radyasyon kullanılmaması, dinamik incelemeler yapılabilmesi gibi avantajları ve aterosklerotik plakların değerlendirilmesinde çok iyi yumuşak doku çözünürlüğü olması bu alanda gerçekleştirilebilecek olası bilimsel ilerlemeler yönünden ilgi odağı olmasına neden olmaktadır (Fayad ve ark 2000).

3- Intravasküler Ultrasonografi (IVUS)

Koroner arter duvarının görüntülenmesindeki altın standart yöntem ise IVUS'tur. IVUS ile koroner plak alanı ve yükü güvenilir bir biçimde ölçülmekte, tedavi ile plak regresyonu da takip edilebilmektedir. Tetkikte özel bir ultrason probu fleksibl koroner anjiyografi kateterine yerleştirilmiştir. İnsan damarlarında ilk görüntüler 1988 yılında Yock ve arkadaşları tarafından kaydedilmiştir. Koroner anjiyografiye benzer şekilde kateter koroner ostiyumuna oturduktan sonra lümeneye gönderilen kılavuz telden ilerleyen özel yapıdaki transdüserin belirlenen anatomik bölgenin distalinden itibaren sabit bir hız ile proksimale doğru çekilmesi esnasında lümen içinden alınan görüntüler bilgisayara aktarılır. Yüksek ultrason frekansları (20-50 MHz) kullanılan IVUS teknolojisi son yıllarda hızla ilerlemektedir ve günümüzde kateter ve probe boyutu oldukça küçülmüştür (Honda ve ark 2003). İşlem öncesi nitrogliserin ve heparin rutin olarak yapılır.

IVUS' a bağlı tüm komplikasyonlar %1-3 arası görülürken diseksiyon veya damar oklüzyonu gibi majör komplikasyonlar %0,5 sıklığında izlenir (Erol ve ark 2003). KKA ile önemi tam olarak değerlendirilemeyen lezyonların ciddiyetini belirlemek, kritik lezyon gösterilemeyen difüz KAH'nın tespiti ile transplantasyon sonrası koroner arterlerin değerlendirilmesi IVUS'un başlıca kullanım alanlarıdır. KKA sonrası normal koroner arter tespit edilen hastaların %10-15 kadarında IVUS ile ateroskleroz tespit edilmiştir (Mintz ve ark 1995).Yapılan çalışmalarda IVUS tetkikinin yaklaşık %20 hastada tedavi stratejisinindeğişimine sebep olduğu bildirilmiştir (Mintz ve ark 1994). IVUS ile lümen alanı, minimal- maksimal lümen çapı, darlık miktarı, lümen alan darlığı, maksimum aterom kalınlığı, ateroma alanı, plak yükünün miktarı ve içeriği, lümen ve aterom eksentiritesi gibi KKA'da değerlendiremeyen durumlar ayrıntılı olarak incelenebilir. Stentlerle ilgili ayrıntılı değerlendirmeler yapılabilir. Lezyon uzunluğu ile lümenle ilgili ayrıntılı değerlendirmeler (diseksiyon, yalancı lümen) IVUS tetkikinin sağladığı diğer önemli bilgilerdir.

Kardiyovasküler olayları öngörmede koroner plak yükünün hesaplanması prognostik katkı sağlasa da, IVUS teknolojisi hassas plağı saptamada yetersiz kalmaktadır. Hassas plağı saptanmada optikal koherans tomografi IVUS'a göre daha başarılıdır. IVUS ile saptanan plak ekojenitesi plağın içeriği hakkında dolaylı olarak bilgi vermekte, hassas plağı saptama şansını artırmak için sanal histoloji ve

palpografi yöntemleriyle plak içeriği ve plak yüzeyinin deformabilitesi hesaplanmaya çalışılmaktadır. Ancak koroner damar içinde uygulanan bu ultrasonografik yöntemlerin hem pahalı hem de invaziv işlemler oluşu, bu yöntemlerin plak karakterizasyonunda kullanımını günlük klinik uygulamalarda yeterince yer bulamamış, yöntemin uygulanmasını yalnızca belirli merkezlerde bilinen aterosklerotik hastalığı olanlara kısıtlamıştır.

Koroner damar duvarı ile plak morfolojisinin siyah beyaz görüntüsü koroner plak doku komponentlerinin vizüel olarak tanınması altın standart olan histopatolojiye kıyasla daha zordur. Bununla birlikte, Sanal Histoloji IVUS (VH-IVUS, Volcano Therapeutics, Rancho Cordova, CA, USA), İMAP-IVUS (Boston Scientific, Santa Clara, CA, USA), Integrated Backscatter IVUS gibi yeni IVUS bazlı yöntemlerle bu zorlukların kısmi olarak üstesinden gelinmiştir(Gregg ve ark 2011).

Son yıllarda aterosklerotik plak görüntülemesinde ön plana çıkan konulardan biri de biyoteknolojik görüntüleme yöntemleridir. Plakların yapısal ve anatomik özelliklerinden öte metabolik ve fonksiyonel aktivitelerinin incelenmesi ile hassas plağın saptanmasında yeni bir alanın doğduğu belirtilmektedir. Amaç, aterosklerozun özellikle hassas plak evrelerinde eksprese edilen moleküllerin veya reseptörlerin, bunlara bağlanan maddeler yoluyla görüntülenmesidir. Aterosklerotik süreçte rol alan çeşitli adezyon molekülleri (p-selektin, VCAM) ve proteinleri (vWF) hedef alan kontrast ajanlarla hassas plağın görüntülenmesi mümkün olabilmektedir. Ayrıca kontrast maddeler verilerek vazo vazorum'daki yeniden damarlanmanın saptanması plak hassasiyetini gösteren diğer bir yöntemdir (Staub ve ark 2013).

4- Elektron Beam Tomografi

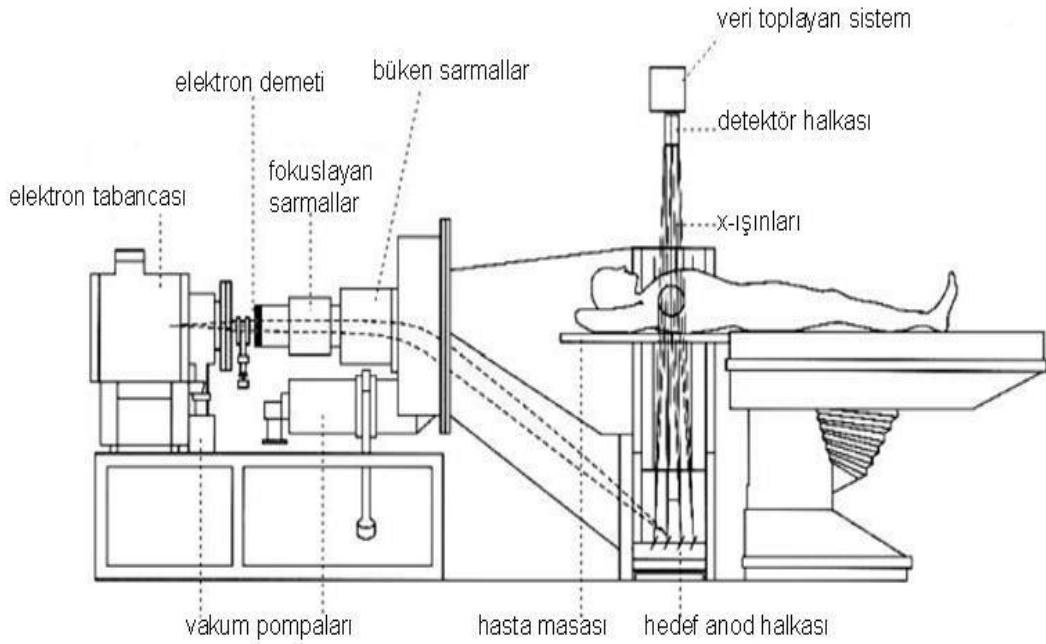
Elektron Beam Tomografinin Teknik Özellikleri

Elektron Beam Tomografi (EBT) Boyd ve arkadaşları tarafından 1977'de özellikle kalp gibi hareketli organların değerlendirilmesi amacıyla tasarlanmış ve ilk klinik uygulaması 1984 yılında Kaliforniya Üniversitesinde gerçekleştirilmiştir. "Ultrafast" BT, "Cine" BT veya 5. jenerasyon BT olarak da adlandırılmaktadır. Kalbi hareket artefaktları olmadan data elde edebilmek için data elde etme süresinin 100 ms ya da daha az olması ciddi bir zorluktu. Bu düşüncelere cevap olarak sadece hasta masasının hareket ettiği, sabit elektron tabancasından oluşturulan elektron demetinin

gantri içerisinde 210° alana yayılmış 4 tungsten hedef halkasından birine odaklandığı EBT tasarlandı. Elektronların hedef anot halkaya çarpmasıyla oluşan x ışınları hastanın içinden geçerek karşı tarafta bulunan 216° lik bölgede sabit olarak konumlanmış 2 dedektör halkasından birine ulaşırken 100 ms ve altında bir sürede tarama sağlayarak "Ultrafast" BT isimlendirmesini de hakketmiştir. EBT'nin diğer spiral BT cihazlarından en önemli farklılığı, dizaynında dönen x ışını tüpü gibi mekanik olarak hareket eden hiçbir parçanın bulunmayışıdır (Raggi ve ark 2001). EBT yüksek temporal ve kontrast rezolüsyonu olan, dizaynında mekanik hareket gerektiren parça bulundurmayan ve bu nedenle 50-100 msn/kesit gibi çok hızlı görüntüleme hızına ulaşabilen, ayrıca imajları elektrokardiyografi (EKG) tetiklemesi eşliğinde alabilen kesitsel bir görüntüleme tekniğidir. 1983 den beri temporal ve uzaysal çözünürlük, software kapasitesindeki gelişmelerle kardiyak anatomi, duvar hareketi, and miyokard perfüzyonu ve en önemlisi koroner kalsiyum skorlamasında kullanılmak üzere geliştirilen yeni sistemlerde EBT de rekonstruksiyon için data edinim süresi 33 ms ye kadar düşmüştür (Hill ve ark 2012).

EBT'de elektron kaynağı (katod) ile elektronların çarpmasıyla x-ışını oluşumu sağlanan tungsten hedefler (anod) arasındaki uzaklık yaklaşık 3 metre olup toplam 4 adet tungsten hedef ve 2 adet yüksek rezolüsyonlu dedektör halkası bulunmaktadır (Şekil). EBT'de, sabit x-ışını kaynağı ve dedektör kombinasyonu kullanılmakta ve x-ışını oluşturulmasında kullanılan elektron demetinin dönmesi sağlanarak, 100 msn'de, kalp ritmi ile uyumlu olarak diyastol sonunda ardışık ince aksiyel kesitler elde edilmektedir. Elektron tabancasının her tetiklemeden sonra hasta masasının bir ileri kesit pozisyonuna yer değiştirmesi ile tarama süreci devam eder .Tek kesit alma süresinin 100 msn olması inceleme zamanını kısaltmakta ve tek nefes tutumunda tüm kalbin görüntülenebilmesine olanak sağlamaktadır. Diyastol sonu EKG tetiklemesinin kullanılması ile de görüntülerde kalp hareketlerine bağlı

artefaktlar önlenmektedir (Erdoğan ve ark 2002).



Şekil 1.8 :Üstte longitudinal kesitte EBT de elektron ışınlarının fikse semisirküler anod halkası ve kollimatöre odaklanması ve 4 anod halkasına ayrı ayrı ulaşan elektron ışının ardışık 8 kesit datalar elde edilmesi.

EBT Anjiografi Çekimi

EBT ile koroner arterler kardiyak siklusun seçilen bir fazında prospektif olarak görüntülenir. Üç büyük koroner arterin hareket paterni kardiyak siklusun farklı kısımlarında değişmektedir. Bu nedenle sadece belli bir fazda prospektif görüntü elde edilmesi üç koroner arterden sadece biri için optimal görüntüleme sağlar. İnceleme 3 mm kesit kalınlığı, 1.5 mm masa hareketi, 100 ms tarama zamanı, %80 EKG tetiklemesi, 512x512 matriks ve 30 cm FOV parametreleri ile 160 ml (4 ml/sn) non-iyonik intravenöz kontrast madde enjeksiyonu kullanılarak gerçekleştirilir. EBT ile koroner arterlerdeki kalsiyumun görüntülenmesi, yüksek rezolüsyonlu volüm modunda gerçekleştirilir. Standart koroner kalsiyum tarama protokolünde, 3 mm kesit kalınlığı ve 3 mm masa hareketi, 100 msn tarama zamanı, 512x512 matriks ve mümkün olabilen en küçük "field of view" (FOV) parametreleri kullanılır. Hasta supin pozisyonunda yatar halde topogram görüntü alındıktan sonra, aort kökünden itibaren tüm kalbi içerisine alacak şekilde ve kalp hareketlerini en aza

indirebilmek için diyastol sonu EKG tetikleme uygulananak, yaklaşık 30–40 adet aksiyel kesit alınır.

Elde edilen aksiyel kesitlerden "volume rendering technique"(VRT)"surface shaded display" (SSD), "maximum intensity projection" (MIP) ve "multiplanar reconstruction" (MPR) teknikleri ile üç boyutlu görüntüler oluşturulur (Pannu ve ark 2003).

Budoff ve ark adaşlarının invazif KKA ile EBT koroner anjiyografiyi obstruktif KAH saptanmasında ,sensitivitenin %95 ve negatif prediktif değerin %96 olduğu saptanmıştır.Koroner arter kalsifikasyonu saptamada sensitivitesi %95 , spesifitesi %66 bulunmuştur (Budoff ve ark 2002).

KAH ön belirtisinin olmaması nedeniyle gelişmiş tarama testlerine ihtiyacı artırmaktadır.Koroner arterlerdeki kalsifikasyon vasküler inflamasyonla ilişkilidir. Aterosklerotik plaklardaki kalsiyum düzeyinin ölçülmesi prensibine dayanan koroner arter kalsiyum (KAK) skoru testi bu alandaki önemli adımlardan biri olup kardiyak olay gelişimi için ön görücü bir durumdur.EBT, 1983 den beri özellikle KAK skoru değerlendirmesinde kullanılmış olup %95 ve üzeri negatif prediktif değeri ile çok önemli bir noninvazif tanı yöntemidir (John ve ark 1999).

1.1.1.1.1. Plak Morfolojisi

Koroner aterosklerotik plakların gelişimi stabil değildir, her yağlı çizgilenme ileri evre plaklara dönüşmez. AHA vasküler lezyonlar komitesi, lezyonun ilerleme sürecini 8 değişik safhaya ayıran sınıflama bldirmişlerdir(Stary ve ark 1995).

Tip I lezyon: En erken lezyondur. Minor lipit birikimleri ve seyrek makrofaj köpük hücreleri ile karakterizedir.

Tip II lezyon: Makrofaj köpük hücreleri sayının arttığı ve makroskobik 'yağlı çizgilenme' şeklinde organize olmuştur. Bu lezyonlarda az miktarda T hücreleri, mast hücreleri ve lipit dolu düz kas hücreleri de vardır.

Tip III lezyon: Patoloji tarafından preaterom olarak tanımlanan ilk safhayı yansıtır. Tip II den ayırt edici özelliği küçük ekstraselluler lipit depozitlerinin varlığıdır.

Tip IV lezyon: Ekstraselluler lipit miktarı artarak hücreden yoksun bir kolesterol havuzu oluşmuştur. Lipit çekirdeği, enflamatuar hücreler

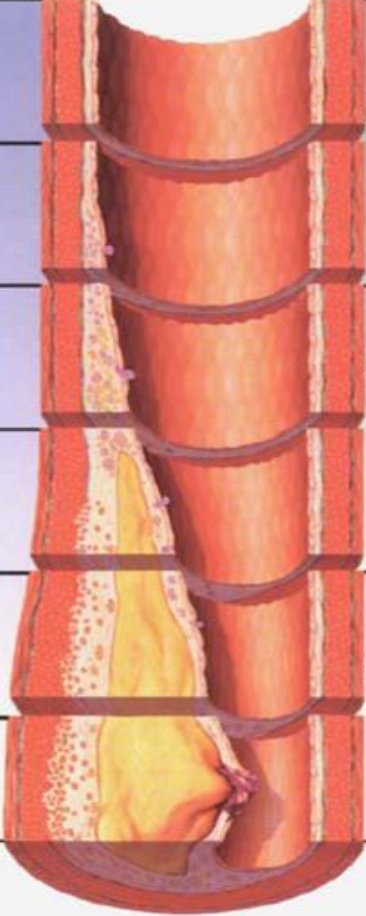
tarafından çevrelenmiş ve ince bir düz kas hücre tabakası ve bağ dokusu tarafından kaplanmış (fibröz kılıf). Lezyonlar genelde yarım ay şeklindedir ve damar duvarının kalınlığını artırır. Bu safhada orijinal lumen hacmini korumak için arterlerde yeniden yapılanma (pozitif remodelling) olur. Tip IV lezyonlar genellikle klinik olarak sessiz olmasına rağmen İVUS, MR, MSCT vb ile bu lezyonların tanınması önemlidir çünkü hızla semptom oluşturan yırtılmalara yol açma ihtimali vardır.

Tip V lezyon: Lipit çekirdeğini kaplayan fibroz dokuda artış ile karakterizedir. Bu fibrozis proliferatif ve kollojen ve proteoglikanlar gibi extrasellüler matrix proteinlerini salgılayan düz kas hücreleri tarafından sağlanır. Kollojen tip V lezyonların önde gelen özelliğidir. Tip V lezyonlar çoğunlukla çok büyük olduğundan arterde remodeling ile kompansement gerkeleşemez, sonuçta lümen daralır. Tip V lezyon Tip IV göre daha fazla fibroz doku içermelerine rağmen yırtılmaların çoğu bu tip plaklardan kaynaklanmaktadır. Lümeni daralttığı ve laminer kan akımını bozduğu için gerilim kuvvetlerine daha fazla maruz kalır.

Tip VI lezyon : Trombotik depozitler veya kanama içeren plaklardır. Lezyonların gelişmesinin temel nedeni plak yırtılmasıdır ve subendotelial fibroz dokuda fissürler, erozyon ve ülserasyonlar sık olarak gözlenir. Akut myokard infarktüsü ve kararsız anjina gibi klinik olaylar birkaç istisna dışında tip VI lezyonlara bağlıdır. Tip VI lezyon gelişmesi klinik semptomlar olmaksızın gerkeleşebilir. Koroner aterosklerozu olup non kardiyak nedenlere bağlı olarak ölenlerin otopsilerinde HT ve DM olanların %16 sında ve olmayanların %8 inde yeni gelişmiş plak içi trombus olduğu gösterilmiştir. Yırtılmış plak üzerindeki trombusun çoğu fibrinolitik tarafından uzaklaştırılabilir ama plağın içerisini etkilememesi hızlı plak ilerleyişi vakalarının çoğundan sorumludur. Trombotik materyal yavaş yavaş düz kas hücreleri tarafından kolonize olurken trombotik materyal fibroz dokuya dönüşür. Bu iyileşme sürecinin sonucu olarak lezyon tip V morfolojisine geri dönebilir.

Tip VII ve VIII lezyonlar lipit içermeyen veya az miktarda lipit içeren, kalsiyum depozitleri içeren (Tip VII lezyonlar) veya ön planda kollajenden oluşan (Tip VIII lezyonlar) ilerlemiş lezyonlardır. Bu lezyonların hastalığın son safhasını yansıttığına inanılmaktadır. Kalsifikasyon lezyonları daha az

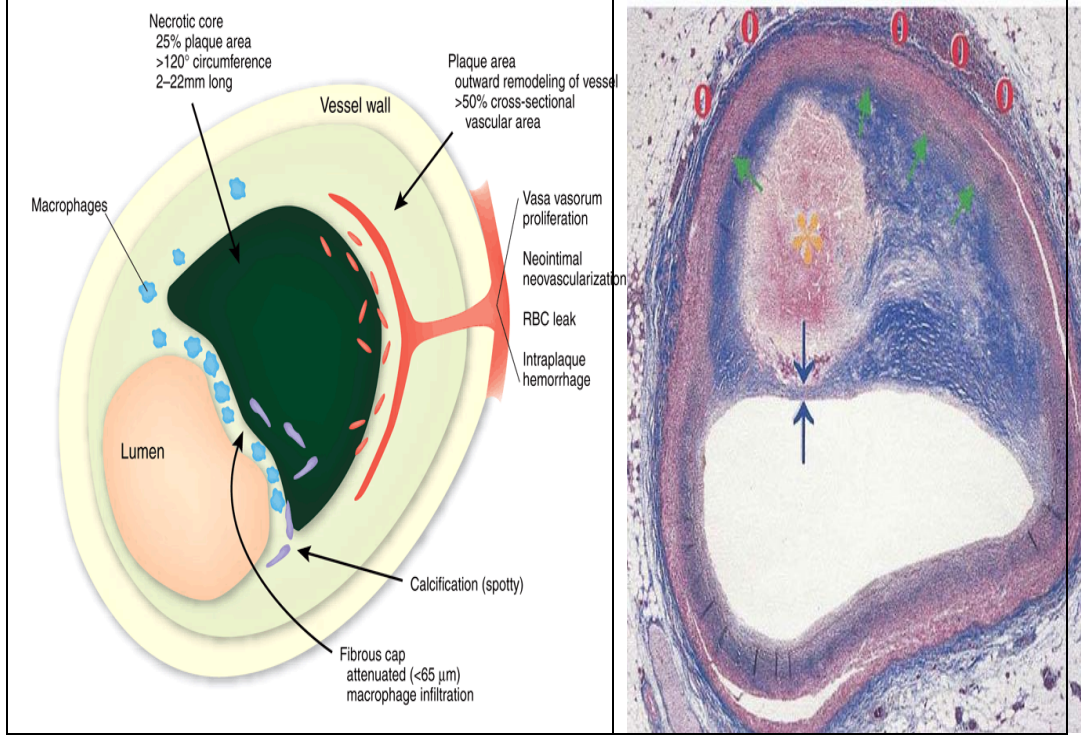
elastik ve gerilim kuvvetlerine karşı daha duyarlı hale getirir. Tip VIII lezyonlar tip IV, tip V lezyonlara göre daha stabildir.

| | İSİMLENDİRME VE HİSTOLOJİ | ATEROSKLEROZ İLERLEMESİNDE AŞAMALAR | EN ERKEN BAŞLAMA | ANA BÜYÜME MEKANİZMASI | KLİNİK BAĞLANTI |
|----------------------------|--|---|----------------------------|----------------------------------|-----------------------------------|
| ENDOTELİAL BOZUKLUK | İlk lezyon • "Normal" histoloji • Makrofaq sızması • İzole köpüklü hücreler |  | Birinci on yıldan itibaren | Başlıca lipit birikimi ile büyür | Klinik olarak sessiz |
| | Yağ çizgileri • Başlıca hücre içi yağ birikimi | | 3. on yıldan itibaren | | |
| | Ara lezyonlar • Yeni yağ çizgileri • Hücre içi yağ havuzcukları | | | | |
| | Ateroma • Yeni yağ çizgileri • Hücre dışı yağ birikintisi | | 4. on yıldan itibaren | Hızlı artan düz kas ve kollajen | Klinik olarak sessiz veya meydana |
| | Fibroateroma • Yeni yağ çizgileri • Yağlı merkez, fibrotik tabaka, veya birden fazla yağlı merkez ve fibrotik tabaka, veya başlıca kireçli, veya başlıca fibrotik | | | | |
| | Karmaşık Lezyon • Bozuk yüzey, hematom, • hemoraj, trombus | | Tromboz, hematoma | | |

Şekil 1.9: Aterosklerotik plağın progresyonundaki aşamalar (Wikipedi aterojenez tr.png sayfasından alınmıştır)

Ateroskleroz süreci sonrasında herhangi bir nedenle plak yırtılacak olursa, ilk tepki damarın o bölgede kasılması ve ardından çeşitli hücreler ve kimyasal maddelerin toplanmasıdır. Trombositler uyarılarak, hasara uğrayan damar duvarına yapışmaya ve kümelenmeye eğilim gösterirler. Hasara uğramış endotel hücreleri ve bazı hücreler tarafından salınan kimyasal maddeler ile fibrin, trombüs oluşturur. Plaktaki fibröz başlık yırtılırsa yağ ve düz kas hücreleri kan dolaşımı ile temas eder. Bunun sonucu olarak yoğun bir trombojenik reaksiyon başlar. Bu reaksiyon arterin büyüklüğüne, plak lokalizasyonuna ve kollateral sirkülasyonunun var olup olmamasına göre ciddi sonuçlar doğurabilir. Tekrarlayan ataklar sonucu ise lümen

sıklıkla daralır ve daha sabit stenozlar oluşabilir. Bu durum koroner arterde komplet oklüzyon sonucu ani miyokardiyal infarktüs ve ölüme yol açabileceği gibi yeterli bir kollateralizasyon mevcut ise hiçbir hasar izlenmeyebilir (Leiner ve ark 2005).



Şekil 1.10 : Sağda rüptüre eğilimli , ince fibröz kılıflı (mavi ok) ,geniş lipidden zengin nekrotik çekirdek (turuncu) ,yaygın remodelling (yeşik oklar) ve damar çeperinde neovaskülarizasyon ve vasa vasorum içeren hassas plak ve solda şematik görünümü (Narula 2007 den alınmıştır)

Aterosklerotik sürecin önlenmesi ve koroner arter hastalığını tahmin edebilecek yeni risk faktörlerinin araştırılması yanında, hastalığın ilerlemesini önleyecek yaklaşımlardan biri de aterosklerozun erken dönemde tespit edilerek risk altındaki kişilerin belirlenmesi ve etkin tedavinin yapılmasıdır. Özellikle erkek nüfusta olmak üzere, akut koroner sendromlar hassas plağın yırtılması sonucu koroner damar lümeninin trombus ile tıkanması sonucu oluşmakta ve hastaların %55-%60'ında miyokard infarktüsü KAH'ın ilk belirtisi olabilmektedir (Virmani ve ark 2006). Tanı konulmuş KAH yanında “subklinik aterosklerotik hastalık” olarak tanımlanan bu hasta grubu etkin bir medikal tedavi veya kardiyovasküler koruma programına alınmadığında, hastalığın kliniğe ilk olarak yansımından itibaren yüksek mortalite ve morbidite ile karşı karşıya kalmaktadır. Dolayısıyla, kardiyolojik açıdan değerlendirilen bir hastada semptomlardan bağımsız olarak subklinik aterosklerotik

hastalığın saptanması, hastalığın seyrini etkileyebilecek önemli bilgiler sağlamaktadır.

KAH görüntülemesi genel olarak lezyon ciddiyetinin ve fonksiyonel etkisinin araştırıldığı tetkiklere odaklanmıştır. Kardiyak BT , KMRA , IVUS anatomik görüntüleme ile damar duvarının da değerlendirilebilmesine olanak sağlarken, miyokard perfüzyon sintigrafisi (MPS) ve stres ekokardiyografi fonksiyonel görüntüleme ile koroner damarın beslediği ilgili miyokard alanının kanlanma ve kasılma fonksiyonlarını incelemektedir. Bununla birlikte kardiyak BT teknolojisindeki yenilikler, lezyon ciddiyeti yanında sınırlı da olsa aterosklerotik plak karakterizasyonu, iskemik alanın saptanması ve fonksiyonel incelemeye imkan vermektedir. Koroner plağın hassasiyetini gösteren parametreler kısmen kardiyak BT ile saptanırken, plak hassasiyetinin diğer göstergelerinden olan yeniden damarlanma ve moleküler temelli süreçler bu yöntemler ile incelenememektedir.

Akut koroner sendroma yol açan lezyonların yaklaşık %70'inin gold standart yöntem olan KKA ile değerlendirildiğinde kritik olmayan lezyonlardan kaynaklandığı düşünüldüğünde, koroner olayları belirlemede plak ciddiyetinden öte plak morfolojisinin daha önemli rol oynadığı öne sürülmektedir (Kullo ve ark 1998). Gelecekte hassas plak olarak tanımlanan geniş nekrotik merkez, makrofaj infiltrasyonu ve ince fibröz zar içeren yırtılmaya veya erozyona eğilimli aterosklerotik plağın görüntülenmesinin KAH risk derecelendirmesinde yeni bir dönem başlatacağına inanılmaktadır.

Aterosklerotik sürecin devamında karşılaşılabilecek kardiyovasküler klinik durumlar akut koroner sendrom , stabil-anstabil anjina olarak değerlendirildiğinde plak morfolojisiyle çok yakın ilişkisi görülmüştür. İki tip aterosklerotik plak vardır :

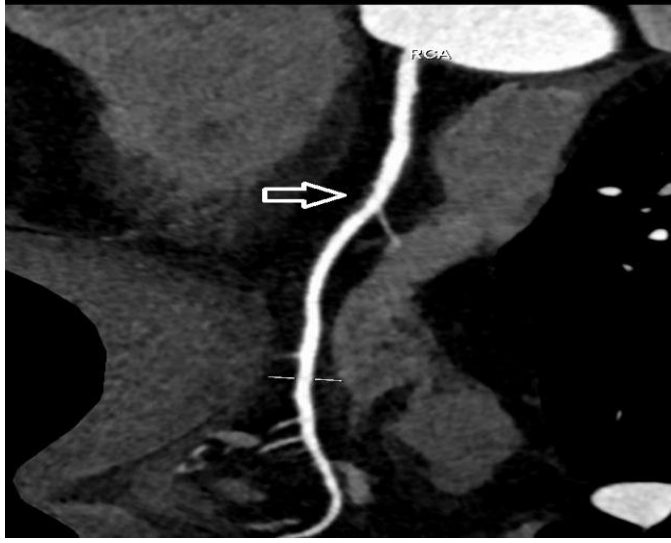
Stabil plak: Yapısında düz kas hücrelerinin çoğunlukla bulunduğu kuvvetli fibröz başlığa sahip bu plaklarda inflamatuvar hücre ve sitokin azdır. Dolayısıyla oluşturduğu inflamasyon da düşük derecededir.

Hassas (anstabil) plak: Santralde yoğun lipid birikimi, inflamatuvar ve nekrotik hücrelerden oluşan bir çekirdek vardır. Fibröz başlık frajil ve düzensizdir. Bu plak tipinin rüptür ihtimali diğerine oranla oldukça yüksektir. Artmış trombogenez ve anjiyogenez de rüptür ihtimalini artırır (Lutgens ve ark 2003). KKA da saptanan minimal lezyonlar aylar içerisinde ciddi stenoz ve oklüzyonlara ilerleyebilir.

Koroner arter kalsifikasyonu, hasarlı dokularda pasif olarak kalsiyum fosfat birikiminden farklı olarak düzenli bir süreçtir. Kalsifik ve fibrotik lezyonlar, soft

plaklardan daha yoğun olduklarından arter duvarına daha sıkı yapışırlar böylece bu plakların rüptür ihtimali azalır.

Girişimsel bir yöntem olan KKA ile lümeninde darlık oluşturan (negatif yeniden şekillenme) lezyonlar görüntülenebilirken, damar duvarının dışına doğru büyümüş olan lezyonlar (pozitif remodelling) görüntülenememektedir (Glagov ve ark 1987). Buna karşın kardiyak BT ile lümenal darlık yanında hassas plağın önemli özelliklerinden biri olan pozitif yeniden şekillenme değerlendirilebilmektedir (Şekil 1.11).



Şekil 1.11: RCA proksimalinde lümeninde darlığa neden olmayan pozitif remodelling

Aterosklerotik Plakların Tomografik Morfolojisi

Koroner plaklar uzunluklarına göre ACC/AHA (American College of Cardiology/American Heart Association) kriterleri esas alınarak aşağıdaki gibi sınıflandırılmıştır :

1. 10 mm' ye kadar olan plaklar **diskret plak**,
2. 10–20 mm arası plaklar **tubuler plak**,
3. 20 mm'den büyük plaklar ise **diffüz** plak olarak adlandırılmaktadır.

Kalsifikasyon varlığına göre ise;

- a. Kalsifikasyon içermiyorsa **soft** (0–130 HU),
- b. Kalsifikasyon içeriyorsa ve soft bileşeni varsa **miks**,
- c. Tamamı kalsifiye ise **kalsifik plak** (>130HU) olarak adlandırılır.

AHA sınıflamasının kardiyak BT görünüm özelliklerine göre modifikasyonu;

1. Tip I-II: Normale yakın duvar kalınlığı, kalsifikasyon yok
 2. Tip III: Diffüz veya ekzantrik intimal kalınlaşma, kalsifikasyon yok
 3. Tip IV-IV: Fibröz başlık tarafından sarılmış lipid veya nekrotik çekirdeğin olduğu plak, kalsifikasyon olabilir.
 4. Tip VI: Yüzey irregülaritesi, hemoraji veya trombüsün olduğu **kompleks plak**
 5. Tip VII: **Kalsifiye plak**
 6. Tip VIII: Lipid çekirdeğin olmadığı kalsifikasyonun olabileceği **fibrotik plak**
- Plaklar tek (soliter) veya çok (multipl) olabileceği gibi yine aynı anda farklı evrelerde (preaterom, aterom, fibroaterom) ve farklı morfolojide (soft, miks, kalsifik) olabilirler .

Kardiyak BT ile plak morfolojisinin değerlendirilebilmesi çok önemlidir. Çünkü irregüler lezyonlarda plakta fissür oluşumu, rüptür, trombosit ve fibrin birikimi sıkça izlenmektedir. Kompleks ve irregüler özellikte plaklar anstabil koroner sendroma yol açarken, düzgün bir lüminal kontür ise daha çok stabil anjina ile birlikte dir. Ostial lokalizasyon; damarın orjin aldığı nokta ile proksimal 3 mm'lik mesafedeki segmenttir. KKA da görüntülenmesi zor olan ostial lezyonları göstermede kardiyak BT oldukça başarılıdır.

Aterom plaklarının fibröz başlığının inflamatuvar süreç sonrası rüptür meydana geldiği zaman, kanama ve iyileşme döngüsü oluşur. Tekrarlayan döngü sonucunda lümeninde sabit daralmalara yol açabilir. Bu duruma ise negatif remodelling adı verilir. Sıklıkla kronik stabil anjinalı hastalarda rastlanır. Eğer plak rüptürünü takiben trombüs oluşursa koroner arterde akut oklüzyon meydana gelir, bu olay sonucunda akut miyokardiyal infarkt veya anstabil anjina ortaya çıkar (Leiner ve ark 2005).

Akut koroner sendromlu (AKS) hastalarda yapılan ve ÇKBTA'nın IVUS ile karşılaştırıldığı çalışmalarda AKS'de kalsifik plak oranı az iken miks ve yumuşak plak oranı artmıştır. Çalışmaya göre kararlı KAH ile karşılaştırıldığında AKS olan hastalarda kardiyak BT ile daha fazla yumuşak plak ile miks plak saptanmıştır (Van Velzen ve ark 2009). Sonuçlar IVUS'la saptanan AKS hastalarındaki yüksek lipit içeriği ve ince fibröz zar varlığı ile uyumlu bulunmaktadır. Ayrıca hassas plağın en önemli özelliklerinden biri olan IVUS ile saptanan ince fibröz zar, kardiyak BT de saptanan miks plaklar ile uyum göstermektedir. Bu nedenle özellikle miks ve yumuşak plakların AKS ile ilişkili olabileceği öne sürülmektedir (Motoyama ve ark 2007). AKS lu hastalarda kardiyak BT ile saptanan yumuşak ve miks plaklara daha

fazla rastlanırken, kararlı KAH olan hastalarda kalsifik plaklara daha çok rastlanmaktadır.

1.1.1.1.1 Koroner Arter Stenoz Sınıflaması

4 kesitli kardiyak BT den beri araştırmacılar aksiyel ve longitudinal planlarda değerlendirerek yaklaşık stenoz değeri vermeye çalışmışlardır.Son alışmalar 64 kesit ve dual BT ile yüksek keskinlikte (KKA) ile uyumlu stenoz değerleri belirlenebileceğini ileri sürmektedir (Hausleiter ve ark 2007). KAH dışlamada; kardiyak BT yi diğer noninvazif ve indirek testlere göre (miyokard perfüzyon sintigrafisi gibi) yüksek negatif prediktif değeri oldukça değerli kılmaktadır.Ancak stenoz yüzdesi KKA birebir örtüşmemektedir.Bunun nedenlerinden bazıları; son yıllardaki gelişmelere rağmen kardiyak BT de uzaysal çözünürlüğünün 0.5 mm iken KKA nın 0.2 mm olması, temporal rezolüsyondaki kısıtlılıklardan kaynaklanan damar komşuluğundaki bulanıklaşma, kalsifikasyon artefaktları sayılabilir (Stephan Achenbach 2008) Bu yüzden klinik değerlendirme açısından belirli eşik değerler farklı araştırmacılar tarafından kabul edilmiştir (Cury ve ark 2006, Goldstein ve ark 2007, Cheng ve ark 2008). Değerlendirmede sadece lüminal stenoz derecesi kabul edilmiştir ki pozitif remodelling gibi durumlar derecelendirmede yer almamaktadır.Stenozun sadece proksimal ve distalindeki lümene göre tek kesitten değerlendirilmesi yanılıcı olabilir.Bu yüzden mutlaka farklı planlarda da stenozu değerlendirmek gerekir.

Tablo 1.3: Koroner arterlerin farklı araştırmacılara göre stenoz evrelemesi

| <i>Cheng</i> | | <i>Cury</i> | | <i>Goldstein</i> | |
|--------------|-------------------------------|--------------|-------------------------------|------------------|-------------------------------|
| Grade | <i>Luminal Stenoz yüzdesi</i> | Grade | <i>Luminal Stenoz yüzdesi</i> | Grade | <i>Luminal Stenoz yüzdesi</i> |
| 1 | <25% | Hafif | 0%–40% | 1 | 1%–25% |
| 2 | 25%–49% | Orta | 41%–70% | 2 | 26%–50% |
| 3 | 50%–69% | İleri | 71%–100% | 3 | 51% -70% |
| 4 | 70%–89% | | | 4 | 71%99% |
| 5 | ≥90% | | | 5 | 100% |

1.1.1.1.1.1 Bilgisayarlı Tomografi

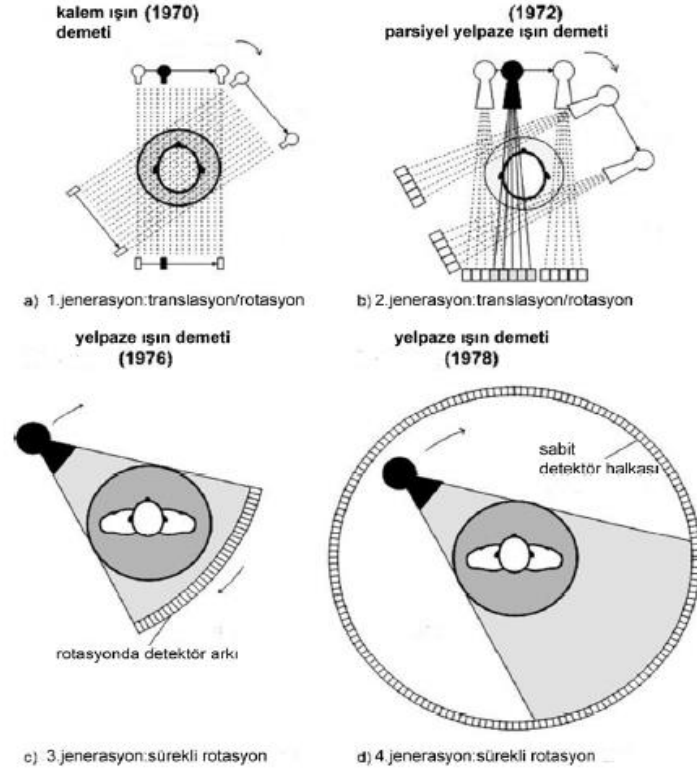
Bilgisayarlı Tomografinin Tarihçesi:

Yunanca tomos (kesit) ve graphia (görüntü) kelimelerinden türeyen BT gelişimine büyük katkıları nedeniyle 1979 yılında İngiliz mühendis GN Hounsfield ve Cape Town, Güney Afrika'da radyoterapi planlama üzerine çalışan fizikçi AM Cormack Nobel ödülüne layık görüldüler (Ohnesorge B ve ark 2007). Hounsfield bu konuda daha önce yapılmış çalışmalar hakkında bilgisi olmadan, bilgisayar rekonstrüksiyon tekniklerini kullanarak bir cismin iç yapılarının, cismin içinden farklı açılarda geçen x-ışınlarının atenuasyon paterni temel alınarak rekonstrükte edilebileceğini göstermiş olup, 1972 yılında beyin görüntülemeyi mümkün kılan ilk BT cihazını kullanıma sunmuştur (Hounsfield GN 1973). Cormack ise Bohemyalı matematikçi Radon'un 1917 yılında aynı konuda ortaya koyduğu prensiplerden haberdar olmadan, insan vücudunda radyasyon absorpsiyon dağılımlarını hesaplamaya yarayan transmisyon ölçümlerine dayalı bir metod geliştirmiş olup, çalışmaları BT ile görüntü rekonstrüksiyonu yapılabilmesine katkıda bulunmuştur. Hounsfield'i takiben 1970'li yıllar 4. jenerasyona kadar olmak üzere BT cihazlarının hızlı gelişimine tanıklık eden yıllar olmuştur (Kalender WA 2006). (Şekil) Türkiye de ise ilk defa Hacettepe Üniversitesinde 1975 yılında sadece beyin görüntüleme için kullanıma girmiştir.

1. Jenerasyon : Hounsfield tarafından 1972 yılında ilk geliştirilen BT cihazı 1.jenerasyon olarak adlandırılmıştır.Paralel ışın demetleri vardı. Birinci nesil cihazlarda tek dedektör kullanılıyorken tüp bir derece dönüyor, veri işleniyor ve tekrar bir derece dönüş yapıyordu. Bu yüzden translasyon/rotasyon prensibine göre çalışıyordu. İşlem tüp ve dedektör 180 derece dönene kadar tekrarlanıyordu. Bu 180 derecelik tek bir dönüşün tamamlanması yaklaşık 4.5 dakika almaktaydı ve görüntü oluşumu için geçen süre 20 dakika idi.

2.Jenerasyon: 1979 yılında görüntülemeyi hızlandırmak ve mevcut x-ışını gücünü daha verimli hale getirmek için detektörlerin eklenerek kısmi yelpaze x-ışını demetinin oluşturulduğu sistem ise 2.jenerasyon olarak isimlendirilmiştir. Tek kesit

için tarama süresi 18 sn e düştü. İlk 2 jenerasyon cihaz da translasyon /rotasyon prensibi ile çalışmakta olup bu sistemlerde radyasyon kaynağı-detektör, cisimi lineer translasyonel hareket ile taramakta ve bu hareketi ufak rotasyonlarla tekrar etmektedirler. Hızlı tarama zamanı elde etmenin yanı sıra aynı anatominin birden fazla dedektörle izlenmesi sayesinde ayrıntıda artış sağlanmıştır.



Şekil 1.12:Farklı jenerasyonlarda BT cihazları.

3. Jenerasyon:1980 li yılların başında kullanıma giren sistemde yelpaze şeklinde x-ışını demeti ve buna karşılık gelen geniş detektör arkı mevcut olup hasta etrafında 360° - 420° sadece rotasyonel hareket söz konusudur. Aynı prensiple çalışan 4. jenerasyon BT cihazlarından farkı; hem tüp hem detektör halkasının hareketli iken 4. jenerasyonda dedektörler sabittir.Tüpün bir rotasyonu tamamlaması için geçen süre olan rotasyon süresi bu jenerasyon için 3-4 sn dir.Tek kesit için gereken süre 2-4 sn e kadar düşer.Masa sabitken görüntü alınır ve masa bir sonraki pozisyona ilerler. Zaman içerisinde 3.jenerasyon BT sistemleri hakim gelmiş olup günümüzde spiral ve çok detektörlü cihazlarda bu prensip kullanılmaktadır (Kalender 2005).

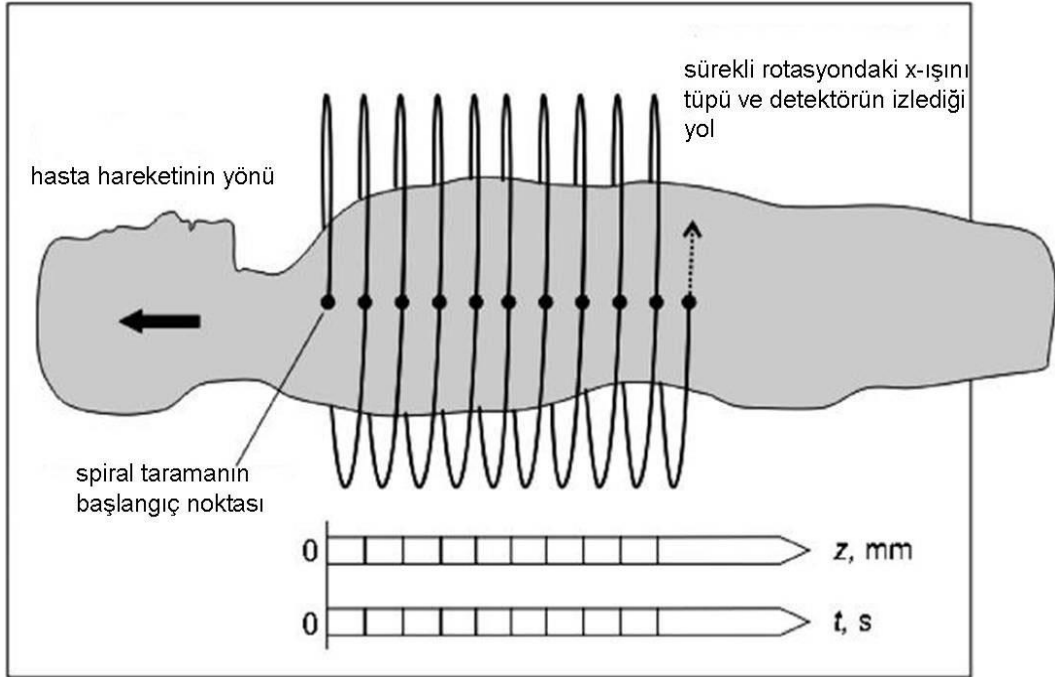
4. Jenerasyon : Spiral veya helikal BT olarak 1980 lerin sonunda kullanıma girmiştir. Tek kesit 1-2 sn içerisinde tamamlanır. Rotasyon prensibiyle çalışır. Tüp hareketli , dedektör sabittir. Cihazlarda gantri boşluğunu 360 derece çevreleyen çok sayıda dedektör kullanılmaktadır. Bu cihazlarda dedektörler sabittir ve hasta çevresinde sadece X-ışını tüpü döner. Bu dedektörler iki tip olarak tanımlanmıştır; nutating ring dedektörler ve spiral slip ring dedektörler. Nutating ring dedektörlerde tüp dedektör halkasının dışındadır. Tüp döndükçe dedektörler önünde hareket etmiş olur. Spiral (helikal) ring sistemler 4. nesil geometrisinde kullanılmakla birlikte 3. nesil sistemlerde de görülebilmektedir. Bu sistemde kablo sınırlaması olmaması nedeni ile tüp hareketi süreklidir.

5. Jenerasyon (EBT): 1970'li yıllar ve 1980'li yılların başlarında, x-ışını tüpünün ihtiyacı olan elektrik enerjisi kablolar aracılığı ile sağlanmaktaydı; bu durumda cihaz bir yöne hızlandırıldıktan ve 360 derecelik dönüşünü tamamladıktan sonra durdurulmakta, daha sonra tekrar aksi yöne doğru hızlandırılmaktaydı ve bunun sonucu olarak da sistemin hızlı ve sürekli dönüşü mümkün olamamaktaydı. Daha hızlı BT cihazı arayışları bu dönemde iki majör teknik gelişmeye neden oldu; sürekli rotasyon yapabilen BT sistemleri ve esas kardiyovasküler görüntüleme için dizayn edilmiş elektron demeti BT (EDBT) cihazları. İlk kez kullanıma 1984 yılında giren EDBT cihazı, elektromagnetik olarak kontrol edilen elektron demeti tarafından vurulan hasta masasının altına yerleştirilmiş hedef anod halkalar tarafından yayılan x-ışınlarının hastadan geçerek atenüe olan kısmının hastanın üstünde yer alan detektör halkaya ulaşması sonucu görüntü eldesini sağlayan bir sistemdir. Mekanik herhangi bir hareketin söz konusu olmaması nedeniyle, 50-100 ms gibi kısa bir zaman süresince tarama gerçekleştirilebilmektedir. EKG eşliğinde görüntüleme yapılabilmesi nedeniyle koroner kalsifikasyonların değerlendirilmesi amacıyla yaygın olarak kullanılmıştır.

Kontrast kullanılarak koroner arter stenozu değerlendirilmesi amacıyla yapılan çalışmalar %92 duyarlılık ve %94 özgüllük gibi değerler verse de uzaysal rezolüsyonun yetersiz oluşu (düzlem içi rezolüsyon 1.2 mm, kesit kalınlığı 3 mm) güvenilir değerlendirmenin proksimal ve orta koroner arter segmentleri ile sınırlı olması ile sonuçlanmıştır (Achenbach ve ark 1998). Ayrıca anod halkası ve detektör halkasının aynı düzlemde olmayıp birbirine komşu düzlemlerde yer alması, yüksek kontrast farkına sahip yapılarda artefaktlara neden olabilecek, yayılan x-ışını demetinin bir koni açısı kadar eğim göstermesine neden olmaktadır. Ek olarak,

detektör halkasının sabit olması nedeniyle saçılmaya karşı kollimatör kullanılamamaktadır. Bu gibi dezavantajlar ve teknik gelişmeler sonrasında çok kesitli BT görüntüleme ile daha yüksek kalitede ve daha yüksek volüm tarama hızı ile görüntüleme yapılabilmesinin anlaşılmış olması nedeniyle, EDBT kardiyovasküler görüntüleme alanında öncelik kazanamamıştır (Ohnesorge ve ark 2007).

X-ışını tüpüne gerekli elektrik enerjisini kablolar yerine slip-ringler ile ulaştırarak sürekli rotasyon ve veri toplamayı mümkün kılan slip-ring teknolojisi 1987 yılında kullanıma girmiştir. Böylece rotasyon zamanları 1sn'ye gerilemiş olup dinamik çalışmalar ve spiral BT için gerekli zemin oluşmuştur. Hastanın uzun eksenine olan BT koordinat sisteminde z-ekseni olarak adlandırılan yönde kesintisiz taramaya olanak sağlayan spiral BT teknolojisi 1989 yılında ortaya çıkmış olup, hastanın hareket halinde olduğu ve tarama için gerekli kusursuz düzlemsel geometrinin bozulduğu durumda görüntü kalitesinin bozulacağı öne sürülerek başta şüphe ile karşılanmıştır (şekil). Ancak data rebinning ve z-interpolasyonu ile spiral hacim veri setinden kesitsel veri seti oluşturulması esaslı ile görüntü rekonstrüksiyonu yapan spiral BT teknolojisi, sadece artmış tarama hızı konusunda değil, aynı zamanda daha iyi 3 boyutlu rezolüsyon ve lezyon tespiti ve submilimetrik izotropik uzaysal çözünürlük sağlaması ile kendini kanıtlamış ve yerini sağlamlaştırmıştır.



Şekil 1.13: Spiral BT'nin teknik prensibi.

Spiral BT'nin kullanımının giderek yaygınlaştığı o dönemlerde, ince kesit tarama ve yeterli x-ışını gücü olmaması nedeniyle klinik olarak henüz yeterince tatmin edici sonuçlar elde edilememekteydi. Bu durum daha güçlü x-ışını tüpleri için gerekli bileşenlerin ve çok detektörlü sistemlerin ortaya çıkışı için tetikleyici oldu. İlk 4-kesitli BT cihazları 1998 yılında piyasaya sürüldü. Yeni teknoloji beraberinde yeni ileri uygulamalarını da getirdi. Bunun en belirgin örneği kalbin retrospektif faz-selektif görüntülenmesine dayanan kardiyak spiral BT oldu.

2000'li yılların başlangıcı BT konusundaki teknolojik gelişmelerin hız kazandığı, detektör sayısının katlanarak arttığı zamanlar olup 2001 yılında 16 kesitli BT cihazları, 2004 yılında ise 64 kesitli BT cihazları 4 farklı firma tarafından piyasaya sürüldü. Bilgisayar teknolojisi için öne sürülen her 18 ayda hesaplama gücünün ikiye katlanmasını öngören Moore kanunu, çok kesitli BT teknolojisi için de geçerli olacak ve detektör sayısı 128, 256 şeklinde katlanarak devam edecek miydi? Aslında günümüzde BT teknolojisinin vardığı nokta, rutin klinik ihtiyaçların hemen hemen tamamını karşılamaktadır. İleri teknolojik gelişme beklentisi olan kardiyak BT görüntüleme ise bir istisna olarak karşımıza çıkmaktadır. 64-kesitli BT cihazları ile kardiyak görüntüleme yaklaşık 5-10 sn gibi bir tarama zamanı ile oldukça iyi kalitede görüntülerin eldesi ile sonuçlanmakta ancak özellikle yüksek kalp hızları söz konusu olduğunda görüntü kalitesi düşmekte ve genel diagnostik başarı oranı %80-90'larda kalmaktadır (Kalender 2006).

Detektör sayısının artması sonucu genişleyen koni açısının görüntü kalitesini sınırlayan dezavantajları olduğu bilinmektedir. Yüksek zamansal çözünürlük ise, yüksek gantri rotasyon hızıyla elde edilebilmektedir. Ancak gantri rotasyon zamanı kısaldığında artan merkezkaç kuvvetinin yanı sıra, kısalan gantri rotasyon zamanına karşılık x-ışını gücünün ters orantılı olarak sabit mAs'ı koruyacak şekilde artışını gerektirmektedir. Halen 200 ms'nin altında gantri dönüş zamanını sağlayabilecek 200 kW ve üzeri x ışını gücü teknik olarak gerçekleştirilememektedir. Bu durumda alternatif bir çözüm olarak gantriye başka x-ışını kaynakları ve detektörler eklenmesi gündeme gelmiştir. Aslında bu yaklaşım o kadar da yeni olmayıp, 1970'li yıllarda önerilmiş bir alternatiftir (Boyd ve ark 1981). Eklenen her x-ışını tüpü ve detektör sistemi, tarama zamanında orantılı olarak kısaltmaya neden olacaktır.

İki x-ışını tüpü ve detektör sistemli ilk cihaz 2005 yılında Erlangen, Almanya'da Tıbbi Fizik Enstitüsü'nde kurulmuş ve kullanılmıştır (Flohr 2006). Bu sistemde 330 ms olan gantri rotasyon zamanı ile yarım tarama rekonstrüksiyon

algoritmaları kullanılarak kalp hızından bağımsız şekilde gantri rotasyon zamanının dörtte biri kadar olan 83 ms'lik zamansal rezolüsyon ile kardiyak görüntüleme yapılabilmektedir.

BT de Temporal Çözünürlük:

Temporal çözünürlük bir nesneyi görüntülemek için gerekli olan zamandır. Hareket eden bir yapıyı yüksek temporal çözünürlükle görüntüleyebilmek için hareket eden nesneden daha hızlı görüntü elde edilebilmesi gerekmektedir. Görüntülemelerde temporal çözünürlük için altın standart yöntem 20 ms'lik temporal çözünürlük ile KKA dır (Mahesh 2006).

Kardiyak hareketin tamamını elde edilen görüntülerde baskılanmış kılmak için 19 ms gibi bir temporal rezolüsyon gerektiği öne sürülmüştür (Ritchie 1992). Daha yeni çalışmaların verilerine göre 100 atım/dak'nın altındaki normal kalp hızlarında kardiyak siklusun nispeten daha az hareketli dönemlerinde hareket artefaksız görüntüler için 100 ms ve altında temporal rezolüsyonun yeterli olacağını göstermektedir (Achenbach ve ark 2000). Kardiyak siklusun az hareket gösterdiği diastolik dönemde görüntüleme için 60 atım/dak ve altındaki kalp hızlarında 250 ms, 70 atım/dak ve altındaki hızlarda 200 ms ve 90 atım/dak ve altındaki hızlarda ise 150 ms temporal rezolüsyona ihtiyaç duyulduğu tahmin edilmektedir (Ohnesorge ve ark 2007). Kardiyak siklusun hareketli dönemlerinde ya da daha yüksek kalp hızlarında artefaksız görüntüler için ise 50 ms veya daha 50 ms'nin daha altında temporal rezolüsyon gerektiği öne sürülmektedir (Schoepf ve ark 2004)

Kalbin bir görüntüsünün rekonstrüksiyonu için 360 derecelik dönüş ile elde edilen verinin kullanılması gerekli değildir. Bu nedenle tek tüplü BT cihazlarında 180 derece dönüş ile elde edilen, segmental teknik adı verilen bir metod kullanılır. Bu yarım tarama tekniği kullanılarak 360 derecelik dönüşte iki kat fazla görüntü elde edilir. Bu yöntem daha hızlı tarama sağlar ve tek kaynaklı bir cihaz için temporal çözünürlüğü 165 msn'ye çıkarır. Gantri 0.33 sn'de 360 derece döndüğünde temporal çözünürlük 330 msn'dir ve EKG-eşliğinde rekonstrüksiyon ile R-R aralığı 10 segmente bölündüğünde temporal çözünürlük KKA nın temporal çözünürlüğüne yaklaşarak 33 msn'ye düşer (Flohr ve ark 2006).

Uzaysal Çözünürlük

Uzaysal çözünürlük iki objeyi birbirinden ayırt edebilme yeteneğidir. Radyografik görüntü söz konusu olduğunda uzaysal çözünürlüğü etkileyen bazı

faktörler vardır. Bunlar; kesit kalınlığı, kolimasyon, rekonstrüksiyon aralığı, filtreleme ve field of view (FOV)'dur. Genellikle uzaysal çözünürlüğü artırmada anlamları olsa da bazı parametreler kullanıcı tarafından değiştirilemez. Bunlar; tüp rotasyon hızı, fokal spot büyüklüğü, dedektör boyutu ve fokal spot ile dedektör halkası arasındaki mesafedir (De Feyter ve ark 2005). Uzaysal çözünürlük için altın standart 0.2 mm'den düşük değerler ile KKA dır.

Koroner arterler ve kalp kapakçıkları gibi küçük boyutta ve kompleks üç boyutlu hareketli anatomik yapıların görüntülenebilmesi için iyi zamansal (temporal) rezolüsyonun yanı sıra uzun eksen çözünürlüğün, düzlem içi çözünürlüğe yakın veya eşit olduğu izotropik submilimetrik uzaysal çözünürlük gerekmektedir. Sağ koroner arter ve sol sirkumfleks arterin segmentlerinin bir kısmı görüntüleme düzlemine dik seyir göstermekte, sol anterior desendan arter ise hemen hemen görüntüleme düzlemine paralel seyir izlemektedir (Kopp ve ark 2001). Dolayısıyla hem görüntüleme düzleminde hem de z-ekseninde iyi uzaysal rezolüsyon gerekmektedir.

Koroner arter stenozunu %10-20 lüminal değişikliği saptayabilecek kadar iyi değerlendirebilme kardiyak BT nin gelecekte ulaşmaya çalışılan hedeflerinden biridir. Bunun için her üç boyutta 0.3 mm'nin altında uzaysal rezolüsyona ihtiyaç duyulmaktadır. Stentlerin restenoz açısından değerlendirilmesi ve yoğun kalsifik plakların incelenebilmesi için ise 0.2 ve 0.25 mm gibi uzaysal çözünürlük gerekmektedir (Flohr ve ark 2007). 64-kesitli BT cihazları 0.4 mm'ye kadar izotropik rezolüsyon sağlayabilmektedir. Çift tüplü çok-kesitli BT cihazları ise ince kesitler ve yüksek filtreler kullanıldığında düzlem içi 0.5 mm, longitudinal ise 0.4 mm uzaysal rezolüsyon değerlerine ulaşabilmektedir.

Koroner arterler küçük çaplı(2-4mm) damarlar olup, gösterilebilmesi için uzaysal rezolüsyonun yüksek olması gerekir. Çok kesitli bilgisayarlı tomografide uzaysal çözünürlüğün belirleyicileri dedektör boyutu(0.5- 0.625 mm), rekonstrüksiyon aralığı(genellikle kesit kalınlığının yarısı) ve masa hareketidir. İdeal olarak her 3 boyutu da aynı olan izotropik voksel (volüm elementi) alınabilmelidir. Vokselin x-y eksenindeki boyutunu görüntüleme alanının matrikse oranı ve z-eksenindeki boyutunu kesit kalınlığı belirler. Günümüzde kullanılan 16-kesitli sistemlerde uzaysal çözünürlük 0.5 x 0.5 x 0.6 mm ve 64-kesitli sistemlerde 0.4x 0.4 x 0.4 mm dolayında iken katater anjiyografide bu değer 0.2 x 0.2x0.2mm'dir(Tablo) (De Feyter ve ark 2007).

Tablo 1.4: Farklı tekniklerin uzaysal ve temporal çözünürlüklerinin kıyaslanması

| | Uzaysal çözünürlük(mm) | Temporal çözünürlük(ms) |
|-----------------------------------|-------------------------------|--------------------------------|
| KKA | 0.2 | 5-20 |
| Elektron beam BT | >0.6 | 33-100 |
| 16- kesit BT | 0.5 | 200 |
| 64- kesit BT | 0,4 | 165 |
| Çift tüplü 2 x 64-kesit BT | 0.4 | 83 |
| KMRA | 1.2-1.4 | 100-150 |

Farklı atenüasyon değerlerine sahip aterosklerotik plakları değerlendirmek için yüksek uzaysal çözünürlüğün yanında yeterli kontrast/gürültü oranı da teknik gerekliliklerden birisidir. Koroner kalsifikasyonların değerlendirilebilmesi için kontrast maddeye ihtiyaç duyulmazken, özellikle myokardiyuma çok yakın yerleşimli ve ince bir epikardiyal yağ dokusu ile myokardiyumdan ayrılan distal koroner arter segmentlerinin patensi ve stenoz açısından değerlendirilebilmesi için yeterli miktarda ve optimum zamanlama ile verilmiş kontrast maddeye gereklidir.

Solunum artefaktlarını engellemek ve optimum kontrastlanmayı sağlayabilmek için tek ve olabildiğince kısa nefes tutma süresinde görüntülenmelidir. Sağlıklı stabil hastalar için 15 sn nefes tutma süresi yeterliyken, dispneik hastalar için 10 sn ve altında nefes tutma süresi tetkikin tamamlanması uygun olacaktır.

Çekim protokolüne karar verirken kişinin ne zaman temporal çözünürlüğü uzaysal çözünürlüğe tercih edeceğini bilmesi gerekmektedir. Temporal çözünürlük kalp ve koroner arterler gibi hareketli yapılar görüntülenirken önemlidir. Temporal çözünürlüğü artıran hızlı çekim gibi protokol tercihleri görüntü gürültüsünü artırdığı için uzaysal çözünürlüğü bozar. Tersi uzaysal çözünürlük lehine parametreleri optimize ederken anatomik ince detayları açığa çıkarmak için çekim hızını azaltmak; uzun zaman alırken hareket artefaktlarına neden olur , temporal çözünürlüğü düşürür. Çekim süresini artırmak ve kolimasyonu daraltmak da radyasyon dozunu artırır, kontrast çözünürlüğünü azaltır yani görüntü gürültüsü artar (Mahesh 2006).

Görüntü Gürültüsü

BT’de gürültü ,görüntü kontrast çözünürlüğündeki varyasyonların sonucu olarak gerçekleşir. Uniform atenuasyonlu bir alanda ölçüldüğünde HU olarak belirtilen gürültü bu alandaki piksel değerlerinin standart deviasyonudur.

Görüntü gürültüsü (kuantum gürültüsü), dedektöre ulaşan foton sayısından, sistemin elektronik gürültüsünden ve rekonstrüksiyon algoritmalarından, gantri rotasyon süresinden, pitch değerinden ve kesit kolimasyonundan etkilenir. Kuantum gürültüsü dedektöre çarpan foton sayısının kare kökü ile doğru orantılı olup baskın faktördür. Vücut yapısı gibi hastaya ait faktörleri bir kenara koyarsak tüp akımı, kesit kolimasyon genişliği, pitch değeri ve tarama zamanı görüntü gürültüsünü etkileyen ana faktörlerdir.

Detektör genişliğinin tüm kardiyak anatomiye içerecek kadar geniş olmayan sistemlerde, farklı kardiyak sıkluslara ait veri toplanarak kesintisiz şekilde kardiyak yapıları kapsayan hacim bilgisi elde edilmektedir. EKG ile senkronizasyon sayesinde, hacim verisinden kardiyak siklusun istenen bir fazında görüntü rekonstrüksiyonu yapılabilmektedir. Bu nedenle iyi kalitede 3 boyutlu anatomik görüntülerin elde edilebilmesi için ideal olanı stabil sinüs ritmi ve masa hareketi olmaksızın bir kardiyak siklusda tüm kardiyak anatomiye tarayabilecek sistemlerdir. Bu sistemler alan-detektör (flat panel) BT sistemleri olarak adlandırılmakta olup günümüzde önemli bir araştırma konusudur (Flohr ve ark 2007). Uzaysal çözünürlüğün yaklaşık 0.25 mm’ye ulaştığı bu sistemlerin araştırma konusu olan en önemli limitasyonları gantri rotasyon zamanının 0.5 sn’nin altına çekilememesi ve bunun sonucu olarak temporal rezolüsyonlarının yeterince iyi olmamasıdır (Gupta ve ark 2006).

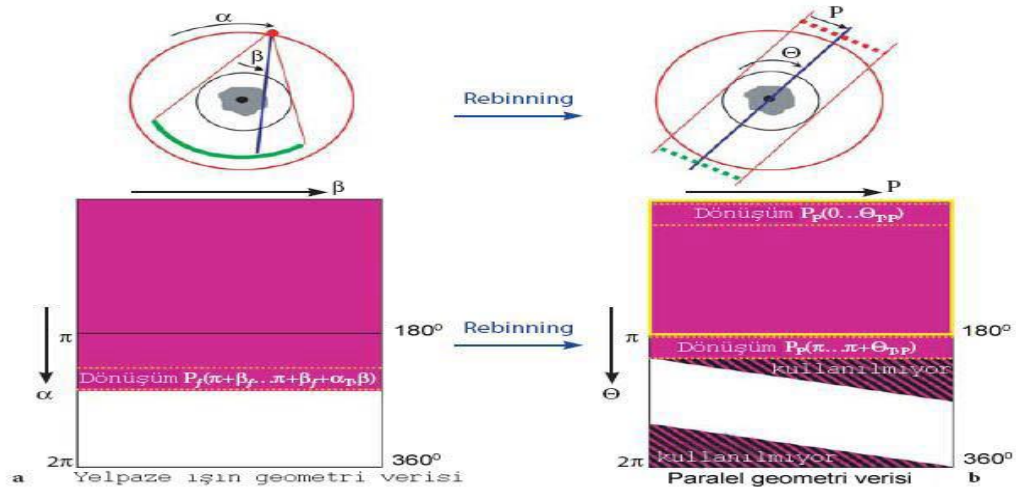
Görüldüğü gibi BT ile kardiyak görüntüleme gerçekleştirilebilmesi için, aynı anda zamansal, uzaysal ve kontrast çözünürlüklerinin ve tarama zamanının, radyasyon dozunu KKA gibi ilgili görüntüleme modalitelerinin düzeyleri ile sınırlayarak, optimizasyonu gerekmekte olup, bir parametrenin diğerlerinden feragat edilerek optimize edilmesi görüntü kalitesi ve klinik uygulama açısından iyi sonuç alınamaması ile noktalanabilir.

Yarım Tarama Rekonstrüksiyonu

BT görüntüsünün temporal rezolüsyonunun esas belirleyicisi, görüntünün rekonstrüksiyonu için kullanılan ham verinin ne kadar sürede elde edildiğidir. Bu

yüzden en iyi görüntü kalitesini en az miktarda ham veri ile sağlayacak tarama teknikleri ve rekonstrüksiyon algoritmaları kullanmak temporal rezolüsyonun daha iyi olması ile sonuçlanacaktır.

3. jenerasyon BT sistemlerinde aksiyel görüntü rekonstrüksiyonu için gerekli minimum miktarda ham veri, parsiyel tarama ile elde edilen veri olarak adlandırılır. Parsiyel taramayı ise, x-ışını yelpaze demetinin açısının genişliği ile birlikte x-ışını tüp rotasyonunun yarısı ile oluşan yani 180° projeksiyon dilimi oluşturur(Şekil). Parsiyel tarama rotasyonun yaklaşık $2/3$ 'ünü ya da 240° projeksiyon dilimini kapsar. Dolayısıyla görüntü rekonstrüksiyonu yapıldığında, görüntünün temporal rezolüsyonu gantri dönüş zamanının yaklaşık $2/3$ 'ü kadar olacaktır. Özel rekonstrüksiyon algoritmaları kullanılarak en az miktarda ham veri kullanılarak daha iyi temporal rezolüsyon elde edilebilir. Yarım tarama rekonstrüksiyon algoritmaları, yelpaze ışın geometrisindeki parsiyel tarama veri setinin 'rebinning' teknikleri ile paralel ışın geometri verisine dönüştürülmesi esasına dayanır (Kak 1998).Yelpaze ışın geometrisindeki parsiyel tarama veri setinin rebinning işlemi ile dönüşümü, 180° tam paralel projeksiyonlar ve yanında inkomplet, gerekenden fazla 'redundant' veri içeren paralel projeksiyonlar oluşturur. Görüntünün merkezinde temporal rezolüsyon, gantri dönüş zamanının yarısıdır. Günümüzde kardiyak uygulamalar yarım tarama rekonstrüksiyonu kullanır.



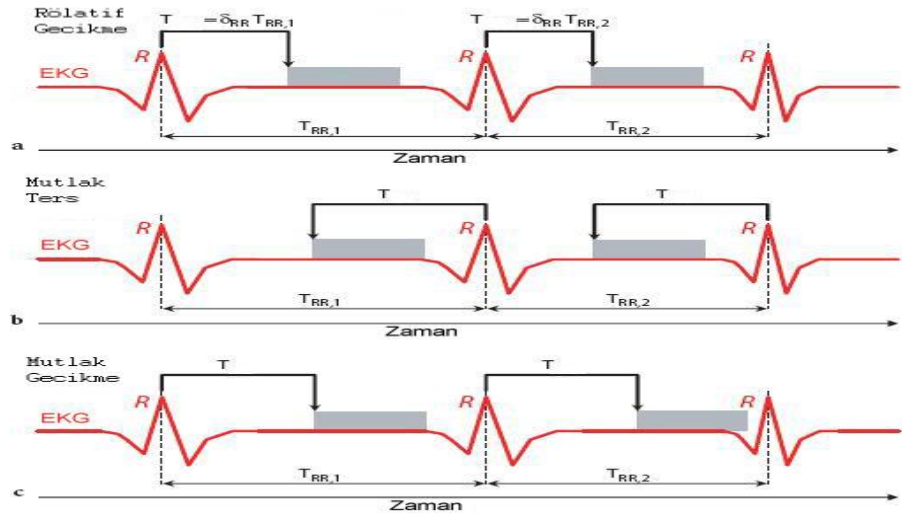
Şekil 1.14: Yelpaze ışın geometrisindeki parsiyel tarama veri seti (a) ve bu veri setinden rebinning ile oluşturulan paralel geometrik yarım-tarama rekonstrüksiyon için kullanılan veri (b) (Ohnesorge 2007)

Çok-kesitli Kardiyak Spiral Rekonstrüksiyon

ÇKBT spiral rekonstrüksiyon algoritmalarının temeli, Ohnesorge ve ark.'nın 2000 yılında tanımladığı çok kesitli kardiyak volüm rekonstrüksiyon algoritmasına dayanır. (Ohnesorge ve ark 2000). Bu algoritma yarım tarama rekonstrüksiyon prensibi ile birlikte çok kesit spiral ağırlıklandırma yönteminin birleşiminden oluşmaktadır.

EKG Eşliğinde Senkronizasyon

Hem prospektif, hem de retrospektif EKG eşleme için, veri toplama başlangıç noktalarının veya rekonstrüksiyon için kullanılacak veri setinin başlangıç noktalarının her kardiyak siklus için kalbin en hareketsiz olduğu sistol sonu veya diyastol sonunun belirlenmesi gereklidir. Bu başlangıç noktaları EKG sinyali üzerinde R dalgasına göre rölatif olarak çeşitli faz seleksiyon stratejileri kullanılarak belirlenir. (Şekil 1.15)



Şekil 1.15: Faz seleksiyon yöntemleri: rölatif gecikme (a), mutlak ters (b) ve mutlak gecikme (c).

Rölatif gecikme yönteminde önceki R dalgasının başlangıcından R-R aralığının belli bir yüzdesi kadar gecikme zamanı sonra görüntü rekonstrüksiyonuna ya da veri toplanmasına başlanır. Mutlak gecikme yönteminde ise önceki R dalgası başlangıcından sonra seçilen sabit bir gecikme zamanı sonrasında görüntü rekonstrüksiyonu ya da veri toplanmasına başlanır. Mutlak ters yönteminde ise sonraki R dalgası başlangıcının belli bir zaman öncesinde veri toplanır ya da rekonstrüksiyon gerçekleştirilir.

Prospektif EKG Tetikleme

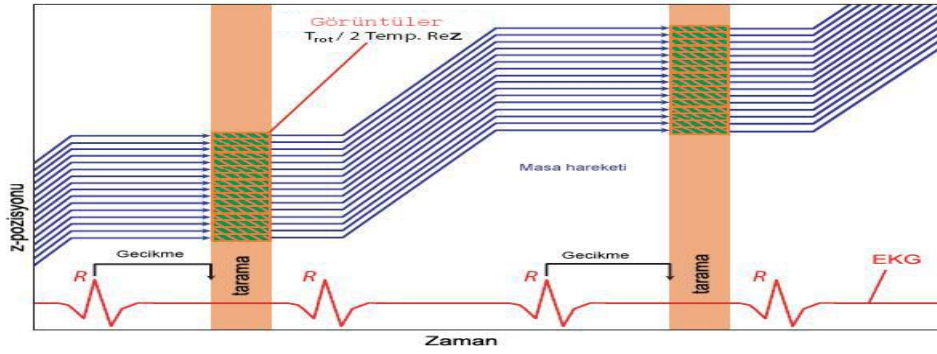
Prospektif EKG tetiklemeli görüntüleme için, hastanın EKG trasesinde mevcut R-R aralığı üzerinden prospektif olarak seçilen R-dalgasını takip eden belli bir gecikme zamanı sonrasında BT ile tarama başlar ve veri toplanır. Her tarama sonrasında masanın z-ekseni yönünde sonraki tarama noktasına doğru, aralıksız hacim kapsama sağlayabilmek için ilerlemesi gerekmektedir. Teknik olarak tarama-siklus zamanı olarak adlandırılan ve 50-90 atım/dak arası kalp atım hızlarında, yaklaşık bir kalp atımına denk gelen belli bir gecikme zamanı sonrasında bir sonraki tarama başlatılabilmektedir (Şekil).

Aksiyal non-helikol tarama ile prospektif EKG-tetikleme kalsiyum skorlama amacıyla çok uzun zaman önce EBT ile kullanılmıştır (McCollough ve ark 1994). Son zamanlarda ise bu görüntüleme protokolü kardiyak görüntüleme için planlanmış ve düşük radyasyon dozu nedeniyle yayınlarda giderek artan oranda bildirilmektedir(Hussman ve ark 2008). Prospektif EKG-tetiklemede EKG sinyaline bağlı olarak X-ışını tüpü sadece seçilen kalp fazında veri elde edilir R-R siklusunun diğer fazlarında ise kapatılır. Bu nedenle step-and-shoot tekniği olarak da adlandırılır. En büyük avantajı tüm kalp döngüsü yerine sadece belirlenen kalp fazında X-ışını maruziyeti söz konusu olduğundan radyasyon dozunun da düşük olmasıdır.

Ancak ritimde oluşabilecek ani değişiklikler ,görüntü kalitesini etkilemekte istenilen hareketsiz sistol veya diyastol sonu yerine kalbin hareketli olduğu fazda görüntü alınacağından görüntü kalitesi düşmekte ve artefaklı olmaktadır.Bu yüzden prospektif yöntemde ritmin öngörülebilir olması önemlidir.Aritmik hastalarda kullanılmamalıdır. Spiral görüntüleme yapılabilmesi ve gerçek hacim verisi toplanabilmesi prospektif yöntemde mümkün olmadığından fonksiyonel değerlendirmeler yapılamaz.

Prospektif EKG-tetikleme ile ilgili yapılan çalışmalar konvansiyonel retrospektif sistem ile kıyaslandığında seçilmiş hasta grubunda dozda %90'lara varan

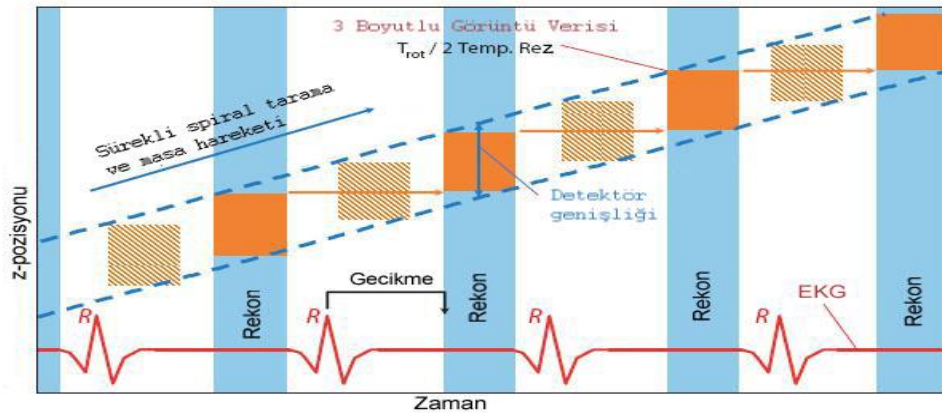
azalma elde edildiğini göstermiştir (Pontone ve ak 2009).



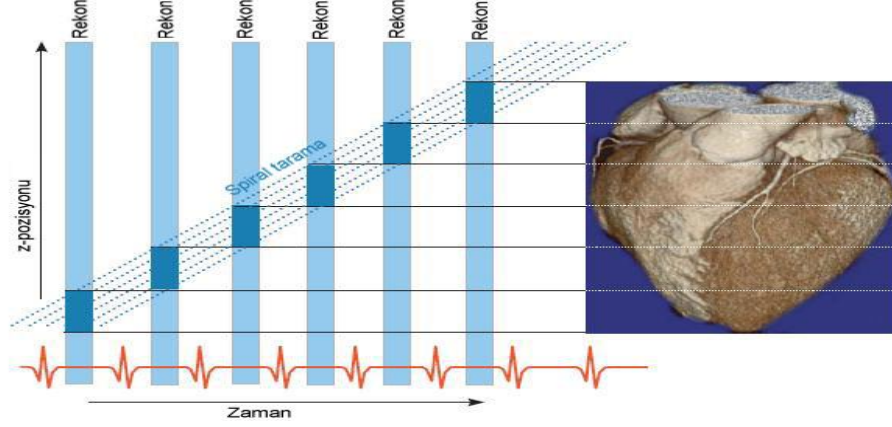
Şekil 1.16: prospektif EKG tetikleme ile görüntüleme.

Retrospektif EKG Eşleme

Spiral görüntüleme yapılabilmesi ve gerçek hacim verisi toplanabilmesi için retrospektif EKG eşleme kullanılır. EKG eşliğinde sürekli kesintisiz toplanan hacim verisinden geriye dönük istenen kardiyak siklus fazında görüntü rekonstrüksiyonu yapılabilmektedir (Şekil). Retrospektif EKG eşleme ile aralıksız ve daha hızlı hacim kapsama ve daha iyi uzaysal rezolüsyon sağlanır. Kardiyak incelemelerde masa hareketinin detektör genişliğine oranı olarak tanımlanan pitch değerinin düşük tutulması (genelde 0.25 ve 0.375 arasında) yani masa hareketinin yavaş oluşuna bağlı, görüntü süperpozisyonu ile görüntü kalitesi artırılabilir (Şekil). Ayrıca çekim sırasındaki ritim değişikliklerinden prospektif yöntemle göre daha az etkilenmektedir. Ekstrasistolik atımların rekonstrüksiyon dışı bırakılması mümkün olabilmektedir. Tüm kardiyak sıklusa ait veri içerdiğinden kardiyak fonksiyon değerlendirilmesi için de kullanılabilir. Tüm atım süresince tarama yapıldığından radyasyon dozu fazladır. Kullanılan protokole bağlı değişmekle birlikte, kardiyak BT deki efektif radyasyon dozu 7-13 mSv dolayındadır



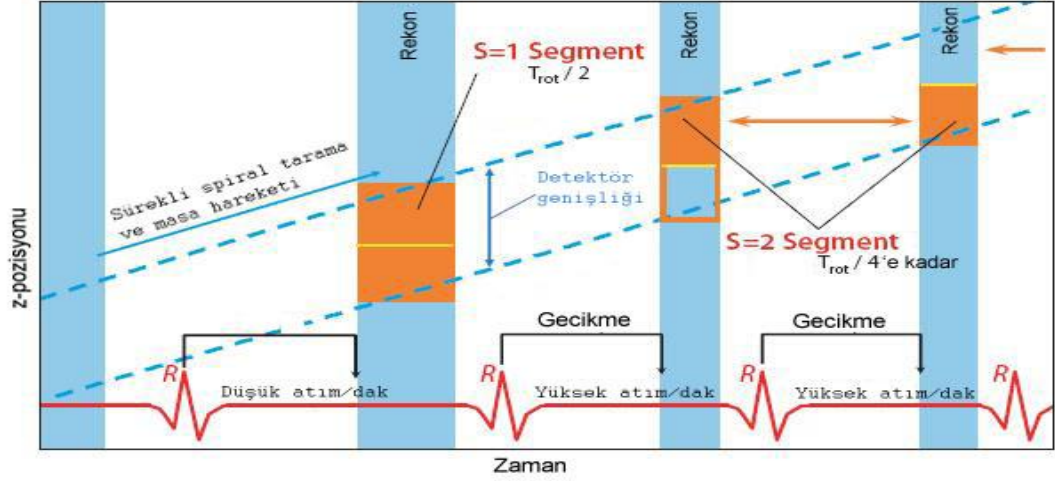
Şekil 1.17: Retrospektif EKG eşleme ile kardiyak rekonstrüksiyon.



Şekil 1.18: Retrospektif EKG eşleme ile spiral aralıksız hacim kapsama.

Multisegment Kardiyak Rekonstrüksiyon Algoritmaları

Günümüz kardiyak BT spiral rekonstrüksiyon algoritmaları ile elde edilen en iyi temporal rezolüsyon, gantri rotasyon zamanının yarısına karşılık gelmektedir. Ancak en iyi performansa sahip BT cihazlarının gantri rotasyon zamanlarının minimum 0.33 sn olduğu düşünülürse en iyi temporal rezolüsyon olarak elde edilebilecek 165 ms ile yüksek kalp hızlarında artefaktsız görüntü eldesi için yetersiz kalabilir. Aynı gantri rotasyon zamanında, daha iyi temporal rezolüsyon görüntü rekonstrüksiyonu için birden fazla kardiyak sıklusa ait veri kullanılarak elde edilebilmektedir. Bu yöntem multisegment (segmente) rekonstrüksiyon olarak adlandırılmaktadır (Flohr ve ark 2001). Bu yöntemle farklı kardiyak siklusların görüntü rekonstrüksiyonu için kullanılan verisinin başlangıç ve bitiş noktalarının birbirlerini uygun şekilde tamamlayabilmesi gerekmekte bunun içinse kalp atım hızı ve gantri rotasyon zamanı tamamen senkronize olmalıdır. Yöntemin faydalı olabilmesi için kalp hızının stabil ve öngörülebilir olması gereklidir. İyi temporal rezolüsyona rağmen bu yöntem, her zaman iyi görüntü kalitesi vermemektedir (Halliburton 2003). Bu yüzden multisegment rekonstrüksiyon algoritmalarının, çok yüksek kalp hızlarında veya öngörülebilir stabil kalp hızı olan hastalarda kullanılması önerilmektedir. Kalp hızı adaptif rekonstrüksiyon algoritmaları ise hastanın tetkik sırasındaki anlık kalp hızı değişikliklerine göre otomatik olarak görüntü rekonstrüksiyonu için kullanılacak ardışık kardiyak siklus sayısını ayarlayabilen yöntemlerdir (Şekil).



Şekil 1.19:Adaptif multisegment rekonstrüksiyon(Düşük kalp hızlarında rekonstrüksiyon için tek kardiyak siklusun bilgisi kullanılırken, yüksek kalp hızlarında temporal çözünürlüğü arttırmak için iki kardiyak siklusun verisi kullanılıyor.)

Kardiyak Koni Işın Demeti (Cone-Beam) Rekonstrüksiyonu

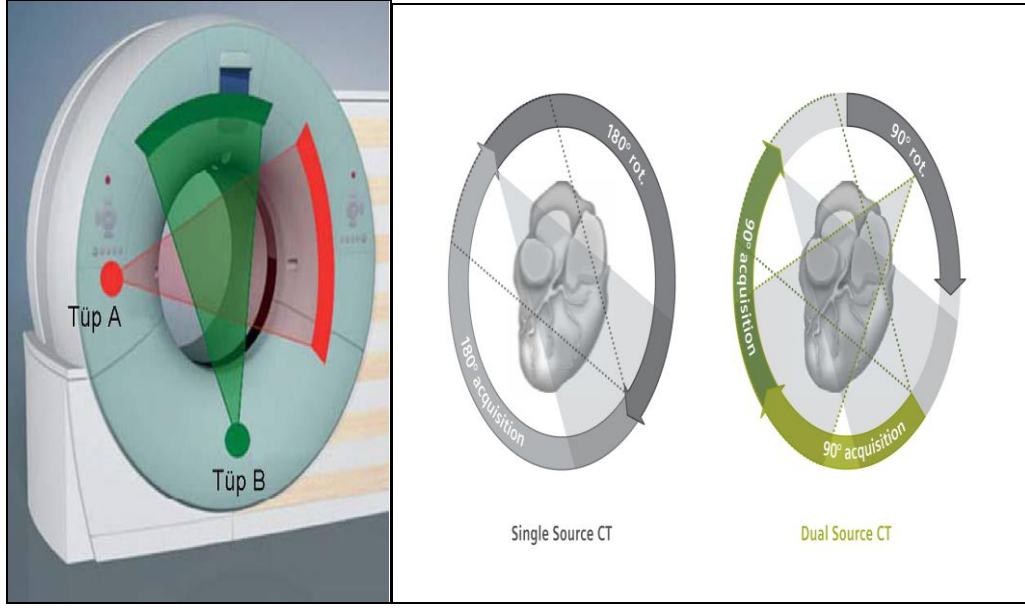
Tek kesitli BT cihazlarında görüntüyü oluşturan x-ışınları hastanın uzun eksenine diktir. Ancak ÇKBT de detektör sistemi genişledikçe ve detektör sayısı arttıkça, detektör sisteminin en dışındaki kesitlerde x-ışınları koni açısı olarak tarif edilen açı miktarı kadar görüntüleme merkezinden uzaklaşmaktadır. Bu durum yüksek kontrast farkı oluşturan yapılarda, görüntü merkezinden uzaklaştıkça daha belirgin olarak izlenen koni ışın demeti (cone-beam) artefaktlarına neden olmaktadır. Kardiyak incelemelerde kalp görüntüleme merkezinde yer aldığından 16-kesitli sistemlere kadar koni ışın demeti artefaktları ihmal edilebilir. Ancak 32- ve 64-kesitli sistemlerde koni ışın demeti artefaktlarını engelleyecek rekonstrüksiyon algoritmaları kullanılması gerekmektedir.

Kardiyak koni ışın demeti rekonstrüksiyon teknikleri fasikül olarak adlandırılan çift-oblik görüntü yığınları oluşturularak, bu görüntü yığınlarını spiral hacim içerisine optimal bir şekilde yerleştirir. İkinci adım olarak bu fasiküllerden birbiri üzerine süperpozisyon gösteren aksiyel görüntüler oluşturulur. Tek segment rekonstrüksiyon durumunda her kardiyak siklus için bir fasikül görüntü yığını rekonstrüksiyon ve görüntü oluşturulması için kullanılır.

1.1.1.1.1.1.1.Çift Tüplü BT(DSCT) Teknolojisi

Temporal rezolüsyonun esas belirleyicisi olan gantri rotasyon zamanı günümüz modern BT cihazlarında 330 ms'ye kadar geriletilmiş olmakla birlikte sonuçta elde edilebilen 165 ms'lik temporal rezolüsyon yüksek kalp hızlarında ve kardiyak siklusun hareketli fazlarında artefaktsız görüntü eldesi için yetersiz kalmaktadır. Gantri rotasyon zamanının artan merkezkaç kuvvetleri ve gantri rotasyon hızının artışı karşılayacak yeterli x-ışını gücünün sağlanamaması gibi nedenlerle daha fazla kısaltılamaması, temporal çözünürlüğü iyileştirmek için alternatif yöntemlerin arayışına neden olmuştur . Multisegment rekonstrüksiyon algoritmaları temporal rezolüsyonu iyileştirmek için bir alternatif olarak gözüke de kalp hızı ile kuvvetli bir ilişki göstermekte olup, temporal rezolüsyonda optimal iyileşme gantri rotasyon zamanı ile kalp hızının tamamen senkronize olduğu birkaç noktada sağlanmaktadır. Gantri rotasyon zamanında herhangi bir değişiklik yapmadan kalp hızından bağımsız olarak temporal rezolüsyonu iyileştirmek için, aslında ilk 70'li yıllarda önerilmiş birden fazla x-ışını detektör sisteminin gantriye eklenmesi fikri uygulamaya geçirilmiştir.

Çift tüplü çok kesitli BT cihazı gantriye birbirine dik olarak yerleştirilmiş iki x-ışını tüpü ve karşılık gelen detektör sistemlerinden oluşmaktadır. Birinci detektör yaklaşık 50 cm çapındaki tüm görüntü alanını (field of view-FOV) kapsarken, ikinci detektör daha küçük çapta merkezi bir görüntü alanını kapsamaktadır.(şekil) Gantriye monte edilmiş x-ışını tüpleri 80 kW'a kadar güç kullanabilmektedir. Her iki tüp birlikte çalıştırıldığında toplam 160 kW'a kadar x-ışını gücü elde edilebilmektedir. Bu durum özellikle morbid obez hastalarda ve yüksek hacim kapsama hızı gerektiren acil travma hastası gibi durumlarda x-ışını foton akımının korunmasını sağlaması nedeniyle avantaj haline gelmektedir. Ayrıca x-ışını tüpleri kV ve mA parametreleri açısından bağımsız hareket edebilmektedir. kV'un 80, 100, 120 ve 140 kV şeklinde bağımsız olarak ayarlanabilmesi, istenirse her iki x ışını tüpünün farklı kV'larda çalıştırılarak dual-enerji verisi elde edilebilmesine imkan vermektedir.

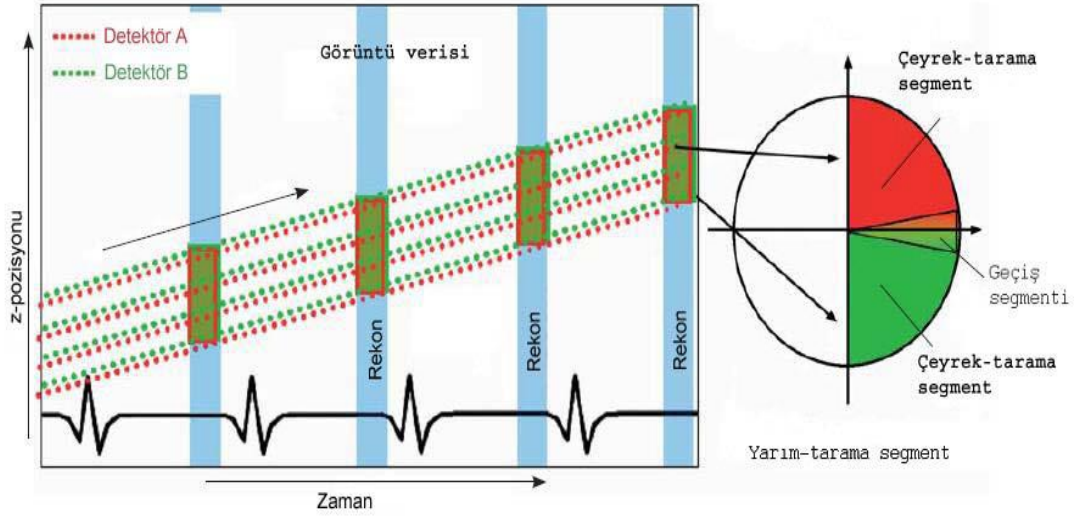


Şekil 1.20: Çift tüplü BT cihazı temel dizaynı.

DSCT nin en önemli avantajı iyi temporal çözünürlükteki başarısıdır. Tek tüplü sistemlerde temporal rezolüsyon gantri rotasyon zamanının yarısı kadarken DSCT de ise kalp hızından bağımsız olarak gantri rotasyon zamanının 1/4 ü kadardır . DSCT de görüntü rekonstrüksiyonu için gerekli birbirine 90° açı ile yerleştirilmiş iki ayrı sistem tarafından aynı anda elde edilen iki ayrı veri setinden (çeyrek tarama segment) oluşturulur . Sonuçta gantri rotasyon zamanının 1/4 ‘ü kadar temporal rezolüsyon elde edilmiş olur (Şekil). İki çeyrek tarama segmenti, artefaktları engellemek için birbirine temporal rezolüsyonu etkilemeyecek şekilde, 30° bir geçiş segmenti ile birleştirilir. İkinci detektör görüntü alanının tamamını kapsamadığından, 26 cm’lik alan dışında kalan objelerin verisi diğer tüpün verisi kullanılarak ekstrapole edilir .

Çift tüplü sistemlerde istenirse temporal çözünürlüğü iyileştirmek için multisegment rekonstrüksiyon algoritmaları kullanılabilir. Bu durumda rekonstrüksiyon için iki kardiyak siklusun bilgisi kullanılacak olursa, çeyrek tarama veri segmentleri iki ayrı ardışık kardiyak siklustan elde edilen subsegment verilerinden oluşturulur. Tek tüplü sistemlere benzer şekilde yine gantri rotasyon zamanının kalp hızına göre senkronize olup olmamasına bağlı olarak sadece belli birkaç kalp hızında 42 ms kadar temporal rezolüsyon elde edilir. Çift tüplü sistemlerde multisegment rekonstrüksiyon ihtiyacı olmadığından, masa hızı otomatik olarak kalp hızına göre adapte edilerek, yüksek kalp hızlarında pitch

artırılabilir. Yüksek kalp hızlarındaki pitch artışı hem tetkik süresini kısaltmakta, hem de radyasyon dozunu azaltmaktadır.



Şekil 1.21: Çift tüplü çok-kesitli BT sisteminde EKG-eşliğinde görüntü rekonstrüksiyonu.

1.1.1.1.1.1.1. Kardiyak BT Endikasyonları

ÇKBT'nin klinik endikasyonları üzerine ilk büyük makale "American College of Cardiology (ACC)" ve "American Heart Association (AHA)" tarafından yayınlanmıştır (Hendel ve ark 2006). Aşağıda ACC tarafından kardiyak BT'nin uygun görüldüğü bazı endikasyonlar belirtilmiştir. Ayrıca AHA'nın raporunda, semptomatik hastalardaki obstrüktif hastalığın değerlendirilmesinde, özellikle hastanın semptomları, yaşı, cinsiyeti düşük-orta olasılıkla hemodinamik olarak anlamlı stenozun varlığını destekliyorsa; BT koroner anjiyografinin uygun olduğunu belirtmiştir. Bununla birlikte her iki rapor da koroner BT'nin asemptomatik hastaların değerlendirilmesinde kullanımını önermemektedir (Budoff ve ark 2006).

Kardiyak BT Endikasyonları:

*Göğüs ağrısı sendromunun değerlendirilmesi

-Test öncesi KAH olasılığı varlığında, şüpheli veya nondiyagnostik EKG değişiklikleri varsa ya da efor testi için egzersiz yapamaya uygun değilse,

-Şüpheli ya da net olarak değerlendirilemeyen stres test(stres eko, egzersiz perfüzyon gibi) sonuçları varlığında.

*Akut göğüs ağrısının değerlendirilmesinde

-Test öncesi orta derecede koroner arter hastalığı olasılığı varlığında, EKG değişikliği yok ve kardiyak enzimler negatif ise.

*Koroner sirkülasyon anomalileri ana damarların, kalp boşluklarının ve kapaklarının anomalileri dahil olmak üzere kompleks konjenital kalp hastalıklarının değerlendirilmesinde.

*Yeni gelişen kalp yetmezliği olan hastalarda, etyolojiyi ortaya koymak için koroner arterlerin değerlendirilmesinde.

*Kardiyak cerrahi revaskülarizasyonun tekrarlanması gereken hastalarda cerrahi öncesinde IMA da dahil olmak üzere noninvaziv koroner arter haritalamasının yapılmasında,

*Atrial fibrilasyona yönelik invaziv radyofrekans ablasyon tedavisi uygulaması öncesinde, pulmoner ven anatomisinin değerlendirilmesinde

*Biventriküler “pacemaker”(kalp pili) yerleştirilmesi öncesinde, non invaziv kardiyak ven haritalamasının yapılmasında

*Teknik olarak MR görüntüleme ve ekokardiyografi(EKO) ile yetersiz görüntülerin elde olunduğu, kardiyak kitlesi olan hastalarda ya da perikardiyal yapıların değerlendirilmesinde kullanımını önermiştir.

Bir çok yayında bypass oklüzyonunu saptama başarısının %100 düzeylerine yaklaştığı belirtilmiştir (Schlosser ve ark 2004).Öyküsü bilinmeyen hastalarda hangi tip greft olduğu ya da hangi damara uygulandığı bilinmeyebilir. Bu durumda katater anjiyografi ile tüm greftleri bulmak ve kataterize edebilmek zorlu ve zaman kaybettirici olabilir. Bu durumda kardiyak BT anjiyografi sadece hangi greftlerin patent olduğunun göstermekle kalmayıp, katater anjiyografi öncesinde kaç adet greft olduğunu, orijinlerini ve anastamoz yerlerini gösteren bir yol haritası gibi yardımcı olabilir. Ayrıca bypass greftin uygulandığı düzeyin daha distalindeki nativ damar durumu ve bypass uygulanmamış nativ koroner damarlar hakkında da bilgi vermesi ile hastanın kliniğinin çözümlenmesine katkıda bulunur.

Stres testlerindeki anormallik ya da klinik gereklilik sebebiyle KKA gerekmesine rağmen bazı hastalar invaziv girişimi kabul etmemektedirler. Bu hastalara kardiyak BT ile ciddi koroner arter hastalığı saptandığında, hastalar invaziv kataterizasyon ve tedaviye daha gönüllü olmaktadır (Budoff ve ark 2006).

Koroner arter hastalığı bulunan hastaların tanımlanmasında iki ana kategoriden bahsedilebilir; semptomatik ve asemptomatik hastalar. Asemptomatik hastaların stres testlerinde, akımı kısıtlayan KAH nı düşündürecek güçlü kanıtlar

olmadığı sürece direk invaziv girişime yönlendirilmeleri tercih edilmez. Semptomatik hastaların ise pozitif fonksiyonel test bulguları olsun ya da olmasın KKA ile değerlendirilemeleri gerekmektedir (Budoff ve ark 2006). Bu aşamada kardiyak BT normal ya da normale yakın hastaların non invaziv bir yöntemle tanınmasına olanak sağlar. Ayrıca ciddi KAH bulunan hastaların erken dönemde, daha belirgin klinik semptomlar oluşmadan saptanma olasılığını arttırmaktadır.

Kardiyak BT, belirgin aile öyküsü olan ya da erken KAH açısından yüksek riske sahip olan hastaların henüz semptomlar ortaya çıkmadan plak varlığının değerlendirilmesine olanak tanır. Belirgin risk faktörleri bulunan hastalarda aterosklerozis önleyici tedavinin (örn:statinler) primer başlanması maliyet-etkin olmadığını ve tedaviye rağmen riskin tamamen sıfırlanmadığını belirten yayınlar mevcuttur. Hastaların plak yükünü belirlemede ve aterosklerozis önleyici ilaç kullanımını değerlendirmede kardiyak BT büyük kolaylık sağlamaktadır. KKA uygulanan hastaların %30'unun normal koronerlere sahip olduğu görülmüştür (Ethevenod ve ark 1997, Christiaens ve ark 2000). 'Normal'olarak tanımlanan hasta grubunda bile küçük de olsa AKS riski mevcuttur (Papanicolaou ve ark 1986).

Hiçbir klinisyen normal koroner arterleri bulunan bir hastaya invazif KKA uygulanmasını tercih etmez. Ancak belirgin ve belirgin olmayan koroner ateroskleroz ayırımını sadece hastanın semptomlarına dayalı olarak yapabilmek için uygun bir yol mevcut değildir. Fonksiyonel testler de %100 duyarlı ya da özgül değildir. Kardiyak BT nin en önemli yararlarından biri çok yüksek bir negatif öngörü değerine sahip olmasıdır. Bu özelliği ile hasta için daha ileri incelemeye gerek olup olmadığını belirlemede iyi bir yol göstericidir.

"Treadmill testi"nde iyi egzersiz kapasitesine sahip, normal sol ventrikül fonksiyonları olan, ancak egzersizin zirvesinde alınan EKG'de birkaç milimetrelik ST depresyonu bulunan bir hasta grubu vardır ki bu hastaları değerlendirmek her zaman sorun olmuştur. Bazılarında hastanın iyi egzersiz kapasitesine ve normal sol ventrikül fonksiyonlarına bakılarak EKG yalancı pozitif kabul edilir. Bazı hastalar için ise ciddi aile öyküsü ve çoklu risk faktörleri bulunması sebebiyle ileri inceleme olarak invaziv koroner görüntüleme yapılır. Ancak günümüzde bu olguların çoğu için KKA yerine kardiyak BT uygulanmaktadır. Hasta kardiyak BT incelemesi sonucuna göre KKA ya yönlendirilir ya da normale hasta değerlendirme algoritminden çıkarılır.

Kardiyak BT nin en önemli yararlarından biri de plağın kompozisyonu hakkında önemli bilgiler sunmasıdır. Bu bilgi unstabil koroner sendroma ya da miyokardiyal enfarkta sebep olabilecek unstabil plakları saptamada yardımcı olabilir.

1.1.1.1.1.1.1.1.1. Koroner Arter Kalsifikasyonu

Koroner kalsifikasyon hayatın erken dönemlerinde başlar. Ancak daha ileri aterosklerotik lezyonları bulunan yaşlı bireylerde daha hızlı olarak ilerler. Kemik mineralizasyonundakine benzer şekilde, hidroksiapatit yapısındaki kalsiyum fosfatın koroner arterlerde çökmesi ile oluşan ve aterosklerotik plak gelişiminin bir unsuru olan kalsifikasyon, aktif ve organize bir süreçtir. Aterosklerotik plağın varlığını dışlamasa da, kalsifikasyon sadece aterosklerotik arterlerde olur ve normal koroner arterde bulunmaz. Ama kalsifikasyon her zaman koroner arterlerdeki lüminal darlığın varlığı ve düzeyiyle korelasyon göstermez. Otopsi yapılmış kalplerin koroner arterlerindeki toplam kalsiyum alanının EBT ile değerlendirilmesi, plak varlığının ve alanının histolojik olarak tespiti ile kıyaslanmıştır (Rumberger ve ark 1995). Toplam koroner arter plak alanı ile koroner arter kalsifikasyonu arasında hem tüm kalp düzeyinde, hem de tek koroner arter düzeyinde güçlü bir lineer korelasyon mevcuttur. Ancak toplam kalsiyum alanı toplam plak alanını gerçeğe olduğundan daha az olarak tahmin etmektedir ve kalsifiye olan plakların yaklaşık beş katı sayıda kalsifiye olmayan plak bulunmaktadır.

Koroner Arter Kalsifikasyonunun EBT ile Tespiti

Dört ana koroner arterin (LMCA, LAD, LCX ve RCA) aksiyel kesitlerinin incelenmesinde, tüm traseleri boyunca kalsifiye lezyon varlığı yönünden değerlendirilir. Kana göre yüksek dansitesinden dolayı intramural kalsiyumun izlenebilir olması, tetkikin kontrast madde enjeksiyonuna gerek kalmadan EBT ile kalsiyum saptanmasına ek olarak, kalsiyum alan ve yoğunluğunun belirlenmesi de mümkündür. Görüntüler 0.25-0.50 mm² piksel boyutunda elde edilebildiğinden, çok küçük miktarlardaki kalsiyum birikimleri doğru olarak saptanabilir. Koroner arterlerdeki kalsifikasyon miktarı "Agatston" skorlaması kullanılarak hesaplanmaktadır. "Agatston" skorlamasına göre, birbirine komşu 2-3 pikselde, 1 mm²'den geniş bir alanda, BT dansitesi 130 HU'dan fazla olan lezyonlar kalsifikasyon olarak yorumlanmaktadır (Agatston ve ark 1990). İnceleyici tarafından

işaretlenen lezyonların alanı ve dansitesi cihaz yazılımı tarafından otomatik olarak ölçülmektedir. Dört ana koroner arterin her biri için kalsiyum skoru saptanarak, hasta için total kalsiyum skoru hesaplanır.

Koroner Arter Kalsifikasyonunun Kardiyak BT ile Tespiti

Kontrastsız kardiyak BT koroner kalsifikasyonu göstermede ve miktarını belirlemede oldukça sensitif bir yöntem olup tüm koroner arteriyel ağacın non-invaziv değerlendirilmesine imkân tanır. Koroner arterlerdeki kalsifikasyonların varlığı ve yayılımı ile o hastadaki kalsifik ve kalsifik olmayan toplam plak yükü hakkında bilgi verir (Schoepf ve ark 2003). Kardiyak BT, koroner arterlerde kalsifikasyonun yokluğu, atipik göğüs ağrısı bulunan kişilerde, aterosklerozun ve buna bağlı gelişen stenotik koroner arter hastalığının dışlanmasında yüksek bir negatif tahmin değerine sahiptir (Georgiou ve ark 2001).

Koroner arterlerdeki kalsiyumunun toplam miktarı önemli bir kalp olayının doğrudan bir göstergesi olarak kabul edilemez. Ancak günümüzde koroner arter kalsiyum miktarının BT ile görüntülenmesi ile ilgili görüşler asıl olarak kalsiyumun ateroskleroz patogenezindeki rolü üzerine yoğunlaşmaktadır. Sıklıkla sağlıklı, semptomsuz kişilere tarama amacı ile koroner kalsiyum skorlama yapılmaktadır. Koroner arter kalsiyumunun ölçümünde en sık kullanılan algoritma; geleneksel yarı-nicel skor olan, Agatston ve arkadaşlarının tanımladığı bir kesit değerlendirme yöntemidir (Janowitz ve ark 1991).

Kardiyak BT ile total aterosklerotik plak yükü yani koroner arterlerdeki kalsiyum miktarı belirlenerek, yaş ve cinsiyete göre hazırlanmış standart verilerle karşılaştırılır. Elde edilen sayısal skor, persantil değerini belirlemek için cinsiyet ve yaşa spesifik, hasta verileriyle karşılaştırılır. Hastaya ait risk faktörü profili; hipertansiyon, diabetes mellitus, nikotin bağımlılığı, ailesel ateroskleroz varlığı, kolesterol gibi faktörlerdir. Ayrıca hastanın yaşı, kilosu ve yapmış olduğu egzersiz sayısı kaydedilen diğer önemli parametrelerdir. Total kalsiyum yükü, bütün koroner arterlerdeki lezyonların tek tek toplamı şeklinde hesaplanır.

Agatston skoru= (KA/KK) x toplam alan x eşçarpan

KA: Kesit Aralığı, KK: Kesit Kalınlığı'dır.

Kalsiyum skoru: kalsifiye plak yükünü aynı yaştaki asemptomatik erkek veya bayanlarınki ile karşılaştıran kalsiyum persantilini belirlemek için kullanılır. Skor 0 ise bu; kalsifiye plak yükünün olmadığı, anlamlı koroner arter darlığının bulunmadığı

ve en azından gelecek 3 yıl içerisinde kardiyak bir hadise ihtimalinin çok düşük olduğunun göstergesidir. Ancak bu skor soft plak varlığını ekarte etmediği gibi KAH geçirme ihtimalini de tamamen elimine edemez. Kalsiyum persantili arttıkça KAH ihtimali de artar.

Elde edilen kalsiyum skorunun sonuçları Tablo 1.5 de gösterilmektedir:

Tablo 1.5 :Agatstson skorlarının anlamı

| Kalsiyum skoru | Kalsifiye Lezyon Varlığı | KAH Riski |
|-----------------------|--|---|
| 0 | Belirlenebilen plak yok | Oldukça düşük ,%5 in altında |
| 1-10 | Minimal belirlenebilir plak | İhtimal çok düşük ,%10 un altında |
| 11-100 | Belirli ,en azından hafif aterosklerotik plak | Hafif veya minimal koroner darlık ihtimali |
| 101-400 | Belirli en azından orta derece aterosklerotik plak | Hafif de olsa KAH riski kuvvetle muhtemel |
| 401-ve daha fazla | Yaygın aterosklerotik plak | Anlamli koroner arter darlığı ihtimali yüksek |

Kalsiyum skorlamada plak yükü ve anlamli koroner arter hastalığı ihtimali elde edilen sayısal değerin düştüğü aralığa göre şu şekilde sınıflandırılabilir:

1) 0–10 aralığında; Ateroskleroz ihtimali ekarte edilemez. Negatif veya oldukça düşük ihtimal olmasına rağmen anlamli obstrüktif hastalık için %5 veya daha az bir ihtimal bulunmaktadır.

2) 11–100 aralığında; Hafif aterosklerotik plak yükü söz konusudur ve anlamli obstrüktif hastalık ihtimalinin (%20'nin altında) düşük olması gerçeğine rağmen, ateroskleroz mevcudiyeti barizdir.

3) 101–400 aralığında; En azından orta derecede ateroskleroz varlığı ve non-obstrüktif koroner arter hastalığı için yüksek ihtimal mevcuttur.

4) 400-'den daha yüksek skorlarda; İleri derecede aterosklerotik plak mevcuttur. En az bir damarda obstrüktif koroner arter stenozu olma ihtimali ve kardiyovasküler hastalık riski yüksektir.

1.1.1.1.1.1.1.1.1 Tanısal Görüntülemede Radyasyon

Son yıllarda gelişen çok kesitli BT teknolojisi ile kalbin görüntülenmesi ve koroner anjiyografide sürekli yeni açılımlar meydana gelmiştir. Hastanın uzun eksenli boyunca çok sayıda dedektör dizini olması, X-ışın kolimasyonunun genişletilebilmesi, masa hızının artırılabilmesi ve gantri hızının düşürülmesi son teknoloji BT cihazlarının önemli avantajlarıdır. Böylece rotasyon süresinin azalması, daha geniş bir alanın daha kısa bir sürede taranmasına imkan vermiş ve hareket artefaktlarını minimale indirmiştir. Rotasyon süresindeki bu kısaltmalar ve anjiyografi çalışmalarının yaygınlaşması, gerekli X-ışını miktarının artmasına ve bu konuyla ilgili radyasyon doz tartışmalarının alevlenmesine neden olmuştur.

X-ışını fotonları tarafından hasta vücudunda meydana getirilen iyonizasyon, radyasyon maruziyeti olarak tanımlanır. Üretilen fotonların sayısı, tüpün voltajına ve ışınlama süresi boyunca anoda çarpan elektron miktarı yani miliamper değerine bağlıdır. Foton atenuasyonu hastanın vücut hacmine ve kesit kalınlığına bağlı olarak değişir. Bu yüzden kilolu hastalarda, kesit incilmesi yapıldığında görüntü gürültüsünü azaltmak için tüpten çıkan foton sayısı artırılmalıdır. Aksi halde dedektör üzerine düşen foton sayısı azalacak ve görüntü kalitesi bozulacaktır. Bu durum kV ve mAs'ın artması ile sağlanır ki bu da hastanın aldığı dozu artırır .

Radyasyonun biyolojik etkileri

Günümüzde maruz kaldığımız radyasyonun en önemli kaynağı doğal radyasyon olup bunun da en büyük yüzdesini radon gazı oluşturmaktadır. Değişik kaynaklardan yayılan iyonizan radyasyonun insan sağlığına ciddi zararlar oluşturabileceğinin anlaşılması üzerine radyasyondan korunmak amacıyla Uluslararası Radyasyondan Korunma Komitesi oluşturulmuştur. 1928 yılında faaliyete geçen bu komite, 1950 yılında Radyolojik Korunma Uluslararası Komisyon (ICRP) adı altında yeniden şekillendirilerek günümüze kadar gelmiştir. Bu komisyonun yaptığı çalışmalar sonucunda teşhis ve tedavi amaçlı radyasyonun deterministik ve sitokastik etkilere yol çatığı, bu türden zararlı etkilerin oluşması için kısa veya uzun süreli bir latent periyot geçmesi gerektiği belirtilmiştir. Ayrıca radyasyonun, vücudun her doku veya organı üzerinde farklı tesirler yarattığı ve radyasyonun zararlı etkilerinin vücudun tümü veya bir bölümünün ışınlanmasına göre de değişkenlik gösterdiği ifade edilmiştir (Oyar ve ark 2003).

Radyasyonun Hücre Üzerine Etkileri

İyonize radyasyon, enerjisini canlı hücre ve dokulara aktararak hücre etkileşiminden biyolojik hasarın önlenmesine dek birbirini takip eden fiziksel (elektriksel), fiziko-kimyasal, kimyasal ve biyolojik olayları başlatır.

Fiziksel (elektriksel) etkileşimde 10^{-3} ile 10^{13} sn gibi çok kısa bir zaman süreci içinde enerjisini hücreye aktararak hücrede uyarılma ve radyasyonun çarptığı atomlarda iyonlaşma oluşturur. Fizikokimyasal olayda aynı sürede fiziksel olay ile ortaya çıkan primer ürünler hücre içerisinde, moleküler parçalanmaya neden olan aktif radikalleri oluşturur. Kimyasal olayda ise meydana gelen aktif radikaller saniyeler veya saatler ile ifade edilebilecek sürelerde hem kendi aralarında, hem de önceden etkileşime girmemiş moleküller arasında kimyasal reaksiyonlara girerek biyomoleküler bozukluklara neden olurlar.

Biyolojik olayda radyasyon, oluşan radikallerin etkisiyle biyolojik moleküllerde hasara yol açabildiği gibi enerjisini direkt olarak biyolojik moleküle ileterek de zarar verebilir. Radyasyonun, direkt olarak hedef moleküle etki ederek oluşturduğu hasara radyasyonun doğrudan (direkt) etkisi, bir dizi biyolojik olay sonucunda gelişen radikaller aracılığıyla oluşturduğu etkiye radyasyonun dolaylı (indirekt) etkisi adı verilir .

Radyasyonun hücrede oluşturduğu etkiler ve biyolojik değişiklikler saniyeler ile ifade edilen sürelerden 20-30 yıla varan zaman aralığında gelişebilir. Bu etkiler; hücresel hareketlerde yavaşlama veya durma, büyümede gecikme veya durma, hücresel metabolizmada ve hücrenin bölünmesinde (mitoz çoğalmasında) anormalliklerdir .

İnsan vücudundaki dokuların radyasyondan etkilenimleri farklı olup, radyasyona karşı duyarlılıkları bakımından dokuları, radyosensitif (duyarlı), radyoresponsif (radyasyona cevap verebilen) ve radyorezistif (dirençli) olmak üzere üçe ayırmak mümkündür. Genellikle çoğalma yeteneği yüksek hücrelerde duyarlılık fazladır. Anne karnındaki bebek, gelişme ve çoğalma fazında radyasyona en hassas dönemindedir. İnsanda da özellikle kan hücreleri, lenf dokusu, üreme hücreleri, saç ve kıl hücreleri gibi devamlı çoğalan ve yenilenen dokular radyasyona en duyarlı kısımlardır. Sindirim sistemi epiteli, deri gibi dokular radyasyona cevap verebilirken; kas, kemik ve sinir dokuları ise radyasyona karşı dirençli vücut dokularına örnektir.

Radyasyonun biyolojik dokular üzerindeki etkileri somatik (bedensel) ve genetik etkiler olmak üzere başlıca iki gruba ayrılmaktadır. Biyolojik etkiler,

radasyona maruz kalan kişide, hayatı boyunca ortaya çıkabilecek gözlenebilir bir etki meydana getiriyorsa buna radyasyonun somatik ya da bedensel etkileri adı verilir. Somatik etkiler radyasyonun erken ve geç dönem etkileri olmak üzere kendi içinde de ikiye ayrılabilir. Somatik geç dönem etkiler ile genetik etkiler birlikte sitokastik etkiler olarak adlandırılır

Radyasyonun Erken Dönem Etkileri

Belirtileri, radyasyon alımını takiben eden günler hatta saatler içerisinde ortaya çıkan etkilerdir. Bunlar arasında en erken tanımlananlar kanın şekilli elemanları ile üreme hücrelerinde görülen ve radyasyon alımını takip eden saatler içerisinde ortaya çıkan değişikliklerdir. Işınlamanın erken etkisi olarak, kanın şekilli elemanlarından lökositlerde azalma tespit edilirken, periferik yaymada lenfositlerde oranca artış, granüositlerde ise azalma dikkati çekmektedir. Ancak bu tür bir hematolojik depresyonun saptanabilmesi için asgari 25 rem (0.25 Sv) tüm vücut ışınlanması gerekmektedir. Eritrositlerdeki azalma ise lökositlere oranla daha sonra ortaya çıkmakta ve tespit edildiğinde radyasyon hasarının daha ağır olduğunu kanıtlamaktadır.

Uzun zaman zarfında alınan küçük dozlardaki radyasyon, insanda kısa dönemde bir rahatsızlık tablosu veya hastalık belirtisi yaratmazken ani ve yüksek doz ışınlama sonrasında alınan radyasyon, ışınlanan vücut parçası ile ilişkili olarak bir dizi rahatsızlık ve hatta ölümlü sonuçlanan tablolar doğurmaktadır. Ani doz kavramı Türkiye Radyasyon Güvenliği Yönetmeliği'nde bir kişinin 50 mSv'den fazla ani bir vücut dozu alması şeklinde tanımlanmaktadır. Hafif radyasyon hasarı olarak da nitelendirilen bu düzeydeki doz alımının radyasyon güvenliği ulusal merkezine bildirilmesi zorunludur.

Radyasyonun Geç Dönem Etkileri

Radyasyonun geç dönem ya da gecikmiş etkileri, ışınlamadan aylar hatta yıllar sonra ortaya çıkan ve çoğu kez ölümcül olan bir dizi hastalık ve antiteyi kapsamaktadır. Uzun süreli ve az miktarlarda daimi radyasyona maruz kalınması da benzer etkileri ortaya çıkarabilmektedir. Radyasyonun geç etkilerinin başında kısırlık ve katarakt gelmektedir. Radyasyonun 'deterministik etkilerinden' olan kısırlık ve katarakt, canlı dokulardaki hücre ölümünün sonucunda ortaya çıkmaktadır. Radyasyonun deterministik etkilerinin gelişiminde, maruz kalınan radyasyon miktarı önemli olup alınan doz arttıkça oluşacak hücre hasarı da bununla paralel olarak artmaktadır.

Radyasyonun gecikmiş dönem etkilerinin arasında doğal yaşam süresinin kısalması, kromozom aberasyonları ve kalıtsal etkiler, kan yapıcı organlarda depresyon etkisi ile gelişen lösemi başta olmak üzere tiroid, meme, gastrointestinal sistem ve akciğer gibi bir çok organda artan kanser riski gelmektedir. Bu türden sonuçlar radyasyonun sitokastik etkileri olarak ifade edilmekte, görülme olasılığı soğurulan doz ile artarken, şiddeti dozdan bağımsız olarak gerçekleşmektedir.

‘Sitokastik etkiler’ düşük seviyeli ışınlarda bile görülebilen radyasyon hasarı olarak ifade edilmektedir. Belirtilen sonuçların ortaya çıkması bakımından mutlak güvenli sayılabilecek bir eşik dozu bulunmamakta ve hücrelerin deformasyonunu takip eden belirli bir latent periyot sonrasında kanser ve kalıtsal hasarların oluşma riski gündeme gelmektedir.

Radyasyonun canlı dokular üzerindeki etkileri, sadece o canlının yaşamı sırasında ortaya çıkan bulgular ve değişikliklerle sınırlı olmayıp radyasyona maruz kalan kişinin gelecekteki nesillerinde de görülmektedir. Normal yaşam boyunca da görülebilecek kromozom ve gen yapılarındaki bu doğal kimyasal değişiklikler, iyonlaştırıcı ışınların etkisi ile daha hızla gerçekleşmektedir. Kromozomlarda çeşitli nedenlerle ortaya çıkan kimyasal ve yapısal değişiklikleri ifade eden ve adına mutasyon denilen bu olay cinsiyet hücrelerinde olduğu gibi somatik hücrelerde de gerçekleşebilir. Ancak cinsiyet hücrelerindeki mutasyonlar somatik hücrelerdeki mutasyonlarda olduğu gibi ferdi kalmayıp kendisinden sonra gelen nesillere aktarılacağından önemi daha da büyüktür. Sonuç olarak, radyasyonun geç dönem etkilerine yol açacak eşik doz sınırı verilememesine rağmen sitokastik etkilerin, alınan radyasyon miktarı ile orantılı bir şekilde artacağı varsayılmaktadır. Alınan doz ne kadar düşük seviyede tutulursa, radyasyonun kötü etkilerinin ortaya çıkma şansı da o derecede azaltılmış olacaktır.

Radyasyon Doz Ölçümü

İyonizan radyasyon ölçümünde bir çok metod kullanımda olmakla birlikte kardiyak BT’de en çok kullanılan “etkin doz”(ED) dur. ED kardiyak BT de alınan parsiyel vücut dozu ile aynı sitokastik riski oluşturabilecek tüm vücut dozudur. Radyasyon duyarlılıklarına göre her organın absorbe ettiği dozun toplamı ile hesaplanır. Ölçüm birimi sievert (Sv) ya da milisievert (mSv)’tir. ED vücuttaki her organın absorbe ettiği dozun organ radyasyon duyarlılığı ile çarpımının belirlenmesini gerektirdiği için vücuttaki radyasyon dağılımının saptanması gerekmektedir. Kardiyak BT’de

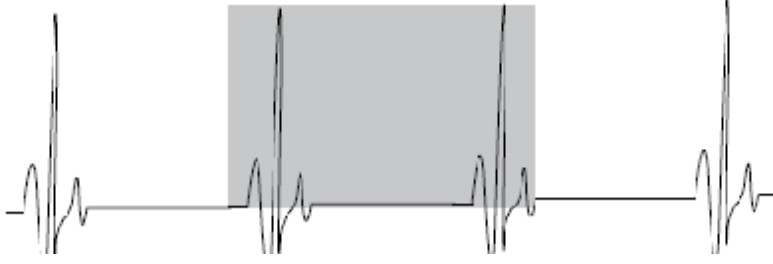
ciltte en yüksek ve santral kesimde daha düşük olmak üzere belirgin derecede asimetric bir doz dağılımı söz konusudur. Bu da her hastada gerçek ED hesaplanmasını zorlaştırmaktadır. Bunun yerine daha basit bir hesaplama kullanılmaktadır. Üretici firmalar baş ve vücut fantomlarında yaptıkları ölçümlerden elde ettikleri doz verisini kullanarak her BT modeli için uygun olan her tüp voltajı (kVp), tüp akımı (mA) ve rotasyon süresi için BT doz indeksi belirlemişlerdir. Daha sonra seçilen pitch değeri dahil edilerek CTDIvol adı verilen bir doz endeksi oluşturulmuştur. Tarama süresi topogram ile belirlendikten sonra uygun CTDIvol hastada taranan gerçek uzunluk ile birleştirilerek dose-length product (DLP) hesaplanır. Alınan radyasyon dozu hastada taranan uzunluk ile doğrusal bir ilişki içinde olduğundan fazla radyasyon dozundan sakınmak için sadece klinik açıdan uygun olan hacim görüntülenmelidir.

DLP çekim süresinde hastanın almış olduğu radyasyon dozunun bir ölçümüdür. Her BT çekimi için tahmini etkin doz DLP değerinin normalize edilmiş etkin doz katsayıları ile çarpımından elde edilir. Bu katsayılar ışına maruz kalan vücut bölümünün organ radyasyon duyarlılıklarına göre hesaplanır.

1.1.1.1.1.1.1.1.1.1.Kardiyak BT Radyasyon Dozu Azaltma Yöntemleri

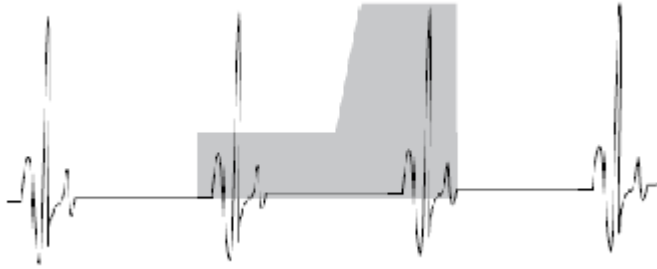
A)EKG-kontrollü tüp akım modülasyonu

Radyasyon dozunun azaltılmasında kullanılan en etkin yaklaşımlardan biri tüp akımının EKG sinyaline göre ayarlandığı EKG-kontrollü tüp akım modülasyonu yöntemidir. Kardiyak BT retrospektif EKG-tetiklemeli teknikte tek nefes tutumluk sürede helikal şekilde tüm kalp siklusunda hacim verisi elde edilir (Şekil). Bu, sistolik ve diyastolik kalp sikluslarında volumetrik veri elde edilmesini ve görüntülerin diyastolik fazda rekonstrükte edilerek en az düzeyde hareket artefaktlı görüntü elde edilmesini sağlar.



Şekil 1.21: ÇKBTA’de retrospektif EKG-tetiklemeli yöntemde tüp akım modülasyonu uygulanmadığında X-ışını tüm kalp döngüsü boyunca açıktır.

Volumetrik verinin görüntü rekonstrüksiyonu kalp döngüsünün belirli bir bölümünde (sistol sonu ya da diyastol ortası) yapılmaktadır. Böylece verinin tamamı tanısal amaçla kullanılmamakta ancak hasta tüm kalp döngüsü boyunca X-ışınına maruz kalmaktadır. Bu da farklı kardiyak fazlarda tüp akımının uygulanarak rekonstrüksiyon penceresi boyunca koroner arterlerin yüksek tanısal kalitede görüntülerinin ve kalp döngüsünün diğer fazlarında da kalp boşluklarının ve kapakçıkların yüksek gürültülü düşük kaliteli görüntülerinin elde edilebileceğine işaret etmektedir (Şekil) EKG-kontrollü tüp akım modülasyonu ile sistol fazında uygulanan radyasyon dozunda %30-50 oranında azalma olduğu bildirilmiştir.



Şekil 1.22: Tüp akım modülasyonunun uygulandığı retrospektif EKG tetiklemeli yöntem. Normal tüp akımı yalnız görüntü rekonstrüksiyonunun yapıldığı geç diyastolik fazda uygulanırken sistolik fazda tüp akımı azaltılır.

B)Otomatik Ekspozur Kontrol (OEK)

OEK tüp akımını incelenecek vücut bölgesinin anatomik geometrisine göre x,y düzleminde (angular modülasyon) ya da tarama doğrultusunda (z-aks modülasyon) ya da her ikisinde birden (kombine modülasyon) otomatik olarak tüp akımını ayarlayarak sağlar. Bu sayede radyasyon dozunu azaltırken tanısal kalitede görüntü elde edilmesini sağlar .

C)Tüp voltajının ayarlanması

Radyasyon dozu kVp'un karesi ile doğru orantılı olarak değiştiğinden tüp voltajının düşürülmesi klinik pratikte radyasyon dozunu azaltmak için yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Tüp voltajındaki değişikliğin hastanın vücut-kütle endeksi (BMI) ile korole olmasına dikkat edilmelidir. Tüp voltajının 120'den 100 kVp'a düşürülmesi hastanın BMI'i 25 kg/m² 'den düşük olduğunda uygulanmalıdır. Tüp voltajının 80 kVp'a düşürülmesi çocuklarda ve BMI'i 20 kg/m²'den düşük olan genç hastalarda uygulanmalıdır. Normal kilolu hastalarda tüp voltajını 80 kVp'a düşürerek görüntü kalitesini bozmadan radyasyon dozunun %80 oranda azaltılabildiği bildirilmiştir (Alkadhi ve ark 2008).

D)Yüksek pitch değeri

Pitch değerinin radyasyon dozu ile ters orantılı olduğu iyi bilinmektedir. Yüksek pitch değeri görüntü kalitesini etkilemeden radyasyon dozunu azaltmak amacıyla kardiyak BT de önerilmektedir. Bununla birlikte kardiyak BT için kalp döngüsünün her fazında boşluk bırakmadan hacim verisi elde edebilmek amacıyla rutinde çok düşük pitch değerleri (0.2-0.4) kullanılmaktadır. Bunun sonucunda çok sayıda üst üste gelen bölgeler olmakta ve radyasyon dozu da artmaktadır. Pitch değerinin artırılması 2 adet 128 dedektörün bulunduğu 2.jenerasyon çift-tüplü cihazların geliştirilmesi ile mümkün olmuştur. DSCT ile 3.4 gibi yüksek pitch değerleri ile çok düşük radyasyon dozlarında kardiyak BT görüntüleme imkanı doğmuştur. Yüksek pitch değeri geniş dedektör kapsamı ile birleştiğinde daha önceleri 5-10 sn olan tetkik süresini saniyenin ¼'üne düşürerek tek kalp atım süresinde tüm kalbin taranması mümkün olmuştur. 3.4 gibi yüksek pitch değerinin kullanıldığı DSCT ile koroner arter segmentlerinin %90'dan fazlası 1 mSv'ten daha düşük radyasyon dozu ile değerlendirilebilir hale gelmiştir (Leschka ve ark 2008). 75 ms'lik temporal çözünürlüğe sahip yeni tarama yöntemi düşük radyasyon dozu ve yüksek görüntü kalitesiyle KKA'ya alternatif bir yöntem olarak ilgi çekmektedir.

E)Prospektif EKG tetikleme

EKG sinyaline bağlı olarak X-ışını tüpü sadece seçilen kalp fazında döndürülerek veri elde edilir R-R siklusunun diğer fazlarında ise kapatılır. Bu aynı zamanda sekansiyel ya da step-and-shoot tekniği olarak da adlandırılır. Pitch değeri ise 1.0'dır. En büyük avantajı tüm kalp döngüsü yerine sadece belirlenen kalp fazında X-ışını maruziyeti söz konusu olduğundan radyasyon dozunun düşük

olmasıdır. Prospektif EKG-tetikleme ile ilgili yapılan çalışmalar retrospektif sistem ile kıyaslandığında dozda %90'lara varan azalma elde edildiğini göstermiştir (Pontone ve ark 2008)

1.1.1.1.1.1.1.1.1.1.Rekonstrüksiyon Oluşturulması

Tüm olgularda aksiyel plandaki kaynak görüntülerin tamamının değerlendirilmesi mutlaka gereklidir. Bununla birlikte özel bilgisayar yazılımları ile 'multiplanar reformasyon (MPR)', 'Surface shaded display (SSD)', 'maximum intensity projection (MIP)' veya 'volume rendering tekniği (VRT)' yöntemleri ile iki veya üç boyutlu, değişik planlarda görüntüler oluşturulabilir.

Multiplanar reformasyon (MPR): MPR'da damarlar, koronal, sagittal ya da bu iki plana göre değişik açılardaki planlarda, kesitsel olarak gösterilir. Reformat planının dışındaki damar ve yapılar vizüalize edilmez.

Maximum Intensity Projection (MIP): MIP yönteminde incelenen volüme giren en parlak vokseller seçilerek görüntü oluşturulur. MIP'te belirli volüm içerisinde farklı lokalizasyondaki voksellerden tek bir düzlemde iki boyutlu görüntüler elde edilir. Ancak derinlik bilgisi kaybolur. Eşik değerlerine bağımlı olmaması ve görüntülerin kolay oluşturulması gibi avantajları olup çalışma istasyonunda ince kesitlerle farklı planlarda interaktif olarak değerlendirme açısından oldukça yararlıdır. Damar duvarındaki kalsifikasyonu lümendeki kontrast maddeden en iyi ayıran tekniktir.

Surface Shaded Display (SSD): SSD yönteminde eşik değerleri seçilerek belirli atenüasyona sahip voksellerden bilgi elde edilir. Elde edilen hacim bilgisi yüzey bilgisine çevrilerek objelerin üç boyutlu yüzey görüntüleri oluşturulur. Bu yöntem en az kullanılan yöntemdir. Küçük çaplı damarların görüntülenmesinde yalancı stnoz ve oklüzyon gibi durumlar ortaya çıkabilir. Yani eşik değere göre görüntü değişir.

Volume Rendering Tekniği (VRT): VRT'de ham verilerdeki tüm bilgiler kullanılır. VRT en iyi şekilde SSD ile kıyaslanarak anlaşılabilir. SSD seçilen eşik aralığında objeye ait tüm BT sayılarının maksimum opasiteye sahip olup aralığın dışında kalan BT sayılarının 0 opasite ile ifade edildiği ve imaja katıldığı bir süreçtir. BT aralığı içindeki tüm vokseller maksimum opasiteye sahip olduğundan SSD'de sadece obje yüzeyi resmedilir. VRT'nde ise opasite değerleri sürekli olup %0-%100 arasında değişebilir. Bu yöntemde değişik dansite değerlerine sahip yapılara farklı renk kodları verilerek birbirlerinden farklı dokular farklı renklerde görüntülenebilir. BT

anjiyografide renk kodlu VRT ile damar lümenini ve kalsifikasyonları farklı renklerde kodlayarak kalsifiye plakların lokalize edilmesini kolaylaştırır. Renk kodlama ayrıca arteriyel-venöz damarların ve farklı kontrast tutan organların ayrımını sağlar. Oluşturulan 3 boyutlu görüntüler sayesinde vasküler yapıların birbiri ile ilişkisi daha iyi değerlendirilir. Suboptimal opasite ayarları imaj artefaktlarına sebep olabilese de VRT, SSD'e kıyasla yalancı-stenoz veya yalancı-okklüzyonlara daha az hassastır. Bununla birlikte VRT data volümdeki tüm bilgiyi göstermez fakat tüm 3D çevirim teknikleri gibi taranan objenin BT attenuasyonu ve izlemciye göre pozisyonuna göre seçici olarak kısmen gösterimini yapar (Gerber ve ark 2005).

2. GEREÇ VE YÖNTEMLER

Hasta Seçimi

Selçuk Üniversitesi Klinik Araştırmalar etik kurulu onayı alındıktan sonra şubat 2013-Aralık 2013 tarihleri arasında, bilinen KAH olan ya da KAH şüphesi bulunan ve koroner arter darlığı, stent ve by-pass greft lümen patensi değerlendirmesi gibi çeşitli nedenlerle kliniğimize refere edilmiş ve kardiyak BT çekilmiş olan 110 hasta retrospektif olarak tarandı. Bu hasta grubundan literatürdeki kardiyak BT kısıtlılıklarından sayılan by-pass ve stent öyküsü varlığı, kontrolsüz aritmi veya nabzın 70 in altında olmaması , morbid obezite nedeniyle hiçbir hasta çalışma dışı bırakılmadı. ‘Spiral rutin’(Retrospektif tetiklemeli) tekniği veya ‘flash spiral’(prospektif tetiklemeli) tekniğinin kullanıldığı 110 hasta çalışmaya dahil edildi.

Hasta Hazırlığı

Tüm hastaların 6 saatlik açlık ile tetkike gelmeleri istendi(Kontrast allerjisine bağlı gelişebilecek kusma esnasında aspirasyonu önlemek için).

- Hasta geldiğinde o anki tansiyonu ölçülerek değerlendirildi.
- Hastanın damar yolu, çekim odasına alınmadan önce antekübital venden tercihen 16 Gauge(G) branül(gri renkli) ya da 18 G branül(yeşil renkli) ile antekübital bölgeden venöz damar yolu açıldı. Damar yolunun çekim masasında kanüle edilmesi, hastada muhtemel strese ve nabzın artmasına neden olabilir.
- EKG elektrotları kas artefaktlarını önlemek için kemik çıkıntılar üzerine yerleştirmeye özen gösterildi.

Çekim Masasındaki Hazırlıklar

Bir müddet bekleyen ve dinlenen hastalar BT odasına alınırken hastanın rahatlamasını sağlamak ve özellikle kalp hızı gibi anksiyete ile ilişkili semptomları azaltmak için çekim hakkında bilgiler verildi.

Çekim öncesinde, hastalara yaklaşık 15 saniye nefes tutabilecek seviyeye gelinceye kadar nefes tutma egzersizleri yaptırıldı.

Görüntülemenin başarılı olması için, kalp atım hızının yavaş ve düzenli olması, nefes tutma ve çekim süresinin kısa olması, uzaysal ve temporal çözünürlüğün yüksek olması gerekmektedir. Görüntülemeye geçilmeden önce

hastanın kalp hızı belirlenmelidir. Nefes tutma esnasında oluşan valsalva manevrası genelde nabızı 5-10 atım düşürebilir. Ancak bazı hastalar da nefes tutulduğunda refleks olarak kalp atışında hızlanma olduğu akılda tutulmalıdır.

Tetkik öncesinde aydınlatılmış onam formu doldurtularak onayları alındıktan sonra şikayetlerinin, boy, kilo, kardiyovasküler risk faktörleri, tıbbi ve aile öyküleri gibi bilgilerin sorgulandığı bir bilgi formu doldurmaları istendi. Bu formdan elde edilen bilgiler çalışmamızda kullanıldı.

Kalp hızını kontrol altında tutabilmek için 64 kesit ve daha eski sistemlerde uygulanan beta-blokerler özellikle uygulanmadı. Dolayısıyla eski yöntemlerde beta-bloker kontrendikasyonu olan astım, KOAH ve bradikardi gibi durumlar kontrendikasyon olarak kabul edilmedi. Yine eski yöntemlerde değerlendirilemeyen aritmik ya da taşikardik hastalar çekim için sorun teşkil etmedi.

Hasta supin pozisyonunda masaya yatırıldı. İki yönlü topogram elde olunması ardından toraks giriminden kalbin bitimine kadar kranio-kaudal yönde olacak şekilde inceleme alanı seçildi.

Tüm hastalara işlem öncesinde kalsiyum skorlama yapıldı. İş istasyonunda yapılan değerlendirmede dansitesi 130 HU üzeri ve 2mm² den geniş alanlar koroner kalsifikasyon olarak kabul edilerek işaretlendi ve her hasta için Agatston skoru ölçüldü. Bu hastalardan tanesinde işlem öncesinde yapılan kalsiyum skorlamada her üç damarda da var olan, darlık yönünden değerlendirmeye izin vermeyecek düzeylerde, toplamda 800 ve üzeri Agatston skoru ölçüldüğünden kontrastlı tetkike geçilmemiş ve bu aşamada tetkike son verilmiştir.

Çekim masasındaki son aşamada koroner arterleri genişletmek amacıyla 5-10 mg izosorbit dinitrat (Isordil®) verildi. Hipotansiyon gibi kontrendikasyonu olmayan tüm hastalara ilacı dilaltından uyguladık. Nitratların, bazen refleks taşikardiye yol açarak nabızı artırabileceği unutulmamalıdır. Bu ilaçların son 24 saat içinde sildenafil içeren ilaç (viagra®) alımı durumunda ciddi hipotansiyon gibi yan etkilere yol açması sebebiyle uygulama öncesi bu kullanım da sorgulanmalıdır. Çalışmamızda hiçbir hastada dilaltı nitrat uygulamasına bağlı refleks taşikardi izlenmedi.

BT Görüntüleme:

BT anjiyografi tetkiki merkezimizde bulunan Tetkikler 95° açı ile yerleşmiş iki adet X-ışını tüpü ve 128 kanallı iki dedektör sırası bulunan çift-tüplü BT cihazı (Definition Flash, Siemens Healthcare Forschungheim, Germany) ile gerçekleştirildi.

Tarama alanının belirlenmesi amacıyla topogram görüntü alınmasını takiben, "bolus tracking" programı için aort kökü düzeyi esas alınarak, topogram üzerinden tek kesitlik bir görüntü alındı. Aort lümeni manuel olarak işaretlendi.

Karina düzeyi ile kalbin diafragmatik yüzü arasındaki alan tarama alanı olarak belirlendi. Senkronize EKG kaydı yapılarak değişik miktarlarda, ml de 400 mg iyot içeren non-iyonik kontrast madde (Iomeron®, Bracco, İtalya) otomatik enjektör sistemi kullanılarak 4-5 ml/sn hızıyla verildi. "Bolus tracking" tekniği ile aort lümeninin işaretlenmiş olduğu tek kesitten yinelenen görüntüler alınırken, öngörülen kontrastlanma düzeyine erişildiğinde, tarama cihaz tarafından otomatik olarak devreye giren bir programla (Sure Start ®) başlatıldı ve tek bir nefes tutma zamanı içerisinde tamamlandı.

Kontrastı takiben 40 ml NaCl 4.2 ml/sn hızla otomatik enjektör ile verilerek çekim yapıldı. Kontrast maddenin hemen ardından verilen serum fizyolojik sayesinde sağ ana koroner arter kontrast madde ile dolu iken, sağ ventrikül faza bağlı olarak serum fizyolojik ile dolun göstermektedir. Sola oranla daha ince duvara sahip olan sağ ventrikülün yoğun kontrast madde ile dolması, sağ ana koroner arterde artefaktlara neden olabilir. Bu gibi istemeyen durumlarla karşılaşmamak için kontrast madde enjeksiyonunun hemen ardından otomatik enjektörle serum fizyolojik infüzyonu verip kontrast maddenin sadece sol kalpte yoğunlaşarak sağ atrium ve ventrikülün serum fizyolojik ile dolun gösterdiği ana kadar geçen bekleme süresinden sonra veri toplama işlemine geçildi. Bu şekilde aynı zamanda superior vena cava ve sağ atriumdaki dens kontrast madde nedeniyle oluşan streak artefaktlarının oluşumu da önlenmiş oldu.

Hiçbir hastada dikkate değer komplikasyon gelişmeden, tetkikler başarılı bir şekilde tamamlandı.

Koroner BTA verileri çift-tüplü BT cihazı için özellikle geliştirilmiş olan prospektif EKG-tetiklemeli yüksek pitch'li spiral yöntem (Flash Spiral) ve retrospektif (Spiral Rutin) yöntem kullanılarak elde edildi. Hastaların kilo ve boylarına uygun olarak tüp voltajı 100-120 kV ve tüp akımı ise 320-370 mAs olarak değişen değerlerde uygulandı. Pitch değeri ise 3,2 idi. Görüntü, EKG eşliğinde prospektif tetikleme ile R-R aralığının %60'lık diliminde başlanarak elde edildi. Görüntü rekonstrüksiyonu için görüntü merkezinde 75 msn temporal çözünürlük sağlayan yarım tarama rekonstrüksiyon algoritması kullanıldı. Buna göre en üstteki kesitsel görüntü penceresi için veri R-R aralığının %60'lık noktasında elde edilmeye

başlanırken ardından gelen diğer kesitler 220-290 msn pencerelerinde elde edildi. Rekonstrükte görüntülerin kesit kalınlığı 0,6 mm, slice increment 0,3 mm idi ve orta keskinlikte rekonstrüksiyon kerneli (B26f) kullanıldı.

Retrospektir yöntemde kalp hızı ve EKG trasesi segmental rekonstraksiyon için kaydedildi. En az hareketin olduğu yüzdelik dilimi bulmak için, %40–90 arasında %10‘luk artışlarla koroner arterlerin ilk birkaç santimetresini içeren küçük rekonstrüksiyon görüntüleri oluşturuldu. Daha sonra bunlardan en iyi birkaçı seçilerek kalbin tamamına yönelik o yüzde değerinde, yeniden rekonstrüksiyon yapılarak rapor edilecek görüntüler hazırlandı. Her bir koroner arterin en az artefaktlı olduğu aksiyel görüntüler ile MPR, MIP ve VRT yöntemleriyle elde edilen rekonstrüksiyon görüntüleri üzerinde değerlendirmeler yapıldı.

Çalışmamızda RCA için daha çok EKG trasesinde %40-50‘e karşılık gelen, LAD ve LCX için ise daha çok %60-75‘e karşılık gelen rekonstrüksiyon yüzdeleri kullanıldı.

Hastalar cinsiyetlerine göre erkek ve kadın olarak iki gruba ayrıldı. Vücut-kütle endekslerine (BMI) göre ise BMI 20-24 olanlar normal, 25-29 olanlar kilolu, 30 ve üzeri olanlar ise obez olarak gruplandırıldı. Çalışmaya dahil edilen hastalar tetkik sırasında BT cihazının belirlemiş olduğu kalp hızlarına göre <60, 60-75, >75 olmak üzere 3 gruba ayrıldı.

Değerlendirme için hastalara ait veriler off-line çalışma istasyonuna (Siemens,Via) aktarıldı. Koroner arter segmental sınıflamasında 17 segmentli modifiye AHA sınıflandırması esas alındı. Tetkik neticesinde değerlendirilen toplam koroner arter segment sayısı, ve koroner arteryel dominans sayı ve yüzde olarak hesaplandı.Koroner arterlerin segment segment görüntü kalitesi değerlendirildi. Değerlendirmede dört-puan skalası kullanıldı:

1=artefaktsız,

2=hafif artefaktlı ancak tamamen değerlendirilebilir,

3=artefaktlı ancak stenoz varlığı açısından değerlendirilebilir ölçüde

4=değerlendirilemez

Segment başına bir adet görüntü kalite puanı verildi. Bu puanlamaya ek olarak olmayan koroner arter segmentlerine ‘0’ puan verildi.Ayrıca segment puanlarının ortalaması alınarak her hastanın kardiyak BT tetkiki için bir kalite puanı oluşturuldu. Ardından farklı kalp hızlarına sahip hasta grupları arasında koroner arterlerin görüntü kalitesi açısından bir farklılık olup olmadığı değerlendirildi.

Radyasyon dozu BT çekim protokolünde bulunan dose-length product (DLP) temel alınarak belirlendi. Etkin doz DLP değeri üzerinden yetişkinler için dönüşüm faktörü olan 0,014 ile çarpılarak elde edildi. Ardından hastaların aldıkları radyasyon dozları açısından cinsiyetler arasında farklılık olup olmadığı ve hastaların BMI'leri ile aldıkları radyasyon dozları arasındaki ilişki ve prospektif-retrospektif yöntemler arasında radyasyon dozları değerlendirildi.

Son olarak koroner BTA tetkiki neticesinde koroner arter segmentlerinden en az birinde orta ve ileri darlık saptanması sonucu BTA'yi takiben iki hafta içerisinde KKA yapılan 20 hastanın koroner BTA ve KKA sonuçları konvansiyonel anjiyografi altın standart kabul edilerek karşılaştırıldı. Darlık sınıflamasında kardiyak BT ve KKA için aynı sınıflama kullanıldı. Buna göre <%50 luminal darlık, hafif; %50-74 darlık orta, %75-99 darlık ise ileri darlık olarak nitelendirildi. Ayrıca >%50 darlık ise belirgin derecede darlık olarak sınıflandırıldı.

İstatistiksel Analiz

Yaş, cinsiyet, boy, kilo, kalp hızı BMI, koroner arter risk faktörleri gibi kategorik değişkenler sayı ve yüzde (%) olarak değerlendirildi.

Verilerin normal dağılıp dağılmadığını göstermek için one kolmogrov smirnov testi yapıldı ve değerlerin normal dağılım gösterdiği bulundu. Bu sebeple istatistiksel analizler yapılırken parametrik testler kullanılmıştır.

Tek örneklem kolmogorov simirnov testi ile homojenite testi yapılmış ve tüm gruplarda verilerin normal dağılım gösterdiği bulunmuştur.

Cinsiyetler arasında doz açısından fark olup olmadığı bağımsız örneklem t testi ile değerlendirildi.

BMI ile doz arasındaki ilişki Tek yönlü ANOVA testi ile değerlendirildi. Çoklu karşılaştırmalar post hock Tukey testi ile yapıldı. Benzer şekilde hastaların kalp hızları ile görüntü kalitesi arasındaki ilişki Tek yönlü ANOVA testi ile değerlendirildi. Çoklu karşılaştırmalar post hock Tukey testi ile yapıldı.

Çekim protokolünün ED ve diğer parametrelere olan etkisini değerlendirmek için bağımsız örneklem t testi yapıldı.

Tüm görüntü puanları aynı araştırmacı (M.K.) tarafından değerlendirilmiştir. Bireysel hataların değerlendirilmesi amacıyla 15 adet kardiyak BT görüntüsü 1 hafta sonra tekrar değerlendirilmiştir. Metot hatasının değerlendirilmesi için eşleştirilmiş t testi yapılmış ve ölçümler arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Korelasyon

katsayıları “r” incelendiğinde tekrarlama katsayıları kardiyak BT görüntü puanlarında 0,875-0,891 değerleri arasında olduğu tespit edilmiştir.

Değerlendirmede SPSS paket programı kullanılmıştır.Tüm istatistiksel analizlerde $p<0.05$ değeri anlamlı olarak kabul edildi.

3. BULGULAR

Çalışmaya dahil edilen 110 hastanın 61 i erkek, 49 u kadın idi Hastaların yaş ortalaması 53,75 (range: 25-79), boy ortalaması 165,95 cm (range: 150-188 cm), kilo ortalaması 80,2 kg (range: 57-130 kg) idi. Hastaların 4'ü 100 kg ve üzerindeydi. Hastaların %16,3 'ü (18) normal BMI'e sahipken, %42,7'si kilolu (47) ve %40,9'u (45) ise obezdi. BMI ortalama değeri ise 29,19 kg/m² (range: 19,49-52 kg/m²) idi.

Hastaların çekim öncesi ölçülen sistolik kan basıncı ortalamaları 127,9 mm Hg (range: 90-200 mm Hg) ve diyastolik ortalamaları 81,69 mm Hg (60-120 mmHg) idi.

Tablo 3.1: Hastaların demografik özellikleri

| Demografik özellikler | |
|---|------------------|
| Yaş ortalaması (range) | 53.75(25-79) |
| Erkek/Kadın (n) | 61/49 |
| BMI ortalaması (range) (kg/m ²) | 29,19 (19,49-52) |

Hastalara çekim öncesi premedikasyon olarak beta bloker verilmedi. Dolayısıyla hem beta blokere bağlı oluşabilecek komplikasyonlar gelişmedi hem de beta bloker kontrendike olan hastalar çalışma dışı bırakılmadı.

Hastaların kalp hızı ortalamaları 79,63 (range: 47-117) idi. Hastalar kalp hızlarına göre üç gruba ayrıldı. Buna göre 13 hastanın kalp hızı 60 atım/dk'dan düşük iken (grup 1) 29 hastanın kalp hızı 60-75 atım/dk (grup 2) ve 68 hastanın da 75 atım/dk'dan fazla idi (grup 3)

Tablo 3.2:Kalp hızlarına göre hastaların dağılımı

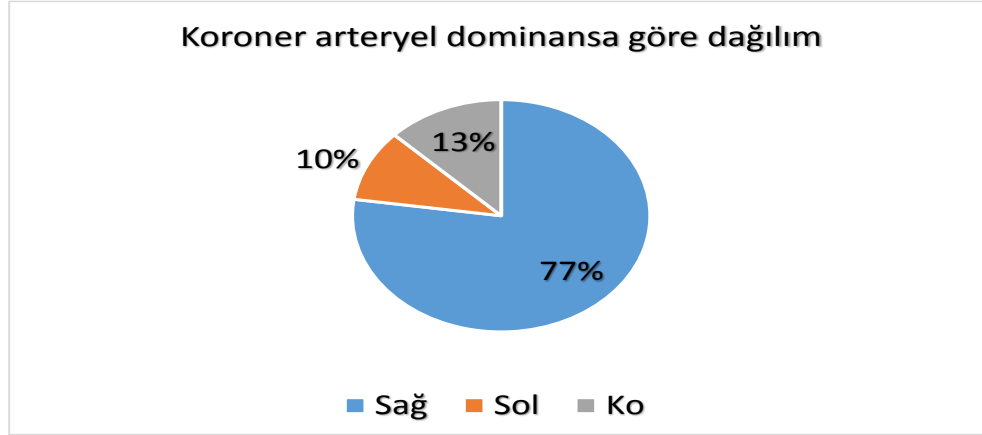
| Kalp hızı (atım/dk) | Grup | Hasta Sayısı (n) | Yüzde (%) |
|---------------------|------|------------------|-----------|
| <60 | 1 | 13 | 11,81 |
| 60-75 | 2 | 29 | 26,36 |
| >75 | 3 | 68 | 61,81 |

Hastaların 40 tanesi flash tekniği ile 70 tanesi spiral tekniği ile çekildi.Çekim tekniği seçilirken kalp hızı 75 ve altında olan ve kalp ritmi düzenli olan her hasta flash tekniği ile; kalp hızı 75 in üzerinde ya da aritmik olanlar spiral tekniği ile

çekilmiştir. Flash tekniği ile çekilen hastaların DLP değeri ortalamaları 79,37 mGy cm (range: 34-144 mGy cm) ve etkin doz ortalamaları 1,11 mSv (range: 0,47-2,01 mSv) idi. Spiral tekniği ile çekilen hastaların DLP değeri ortalamaları 587,82 m Gy (range: 157-920 mGy cm) ve buna karşılık gelen etkin doz ortalamaları 8,22 mSv (range: 2,19-12,88 mSv) idi.

Çalışmaya dahil edilen 110 hastanın koroner arteriyel dominanslar değerlendirildiğinde hastaların 85'inde (%77) sağ arteriyel dominans, 11'inde (%10) sol dominans mevcutken hastaların 14'ünde (%13) ise kodominant sistem mevcuttu. Hastaların 30'unda (%27) LMCA'dan LAD ve CX arterleri arasından orjin alan ramus intermedius (Rİ) dalı bulunurken , geriye kalan 80 hastada (%73) Rİ bulunmuyordu.

Grafik 3.1 Koroner arteriyel dominansın dağılımı

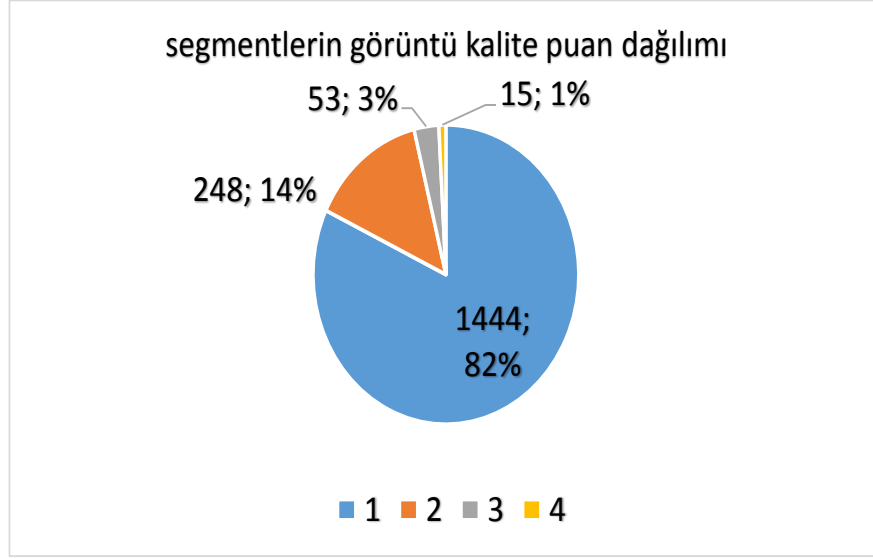


Çekim sırasında kullanılan kontrast madde miktarı ortalaması 80,15 cc (range: 98-65 cc) idi.

Çalışmaya dahil edilen 110 hastada 1760 koroner arter segmenti aynı araştırmacı (M.K.) tarafından değerlendirildi. Bunların 1444'ü (%82) görüntü kalite puanı olarak 1 (artefaktsız), 248'i (%14) 2 (hafif artefaktlı ancak net değerlendirilebilir), 53'ü (%3) 3 (orta derecede artefaktlı ancak stenoz varlığı açısından değerlendirilebilir), 15'i (%1) 4 (değerlendirilemez) puan aldılar. Bu değerlendirmeler sonucunda 4 puan alan segmentler 15 segmentin 1'i RCA'nın proksimal segmenti, 3'ü RCA'nın distal segmenti, sağ dominant sistemlerde 2'si RCA'nın PDA ve PL segmenti olmak üzere ağırlıklı olarak sağ koroner artere ait segmentlerdi. Bunun yanı sıra 1 LAD D2 diyagonal dalı, sirkumfleks arterde ise 1

distal segment ve 1 OM1 ile 2 OM2 dalı ile sol dominant sistemlerde 2 PL dalı 4 puan aldı.

Grafik 3.2:segmentlerin görüntü kalite puan dağılımı



Tablo 3.3: 4 puan alan segmentlerin dağılımı

| <u>RCA-</u> <u>p</u> | <u>RCA-</u> <u>d</u> | <u>RCA-</u> <u>PDA</u> | <u>RCA-</u> <u>PL</u> | <u>D1</u> | <u>D2</u> | <u>LCX-</u> <u>PL</u> | <u>CX-</u> <u>d</u> | <u>OM1</u> | <u>OM2</u> |
|-------------------------|-------------------------|---------------------------|--------------------------|-----------|-----------|--------------------------|------------------------|------------|------------|
| 1 | 3 | 2 | 2 | 2 | 1 | 2 | 1 | 1 | 2 |

Ayrıca her bir segmentin aldığı ortalama görüntü kalite puanları, segmente verilen puanların ortalaması alınarak hesaplanmış olup şu şekilde dağılmaktadır:

Tablo 3.4:Segmentlerin ortalama görüntü kalite puanı

| SEGMENT | <i>RCA(p)</i> | <i>RCA(o)</i> | <i>RCA(d)</i> | <i>RCA(PDA)</i> | <i>RCA(PL)</i> | <i>LMCA</i> |
|---------|---------------|---------------|---------------|-----------------|----------------|-------------|
| PUAN | 1,25 | 1,29 | 1,44 | 1,37 | 1,35 | 1,01 |

| SEGMENT | <i>LAD(p)</i> | <i>LAD(o)</i> | <i>LAD(d)</i> | <i>D1</i> | <i>D2</i> |
|---------|---------------|---------------|---------------|-----------|-----------|
| PUAN | 1,03 | 1,07 | 1,27 | 1,19 | 1,25 |

| SEGMENT | <i>LCX(p)</i> | <i>OM1</i> | <i>LCX(d)</i> | <i>OM2</i> | <i>LCX(PL)</i> | <i>RI</i> |
|---------|---------------|------------|---------------|------------|----------------|-----------|
| PUAN | 1,12 | 1,19 | 1,32 | 1,39 | 1,19 | 1,01 |

Değerlendirmeler sonucunda en yüksek görüntü kalitesi puanı LMCA ve RI segmentlerine aittir(1,01). Hemen ardından LAD nin proksimal (1,03) ve orta segmenti (1,07) gelmektedir. En düşük görüntü kalitesi ise RCA nın distal dalına aittir(1,44). Sırasıyla LCX in OM2 dalı (1,39) ve yine RCA nın sağ dominant sistemlerde PDA dalı en düşük görüntü kalite puanına sahiptir.

Hasta başına görüntü kalite puanı, segment başına ortak puanlamalarının ortalaması alınarak belirlenmiştir.110 hastanın 6'sı (%5) 2 puan üzerinde puan alırken kalan 104 hasta (%95) 2 puan ve altında görüntü kalite puanı almış olup tetkiklerin tamamı tanısal özelliktedir.

Cinsiyetlere göre değişken parametreler özellikle ED ve DLP bağımsız örneklem t testi ile değerlendirildi.61 erkek hastanın yaş ortalaması 52,46 ,kilo ortalaması 80,03 idi.49 kadın hastanın yaş ortalaması 55,21, kilo ortalaması 80,67 idi.Boy ortalamaları erkekler için 169,48 cm iken kadınlar için 161,52 idi ve p değeri 0,000 ile istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.BMI ortalamaları erkekler için 27,87, kadınlar için 30,96 olarak hesaplanırken p değeri 0,001 ile orta derecede anlamlı bulunmuştur.Görüntü kalitesi ortalama puanlarında erkekler için ortalama 1,17; kadınlar için 1,31 bulunmuşken p değeri 0,043 ile düşük düzeyde anlamlı fark görülmüştür. Benzer şekilde kalp hızları arasında da p değeri 0,021 bulunmuş olup düşük düzeyde anlamlılık görülmüştür.

Tablo 3.5: Cinsiyetlere göre değişken parametrelerin karşılaştırılması

| Parametreler | Erkek | | Kadın | | P değeri | |
|----------------------------------|----------|----------------|----------|----------------|----------|-----|
| | Ortalama | Standart Sapma | Ortalama | Standart Sapma | | |
| YAŞ | 52,46 | 11,57 | 55,21 | 10,19 | ,197 | |
| BOY | 169,48 | 5,00 | 161,52 | 3,83 | ,000 | *** |
| KİLO | 80,03 | 9,67 | 80,67 | 13,47 | ,776 | |
| BMI | 27,87 | 3,21 | 30,96 | 5,39 | ,001 | ** |
| KALP HIZI | 74,52 | 11,85 | 80,31 | 13,93 | ,021 | * |
| DLP | 368,57 | 272,58 | 453,83 | 288,43 | ,117 | |
| ED | 5,16 | 3,82 | 6,35 | 4,04 | ,120 | |
| KONTRAST | 78,87 | 7,88 | 81,73 | 8,16 | ,068 | |
| GÖRÜNTÜ KALİTESİ ORTALAMA | 1,17 | 0,26 | 1,31 | 0,41 | ,043 | * |

Tüm erkekler için çekim tekniği ayrımı yapmadan ortalama DLP değeri 368,57 mGy cm ve ED 5,16 mSv bulunurken tüm kadınlar için çekim tekniği ayrımı yapmadan ortalama DLP değeri 453,83 mGy cm ve ED 6,35 mSv olarak hesaplanmıştır.P değeri sırasıyla 0,117 ve 0,120 olarak bulunurken istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır.

Altmışbir erkek hastanın 37 si spiral tekniği ,24 ü flash tekniği ile çekilmişti.Flash tekniği ortalama ED değeri 0,967 ,spiral için ED değeri 7,879 mSv idi. 49 kadın hastanın 16 sı flash, 33 ü spiral tekniği ile çekilmişti. Kadınlar için flash tekniği ortalama ED değeri 1,327 ve spiral için 8,621 mSv idi.Student T testi ile flash tekniği için ED değerleri erkek ve kadın için karşılaştırıldığında p değeri 0,03 ($p<0,05$) olup fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu.Ancak spiral tekniği ile çekilen hastalarda p değeri 0,10 olup erkek ve kadın dozları arasında anlamlı fark bulunmamıştır.

Tablo 3.6: Cinsiyet-çekim tekniği-ED tablosu

| | Teknik | Hasta sayısı | ED ortalama (mSv) |
|--------------|---------------|--------------|-------------------|
| Erkek | Flash | 24 | 0,967 |
| | Spiral | 37 | 7,879 |
| Kadın | Flash | 16 | 1,327 |
| | Spiral | 33 | 8,621 |

Çekim protokolleri flash ve spiral tekniği arasındaki DLP , ED ve kontrast madde miktarları bağımsız örneklem t testi ile karşılaştırıldı. Flash tekniğiyle çekilen hastalarda ortalama DLP değeri 79,38 mGy cm; ED 1,11 mSv iken spiral tekniğinde DLP değeri ortalaması 587,83 mGy cm ve ED 8,23 mSv olarak bulunmuştur. İstatistiksel olarak anlamlı fark ifade etmektedir.($p=0,000$) Kontrast madde miktarı ortalamaları flash tekniğinde 72,65 cc ve spiral tekniğinde 84,43 cc olarak bulunmuştur ve anlamlı farklılık ifade etmektedir.($p=0,000$) Görüntü kalite puan ortalamaları flash tekniği için 1,03 iken spiral tekniğinde 1,35 olmuştur. Karşılaştırıldığında kuvvetli anlamlı fark saptanmıştır.($p=0,000$)

Tablo 3.7: Çekim tekniklerinin karşılaştırılması

| Parametreler | Flash | | Spiral | | P değeri | |
|---------------------------|----------|----------|----------|-----------|----------|-----|
| | Ortalama | St.Sapma | Ortalama | St. Sapma | | |
| DLP | 79,38 | 29,73 | 587,83 | 173,18 | ,000 | *** |
| ED | 1,11 | 0,42 | 8,23 | 2,42 | ,000 | *** |
| KONTRAST | 72,65 | 5,96 | 84,43 | 5,59 | ,000 | *** |
| Görüntü Kalitesi ortalama | 1,03 | 0,08 | 1,35 | 0,38 | ,000 | *** |

BMI ya göre 25 in altı normal, 25-30 kilolu ve 30 un üstü obez olmak üzere 3 ayrı grup olarak değerlendirilen hastaların ED, DLP, kontrast madde miktarları ve kalp hızları Post Hoc Tukey HSD testi karşılaştırılmıştır.

Tablo 3.8: BMI grupları ile Kalp hızı, DLP, ED, Kontrast madde miktarı, görüntü kalite puan ortalamasının post Hoc Tukey testi ile karşılaştırılması

| Parametreler | BMI grup 1 (20-24) | | BMI grup 2 (25-29) | | BMI grup 3 (≥30) | |
|-------------------------|--------------------|----------|--------------------|----------|------------------|----------|
| | Ortalama | St Sapma | Ortalama | St Sapma | Ortalama | St Sapma |
| KALP HIZI | 72,72 | 13,20 | 76,31 | 12,14 | 79,32 | 13,82 |
| DLP | 253,17 | 214,71 | 370,90 | 270,16 | 499,16 | 289,75 |
| ED | 3,55 | 3,01 | 5,19 | 3,78 | 6,99 | 4,06 |
| KONTRAST | 77,00 | 7,80 | 78,60 | 7,76 | 83,11 | 7,67 |
| Görüntü kalite ortalama | 1,15 | 0,24 | 1,20 | 0,29 | 1,30 | 0,41 |

| | Post-Hoc Tukey Test | | | |
|-------------------------|---------------------|----------|----------|----|
| | Grup 1-2 | Grup 1-3 | Grup 2-3 | |
| KALP HIZI | ,579 | ,170 | ,512 | |
| DLP | ,261 | ,004 | ,064 | ** |
| ED | ,262 | ,004 | ,064 | ** |
| KONTRAST | ,734 | ,015 | ,017 | * |
| Görüntü Kalite ortalama | ,847 | ,262 | ,355 | |

Birinci grubun DLP ortalaması 253,17 mGy cm ED ortalaması 3,55 mSv olarak bulunmuştur.2.grubun DLP ortalaması 370,90 mGy cm ED ortalaması 5,19 mSv bulunmuştur.3. grubun DLP ortalaması 499,16 mGy cm ED ortalaması 6,99 mSv bulunmuştur.Gruplar karşılaştırıldığında grup 1-3 arasında ED ve DLP açısından orta düzeyde anlamlı fark bulunmuştur.(p=0,004)

Kontrast madde miktarları arasında da hem grup1-3 hem de grup 2-3 arasında düşük düzeyde anlamlı fark bulunmuştur(p=0,015 ve p=0,017)

Kalp hızlarına göre 60 in altı, 60-75 arası ve 75 üstü olmak üzere 3 gruba ayrılan hastaların DLP , ED değerleri , verilen kontrast miktarı ve görüntü kalite puan ortalamaları öncelikle tek yönlü ANOVA testi ile değerlendirilmiş ,çoklu karşılaştırmalar post Hoc Tukey testi ile yapılmıştır.

Tablo 3.9 :Kalp hızı ile DLP,ED,Kontrast madde miktarı,Görüntü kalite puan ortalamasının post hoc tukey testi ile karşılaştırılması

| | <i>Kalp hızı (<60)</i> <i>Grup 1</i> | | <i>Kalp hızı (60-75)</i> <i>Grup 2</i> | | <i>Kalp hızı (>75)</i> <i>Grup 3</i> | |
|------------------------------|--|----------|---|----------|--|----------|
| | Ortalama | St Sapma | Ortalama | St Sapma | Ortalama | St Sapma |
| DLP | 80,85 | 36,64 | 140,55 | 192,74 | 576,41 | 182,72 |
| ED | 1,13 | 0,51 | 1,97 | 2,70 | 8,07 | 2,56 |
| KONTRAST | 73,69 | 3,25 | 73,03 | 7,05 | 84,41 | 5,87 |
| GÖRÜNTÜ ORTALAMA PUAN | 1,02 | 0,04 | 1,04 | 0,08 | 1,36 | 0,38 |

| | Post-Hoc Tukey Test p değeri | | | |
|------------------------------|------------------------------|----------|----------|-----|
| | Grup 1-2 | Grup 1-3 | Grup 2-3 | |
| DLP | ,566 | ,000 | ,000 | *** |
| ED | ,566 | ,000 | ,000 | *** |
| KONTRAST | ,942 | ,000 | ,000 | *** |
| GÖRÜNTÜ ORTALAMA PUAN | ,986 | ,001 | ,000 | *** |

Birinci grubun DLP değeri ortalaması 80,85; 2.grubun 140,55 ve 3.grubun 576,41 mGyem olarak bulunmuştur.Karşılaştırıldığında hem grup 1-3 hem grup 2-3 arasında kuvvetli anlamlı fark görülmüştür(p=0,000) . ED ortalamalarında da 1.grup

1,13, 2. grup 1,97 ve 3 grup 8,07 mSv olarak hesaplanmıştır.Karşılaştırıldığında hem grup1-3 hem de 2-3 arasında kuvvetli anlamlı fark saptanmıştır (p=0,000). Bunun sebebi 60 ve altı kalp hızına sahip hastaların ve 60-75 kalp hızına sahip hastaların flash tekniği ile çekilirken kalp hızı 75 üzeri hastalarda spiral tekniğinin kullanılmasıdır.

Kontrast madde miktarları ortalamasında da hem grup1-3 hem de grup 2-3 arasında kuvvetli anlamlı fark saptanmıştır.(p=0,000)

Görüntü kalite puan ortalamasına bakıldığında 1. grup ortalamasının 1,02; 2.grup ortalamasının 1,04; 3.grup puan ortalamasının 1,36 olduğu görülmüştür.Gruplar karşılaştırıldığında hem grup 1-3 hem grup 2-3 arasında kuvvetli anlamlı fark saptanmıştır (p=0,000) .Ancak grup 1-2 arasında anlamlı fark görülmemiştir.

Kardiyak BT flash tekniğiyle çekilen 20 hastada ED değeri 1 mSv altında hesaplanmışken 20 hastada 1-2 mSv olarak hesaplanmıştır.Spiral tekniğiyle çekilen 14 hastada ED değeri 10 mSv ve üzeri hesaplanmıştır.Bu hastaların hepsi kalp hızı yüksek gruba aittir.Yine bu hastaların 11 i obez grubunda sadece 3 ü kilolu grubundanken hiçbiri normal kilolu gruptan değildir.

Hastaların BMI'ları ile ED arasındaki ilişki Pearson Korelasyon Analizi ile değerlendirildi. Buna göre r değeri 0,00-0,24 olanlar 'zayıf', 0,25-0,49 olanlar 'orta', 0,50-0,74 olanlar 'güçlü' ve 0,75-1,0 olanlar ise 'çok güçlü' korelasyon gösteriyor olarak değerlendirildi. Çalışmamızda hastaların BMI'ları ile ED arasındaki ilişkiyi gösteren r değeri flash tekniğiyle çekilen hastalarda 0,54 olup bu iki değişken güçlü derecede korelasyon göstermekteydi.Spiral tekniğiyle çekilen hastalarda ilişkiyi gösteren r değeri 0,54 bulunmuş olup güçlü korelasyon göstermekteydi.

Koroner BTA yapılan hastalarda orta-ileri derecede darlık saptanan hastalardan ve BTA'ı takiben 2 hafta içerisinde KKA yapılan 23 hastanın koroner BTA ve KKA sonuçları, spesifite, sensitivite, pozitif ve negatif prediktif değerleri %95 güvenilirlik alanı tekniği ile KKA bulguları referans standart alınarak hesaplandı. Pozitif prediktif değeri gerçek pozitif sonuçların KKA bulgularına oranlanması ile belirlendi. Negatif prediktif değerleri gerçek negatif sonuçların KKA bulgularına oranlanması ile belirlendi. Sensitivite, BTA'da tespit edilen gerçek pozitif lezyonların, KKA'da tespit edilen tüm lezyonlara oranı ile elde edildi. Spesifite, gerçek negatif sonuçların, KKA'daki tüm negatif sonuçlara oranı ile elde edildi.

KKA ve BTA bir lezyonu, aynı anatomik segmentte, benzer oranda tanımlamış ise bulgu gerçek pozitif olarak, her iki yöntemde de aynı segmentlerde herhangi bir bulgu saptanmamış ise gerçek negatif olarak tanımlandı. Eğer bir lezyon KKA' da gösterilmiş, ancak BTA'da aynı segmentte gösterilememiş ise yanlış negatif olarak değerlendirildi. Eğer bir bulgu BTA'da tanımlanmış ancak KKA'da aynı segmentte tanımlanmamış ise yanlış pozitif olarak değerlendirildi.

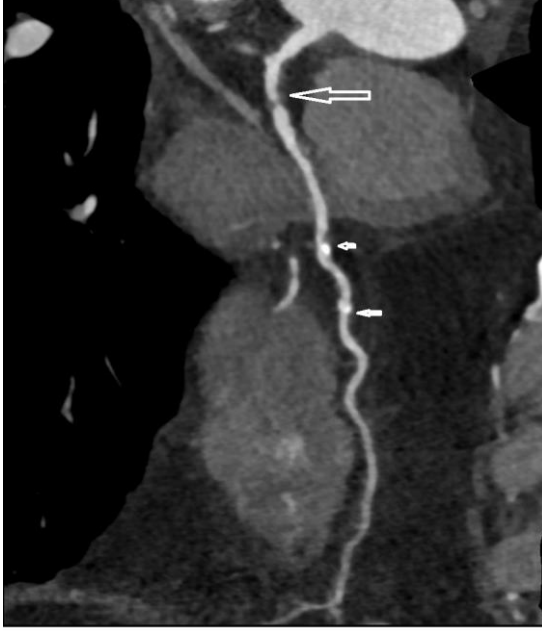
Gerçek pozitif hasta sayısı 13,gerçek negatif hasta sayısı 9 ,yalancı pozitif hasta sayısı 1 ve yalancı negatif hasta sayısı 0 olarak bulundu.

Çalışmamızın duyarlılığı(sensitivite) %100 , özgüllüğü %90 , pozitif prediktif değeri %92,85 ve negatif prediktif değeri %100 , test geçerliliği %95,65 olarak hesaplanmıştır.

| | Sensitivite % | Spesifite % | Pozitif Prediktif Değer % | Negatif Prediktif Değer % | Tanısal Doğruluk % |
|-----------------------------|------------------|----------------|---------------------------------|---------------------------------|--------------------------|
| Koroner arter darlığı | 100 | 90 | 92,8 | 100 | 95,6 |

4.OLGU ÖRNEKLERİ

OLGU 1:55 yaşında erkek hasta. KAH risk faktörlerinden DM (+), efor testi şüpheli(+) hesaplanan Agatston Ca skoru :171



Resim 4.1: LAD proksimalinde lümeninde %80-90 darlığa neden olan soft plak(uzun ok) ve LAD orta segmentinde ardışık lümeninde %50-60 darlığa neden olan mikst tip diskret plaklar izlenmektedir.



Resim 4.2: Aynı hastanın RCA ostiumunda lümeninde %20 darlığa neden olan soft plak(uzun ok)



Resim 4.3: Aynı hastada LCX proksimalinde orta derecede darlığa neden olan kalsifik plak (küçük ok), OM2 dalı proksimalinde ileri derecede darlığa neden olan mikst tip plak

OLGU 2:

61 yaş, kadın hasta

KAH risk faktörlerinden HT (+), sigara (+), Mitral Yetmezlik. Agatston Ca Skoru 13



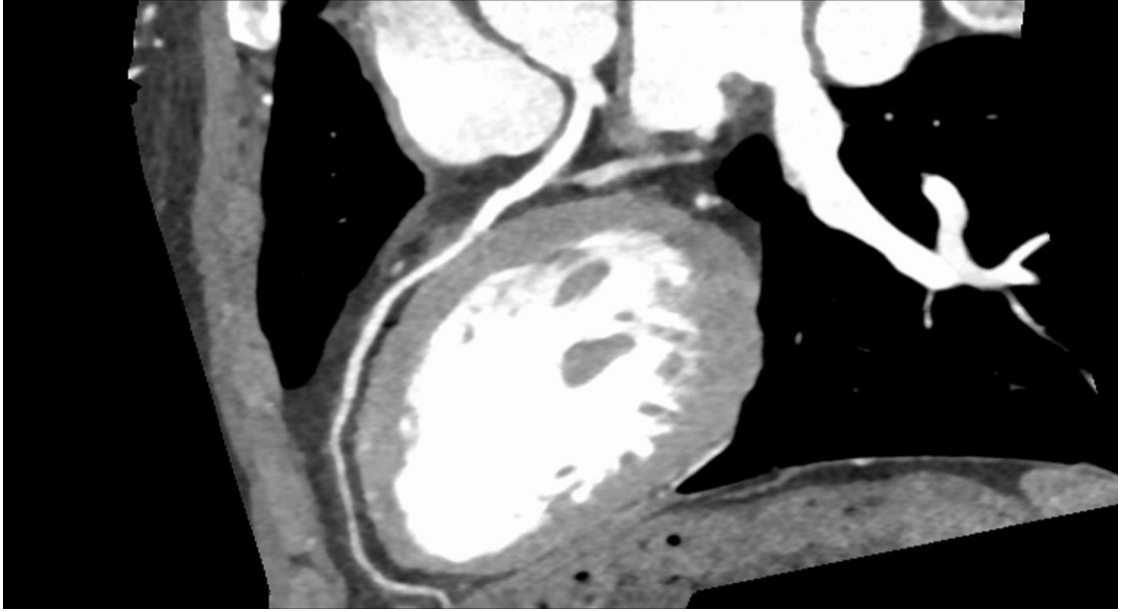
Resim 4.4 : LAD orta segmentte mikst plak



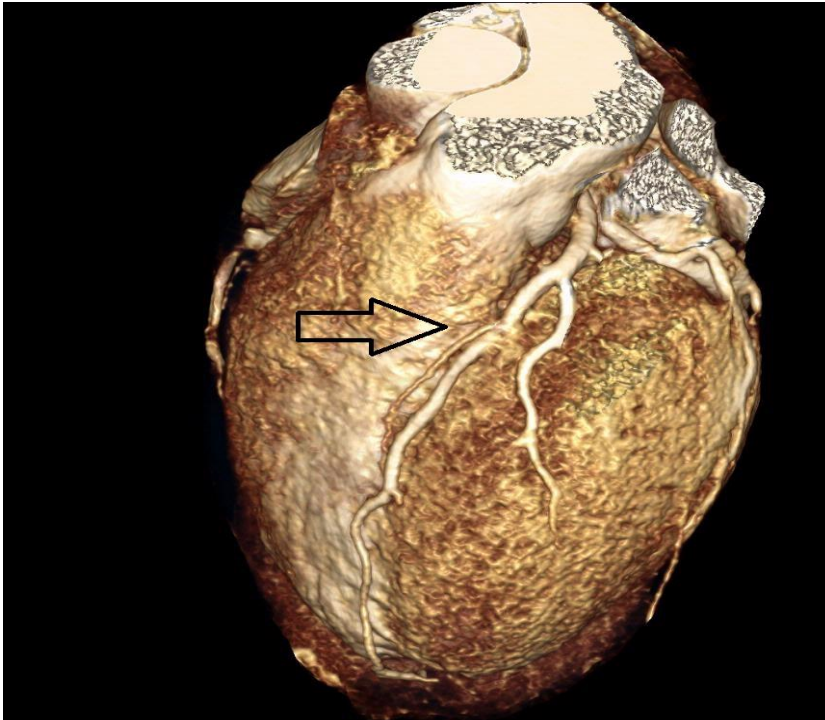
Resim 4.5 : LCX normal

OLGU 3:

43 yaş erkek hasta Egzersiz sırasında göğüs ağrısı (+) Agatston skoru :0



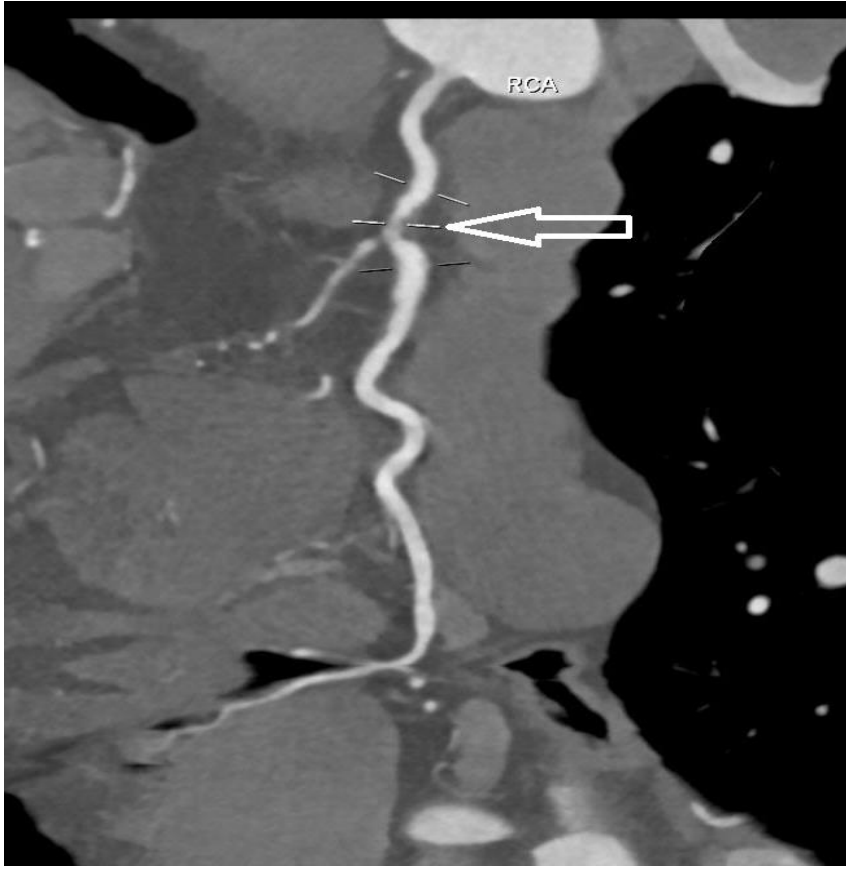
Resim 4.6 : MPR görüntüde LAD orta segmentte myokardiyal köprüleşme



Resim 4.7: VRT görürüntüde LAD orta segmentte myokardiyal köprüleşme

OLGU 4:

Göğüs ağrısı şikayeti ile başvuran 55 yaş erkek hasta EKG’de ST elevasyonu,
Agatston skoru :0



Resim 2.8: MPR görüntüde RCA proksimalinde %80 darlığa neden olan soft plak(ok)

OLGU 5:

65 yaşında kadın hasta .Göğüs ağrısı ,HT . Agatston skoru 132



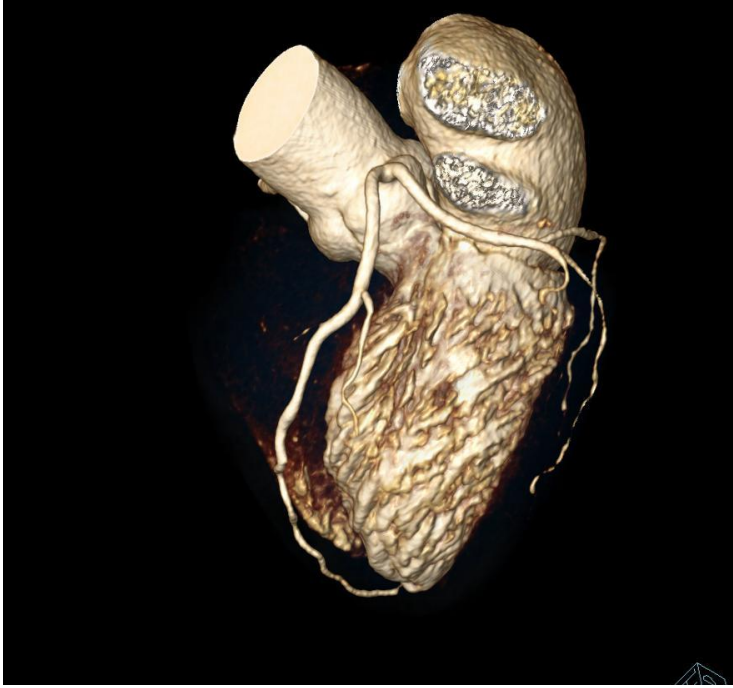
Resim 4.9 : LAD proksimalinde %50 darlığa neden olan kalsifik plak MPR görüntü görüntüsü



Resim 4.10: MPR görüntüde LCX normal

OLGU 6 :

55 yaşında kadın hasta . DM , aile hikayesi ,Agatston skoru : 0



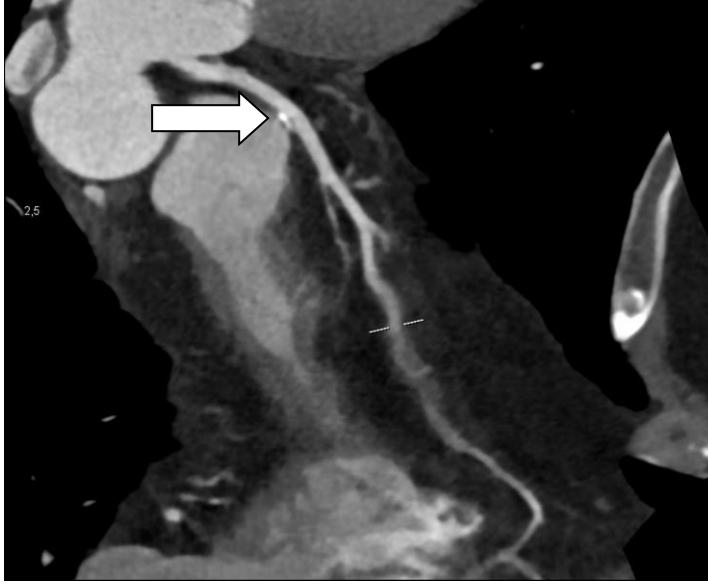
Resim 4.11 : VRT görüntüde LAD ve LCX normal görünümde



Resim 4.12 : VRT görüntüde kodominat sitem izlenmekte

OLGU 7:

61 yaşında kadın hasta .Sigara(+) aile öyküsü (+) Agatston skoru :35



Resim 4.13 : VRT görüntüde LAD proksimalinde pozitif remodellinge neden olan mikst tip plak



Resim 4.14: MIP görüntüde LAD proksimalinde pozitif remodellinge neden olan mikst plak

4.TARTIŞMA

Tüm dünyada önemli bir morbidite ve mortalite nedeni olan KAH nın tanısında altın standart yöntem KA dır.İşlem esnasında terapötik müdahaleye de imkan tanınması önemli bir avantajdır. Ancak işlem sırasında hastanın ve sağlık personelinin maruz kaldığı radyasyon dozu, işlem sırasında ve sonrasında gelişebilecek komplikasyonlar, hasta haspitalizasyonunun getirdiği maliyetler ve en önemlisi invazif bir işlem olması yöntemin en önemli kısıtlılıklarındandır.Yine yapılan KA ların %30 u sadece KAH tanısını ekarte etmek için yapılmaktadır(AHA 2009). Bu kısıtlılıkları aşmak için araştırmacılar farklı yöntemler araştırmışlardır.

EBT ile Boyd ve ark tarafından 1984 yılında başlayan koroner BTA klinik uygulamaları; 1998 yılında ilk 4 kesitli BT ile retrospektif tetiklemeli yöntemle zamansal rezolüsyonu 250 ms ye düşürerek farklı bir kulvarda devam etmiştir (Ohnesorge ve ark 2000). Nieman ve ark 2001 yılında 35 hastalık 4 kesitli BT ile yaptıkları ilk deneyimlerinde 2 mm nin üzerinde çapa sahip koroner arterlerin % 72 sinin görüntülenildiğini belirtirken KA ile karşılaştırmalı sonuçlarda koroner arter stenozu açısından duyarlılık %91 ve %91, özgüllük %84 ve %89, pozitif prediktif değer %59 ve %66 ve negatif prediktif değer %98 ve %98 olarak saptandı. Tetkikin özellikle anlamlı koroner arter stenozunu değerlendirmeye yönelik yüksek negatif prediktif değeri daha 4 kesitli BT ile yapılan çalışmalarda bile oldukça dikkat çekiciydi. Distal koroner arter dalları yeterince değerlendirilemese de ilk sonuçlar koroner BTA nun klinik kullanıma girmesi açısından oldukça umut vericiydi.Yapılan otopsi çalışmalarında koroner arter stenozlarının sadece %16 distal 1/3 koroner dallarında izlenirken; hemodinamik olarak anlamlı stenozların %66 sı proksimal 1/3 segmentte ve %40 ı orta koroner arter segmentlerinde izlenmekteydi. Bunun en önemli sebebi proksimal segmentin sistolik basınca daha çok maruz kalması olarak açıklanmıştır.(Hochman ve ark 1988). Bahsedilen çalışmalarda değerlendirilemeyen segmentlerin en önemli sebep yetersiz uzaysal rezolüsyon ve kardiyak siklusun farklı fazlarına ait görüntülerin birleştirilmesiyle siklus sırasında oluşan hareket artefaktlarıydı. Mevcut temporal rezolüsyonla artan kalp hızıyla görüntü kalitesi düşmekteydi. Bu yüzden 4 kesitli BT lerde beta bloker gibi negatif kronotropik ajanların kullanımı kalp hızını 65 atım/dk altında tutmak için zaruri hale gelmişti (Giessler ve ark 2002). Gantri rotasyon zamanı değişmeden multisegment rekonstriksiyon algoritmaları yüksek kalp hızlarında artefaktları önlemek için

alternatif olarak Schroeder ve ark tarafından 2002 yılında denenmiş ancak yeterli sonuç alınamamıştır.

2001 yılında klinik kullanıma başlanan 16 kesitli BT de gantri rotasyon zamanı 375 ms'ye düşmüş ve buna bağlı olarak iyileşen temporal rezolüsyonla birlikte koroner arter stenozu değerlendirmesinde duyarlılık %95, özgüllük %98, pozitif prediktif değer %87 ve negatif prediktif değer %99 ve değerlendirilemeyen segmentler sadece %6 olarak hesaplanmıştır. Beta-blokör kullanılmadan ortalama kalp hızı 71.8±13 atım/dak olan hasta popülasyonunda multisegment rekonstrüksiyon algoritmaları kullanılan çalışmada koroner arter segmentlerin %88'inin değerlendirilebildiği gösterilmiş olup 16 kesit BT lerde 4 kesitli BT lerdeki gibi optimum görüntüleme için kalp hızının beta-blokör ile 65 atım/dak altında tutulmasının gerek olmadığı, 80 atım/dak kalp hızlarına kadar tanısal kalitede görüntüleme yapılabileceği gösterilmiştir (Hoffmann ve ark 2005).

Multidetektör teknolojisindeki gelişmelerle birlikte 2004 yılında kullanımına başlanılan 64 kesit BT lerle yapılan çalışma da Leschka ve ark 54 hastalık seride beta bloker kullanılmadan multisegment rekonstrüksiyon algoritmaları kullanarak 1.5 mm ve üzeri çapa sahip bütün koroner arterlerin anlamlı stenoz açısından yüksek tanısal doğrulukla değerlendirilebildiğini göstermiştir. Ancak buna rağmen pek çok çalışmada beta bloker kullanımı önerilmiş ve kullanılmıştır. Brodoefel ve ark 2007 de 64 kesit BT de beta bloker kullanarak yaptıkları 102 hastalık çalışmada kalp hızı 75 atım/dk olanlar ile 65 in altında olanlar kıyaslandığında görüntü kalitesinde düşüş olmakla birlikte tanısal doğruluğu etkilemediği belirtilmiştir. Wintersperger ve ark.2006 yılında 64-kesit BT de ek beta-blokör kullanmadan gerçekleştirdikleri çalışmalarını yüksek kalp hızlarında bile, 92 atım/dak hızlara kadar iyi tanısal kalitede görüntüleme sağlanabileceğini göstermişlerdir (Brodoefel ve ark 2007).

İlk kez 2005 yılında kullanıma giren çift tüplü BT de (64x2 kesitli) gantri rotasyon zamanı 330 ms'ye iken yarım tarama rekonstrüksiyon algoritmalarıyla temporal rezolüsyon 83 ms'ye düşmüş ve beta bloker kullanımına gerek kalmamıştır.2006 yılında Achenbach ve ark yaptığı çalışmada 14 hastada beta bloker kullanılmadan koroner arter segmentlerinin %98'inin hareket artefaktı olmadan görüntülenebildiğini bildirmiştir(Achenbach ve ark 2006).Leschka ve ark 2007 yılında beta bloker kullanılmadan yaptıkları 60 hastalık çalışmada görüntülenemeyen koroner arter segmentini sadece %2.2 olarak belirtmiştir (Leschka ve ark 2007).

Çift tüplü (128x2 kesit) BT ile yaptığımız 110 hastalık çalışmamızda hastaların kalp hızları 46-117 arasında değişirken (ortalama 76,9 atım/dk) hiçbir hastaya beta bloker verilmedi. Tanısal görüntüleme yapılamayan koroner arter segmenti sadece % 1 idi. Literatürdeki bahsedilen çalışmalara benzer sonuçlar bulunmuş olup yüksek kalp hızlarında bile beta bloker kullanılmadan, kalp hızı kontrolü yapılmadan yüksek tanısal doğrulukta sonuçlar elde edilmiştir. Paul ve ark 2012 yılında 128x2 kesit çift tüplü BT ile yaptıkları 96 hastalık çalışmalarında beta bloker kullanmadan 70 atım/dk kalp hızını sınır kabul ederek prospektif tetiklemeli yöntemle hareket ya da solunum artefaktı olmadan yüksek tanısal görüntü kalitesinde düşük radyasyon dozu ile görüntülenebileceğini ortaya koymuştur (Paul ve ark 2012). Bizim çalışmamızda 75 atım/dk kalp hızı sınır kabul edilerek 40 hastada uygulanan yüksek pitch değerleriyle (3,2) prospektif tetiklemeli yöntemde (flash spiral) tek kalp atımında 260 msn gibi çok kısa bir sürede kalbin tamamı 75 msn temporal çözünürlükle taranıp rekonstrükte edilebilmiştir. Dolayısıyla eski sistemlerde hareket artefaktlarından etkilenmeden tanısal görüntü elde etmek için şart olan beta bloker ile kalp hızı kontrolüne ,çalışmamızda ihtiyaç duyulmamış ve tüm segmentlerin %1 i hariç tamamı tanısal kalitede görüntülenmiştir.

Beta blokerlerin sinüs bradikardisi , dekompanse kalp yetmezliği , AV blok ,beta bloker alerjisi , bronkospazm ve astım ,KOAH gibi durumlarda kontrendike olduğu akılda tutulmalıdır. Akmal ve Sun 2013 yılında beta bloker kullanım algoritması için yayınladıkları makalede kalp hızı 65 atım/dk üzerinde olan ve beta bloker kontrendikasyonu olmayan hastalarda metoprololü (beta bloker) iv yoldan 2,5 mg başlayarak 5 dk arayla toplamda 15 mg a kadar uygulayarak kalp hızını 65 ve altına düşürmeyi hedeflemeyi önermişlerdir. Eğer hız 65 ve altı olursa prospektif tetiklemeli yöntemle düşük radyasyon dozuyla yüksek kalitede görüntüleme yapılabileceğini belirtmişlerdir. Hız 65 in altına düşmezse ya da nabız düzensiz ise retrospektif tetiklemeli yöntemi önermişlerdir (Akmal ve Sun 2013). Çalışmamızda daha yüksek hızları, 75 atım/dk yı sınır değer kabul ederek beta bloker kullanmadan bu değer altındaki düzenli ritme sahip hastaları prospektif yöntemle, 75 atım/dk dan daha yüksek kalp hızlarına sahip ya da düzensiz ritimli hastaları retrospektif yöntemle görüntüledik. Flash tekniğiyle 75 atım/dk ya kadar yüksek kalitede görüntüler elde ettik.

Hasta sayımızı literatürdeki çalışmalarla kıyasladığımızda; Tsilifkas ve ark 2010 yılında 170 hasta ile , Achenbach ve ark 2010 yılında 50 hasta ile ,Lell ve ark

2009 yılında 25 hasta ile, Alkadhi ve ark 2010 yılında 50 hasta ile çift tüplü BT sistemlerinde radyasyon dozunu, görüntü kalitesini ve prospektif tetiklemeli yöntemi araştırmışlardır. Çalışmamıza dahil ettiğimiz 110 hasta, sayı bakımından diğer çalışmalara baktığımızda yeterlidir.

Hasta popülasyonunu demografik özelliklerine baktığımızda KAH için risk faktörleri olan ileri yaş ve erkek dominansı bahsedilen çalışmalarla benzerlik göstermektedir. Erkek hastaların BMI ortalaması 27,87 ,kadınların 30,96 olarak hesaplanmış olup istatistiksel olarak aralarında orta düzeyde anlamlı fark saptanmıştır.KAH önemli risk faktörlerinden olan kilolu ($30 > \text{BMI} > 25$) ya da obez ($\text{BMI} > 30$) olmak hasta popülasyonumuzla uyumludur.İlginç bir bulgu kadınların nabız ortalaması 80,31 iken erkeklerde 74,52 bulunmuş ve aralarında düşük düzeyde istatistiksel anlamlı fark saptanmıştır.

Rebecca ve ark 2009 yılında yaptıkları 1119 hastalık çalışmada bildirdiklerine göre 1980 yılında ABD de çekilen BT sayısı 3 milyon iken 2007 de 70 milyona ulaşmış ve gittikçe artmaktadır. Hasta serilerinin % 5 i çocuk ,%10 u 20-30 yaş arası ve epidemiyolojik çalışmada ABD de 20 li yaşlardakilerin %5 nin her yıl BT çekildikleri belirtilmiştir.Farklı merkezlerde çekilen BT lerin ED ve DLP değerine göre hastaların maruz kaldığı radyasyon dozlarını araştırmışlardır. Amerikan Ulusal Araştırma Konseyinin BEIR VI (İyonize Radyasyonun Biyolojik Etkileri) raporuna göre yaşa,cinsiyete göre her kanser türü için ayrı ayrı ya da tüm kanser türleri için tanımlanan LAR değeri bazal değerlerin üzerine eklenen risk olarak ifade edilmiştir.Sonuçlara göre ortalama kranial BT de 2 mSv , boyun BT de 4 mSv , toraks BT de 8 mSv ,kontrastlı abdomen BT de 16, dinamik abdomen BT de 31 mSv radyasyona maruziyet hesaplanmıştır. ABD de en fazla çekilen göğüs grafisinde doz 0,065 mSv ve mamografide 0,42 mSv ortalamasına sahip olduğu düşünüldüğünde kranial BT de sırasında maruz kalınan radyasyon dozu yaklaşık 30 göğüs grafisi ya da 5 mamografiye ; boyun BT de 55 göğüs grafisi ya da 9 mamografiye ; toraks BT de 117 göğüs grafisi ya da 20 mamografiye; kontrastlı abdomen BT 234 göğüs grafisi ya da 39 mamografiye; dinamik abdomen BT 442 göğüs grafisi ya da 74 mamografiye karşılık gelen radyasyon dozuna maruz kalındığı hesaplanmıştır.

Aynı çalışmada kardiyak BT de ortalama ED değeri 22 mSv (7-39) olarak hesaplanmış 309 göğüs grafisi ya da 51 mamografiye denk doz bulunmuştur.Genç hastaların ve kadınların radyasyon maruziyeti karşısında ilerleyen yıllarda kanser sıklığının artacağından hareketle 40 lı yaşlarda koroner BT anjiyografi çektiren bir

kadında kanser gelişme ihtimali 1/270 iken erkekte 1/600 olarak bildirilmiştir. Aynı yaşlarda kranial BT çektiren bir kadında risk 1/8100 dir.20 li yaşlarda risk 2 katına çıkmakta ,60 lı yaşlarda yarısına inmektedir.

Bu ve benzeri çalışmalar tıbbi görüntüleme sırasında maruz kalınan radyasyon konusunda tüm dünyada hastalar ve doktorlar arasında bilinci arttırmış sonuç olarak BT görüntüleme dozu azaltma teknikleri araştırılmış ve uygulamaya konulmuştur.Şöyle ki belirtilen raporda radyasyon dozu olarak 2. sırada bulunan kardiyak BT nin ED değeri 22 mSv den , prospektif yöntemle seçilmiş hasta grubunda 1 mSv in altına düşürülmüştür.Bizim çalışmamızda 110 hastanın 21 inde ED değeri 1 mSv altında ölçülmüştür. Prospektif yöntemle çekilen 40 hastanın ortalama ED değeri 1,11 mSv; Retrospektif yöntemle çekilen 70 hastanın ortalama ED değeri 8,22 mSv bulunmuştur.110 hasta birlikte değerlendirildiğinde 5,64 mSv radyasyon dozuna maruz kaldıkları hesaplanmıştır ki 2009 daki rapora göre %74,3 azalma mevcuttur.Achenbach ve ark 2010 yılındaki çalışmasında 50 hastalık seride prospektif tetiklemeli yöntemle $0,87\pm 0,07$ mSv doz ortalaması ile 100 Kv 320 mAs değerlerinde koroner arterlerin %99,5 ini mükemmel görüntülediklerini belirtmişlerdir. Kısıtlılıkları ise seçilmiş hasta grubu olması, obez hastaları dahil etmemeleri idi. Bizim çalışmamızda prospektif yöntemle çekilen hastaların sadece 8 tanesi normal kilolu (BMI>25) iken 32 tanesi kilolu ya da obez idi. Leschka ve ark 2009 yılında 35 hastalık seride prospektif tetiklemeli yöntem ve yüksek pitch(3,4) değerleriyle $0,9\pm 0,1$ mSv efektif radyasyon dozuyla tüm segmentlerin %99 unu yüksek kalitede görüntülediklerini bildirmişlerdir.Bu çalışmada kısıtlılığı sadece kalp hızı 60 ın altında olan hastaların kabul edilmesi ve beta bloker kullanılmasıydı.Bizim çalışmamızda sınır değer 75 atım/dk kabul edilmiş,beta bloker kullanmadan benzer şekilde tüm segmentlerin %99 u yüksek kalitede görüntülenmiştir.

Çalışmamızda değerlendirdiğimiz diğer parametre BMI ile ED arasındaki ilişkidir.BMI sı 25 den küçük olan normal kilolu hastaların ortalama ED değeri 3,55 mSv, 25-30 olan kilolu hastalar için 5,19 mSv ve 30 dan büyük olan obez hastalar için 6,99 mSv olarak hesaplanırken post hoc Tukey testi ile karşılaştırıldığında normal kilolu-obez hastalar arasında ED değeri bakımından anlamlı fark saptanmıştır.

Radyasyon konusundaki duyarlılığın sonucu olarak tanısal görüntüden ödün vermeden doz azaltma teknikleri günümüzün önemli araştırma sahalarındandır.

Kardiyak BT de dozu azaltmak için Waldemar ve ark 2013 yılında 256 kesit tek tüplü BT ile 210 hastada yaptıkları çalışmada BMI ya göre uyarlanmış bir protokol önermişlerdir. BMI ya göre tüp voltajını ve akımını ayarlayarak görüntü kalitesini düşürmeden hastanın aldığı dozu %65 azaltılabileceğini bildirmişlerdir. Khan ve ark 2013 yılında 320 kesit BT le yaptıkları çalışmada BMI 27 sınır kabul ederek 2 gruba ayırdıkları 78 hastalık çalışmada BMI 27den küçük olanlara 100 kVp yüksek olanlara 120 kVp tüp voltajı uygulandığında koroner arterlerin %99 unu tanısal kalitede görüntülerken ortalama radyasyon dozunda %30 azalma bildirmişlerdir.

Christian ve ark 2013 yılında 100 hasta ile çift tüplü BT de yaptıkları çalışmada 50 hastaya BMI ya göre tüp akım-voltaj ayarlaması yaparken diğer 50 hastaya geliştirilen otomatik software yardımıyla alınan ilk topogram üzerinden tüp akım-voltaj ayarlaması yapmışlardır. Her 2 grupta görüntü kalitesi korunurken BMI ya uyarlı ayarlama yapılanları ortalama ED değeri 2,3 mSv iken otomatik software yardımıyla ayarlama yapılanlarda ED değeri 1,4 mSv olarak bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda flash yönteminde ortalama ED değeri 1,11 mSv ile benzer bulunmuştur. Sekansiyel yöntemde doz artarak ortalama 8,23 mSv e ulaşmaktadır. Zhao ve ark 2011 yılında 60 hastalık çift tüplü BT çalışmasında retrospektif(sekansiyel) ve prospektif(flash) tetiklemeli yöntemin ED değerlerini ve görüntü kalitesini karşılaştırmışlar ve görüntü kalitesinde anlamlı fark olmadan sekansiyel yöntemde ortalama ED değerini 14,6 mSv ve flash yönteminde 2,2 mSv bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda flash yönteminin ortalama görüntü kalite puanı 1,03 iken spiralde 1,35 bulunmuştur ve arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Bunun sebebi flash yöntemi için düzenli ritim ve 75 kalp hızını sınır kabul ederek hasta grubunu seçerken spiral yöntemde düzensiz ritimli ve kalp hızı 75 in üzerinde olan hastaların görüntülenmesine bağlı olabilir.

Çalışmamızda bulduğumuz diğer bir sonuç flash yöntemi ortalama kontrast miktarı 72,65 cc iken sekansiyelde 84,43 cc bulunmuş olup istatistiksel olarak anlamlı fark izlenmiştir. Kardiyak BT de kontrast miktarını azaltmak ya da verilmiş algoritması yeni çalışma konuları arasındadır. Gereksiz radyasyondan kaçınıldığı gibi gereksiz kontrast madde kullanımından da kaçınmak gereklidir. Minwen ve ark 2013 yılında 100 hastalık DSCT ile yaptıkları kardiyak BT çalışmasında hastaların yarısına yüksek konsantrasyonlu kontrast madde (Iopromide 370) kullanarak standart 100 kVp ile ya da hastanın BMI sı 25 den büyükse 120 kVp ile görüntüleyerek FBP(filtered back projection) tekniği ile rekonstrükte ederken ; diğer yarısına düşük

konsantrasyonlu (Iodixanol 270) kontrast madde kullanarak 80 kVp ile ya da hastanın BMI sı 25 den büyükse 100 kVp ile görüntüleyerek IR(itirative rekonstrüksiyon) tekniğiyle rekonstrükte etmişlerdir. Atenüasyon değerleri,görüntü kalitesi ve noise oranları kıyaslandığında 2 grup arasında anlamlı fark bulunmazken radyasyon dozunda %56,4 lük azalma bildirmişlerdir.Komatsu ve ark 2013 yılında 181 hasta ile yaptıkları çalışmada otomatik program yardımıyla 1. gruba 80 kVp değeriyle 280 HU atenüasyon değeri hedefleyerek , 2. gruba 80 kVp değeri 350 atenüasyon değeri hedefleyerek , 3. gruba 120 kVp ile 350 HU hedefleyerek görüntülemiştirler.BMI sı 25 altında hastalarla yapılan çalışmada gruplar için ortalama kontrast madde miktarı sırasıyla 10 ± 4 mL, 15 ± 7 mL, 30 ± 6 mL gibi çok düşük değerlerdir. 80 kVp ile yapılan çekimlerde noise oranı artsada 3 grup arasında görüntü kalitesi açısından anlamlı fark olmadığı bildirilmiştir. Kontrast nefropatisinden sakınmak için kontrast madde miktarının olabildiğince azaltılması önerilmiştir. Hem hastanın aldığı dozu hem de kontrast madde miktarını azaltmak için uygun hasta grubunda 80 kVp ile görüntüleme önerilmiştir.Çalışmamızda özellikle kontrast madde azaltmak ya da 80 kVp ile görüntüleyerek doz azaltmak hedeflenmemekle birlikte flash yönteminin spiral yönteme göre hem dozu azalttığı hem de kontast madde miktarında azalma sağladığını gördük.

Çalışmamızın kısıtlılıklarına gelince ; retrospektif bir çalışma olması gösterilebilir. Benzer özellikteki prospektif çalışmalara göre hasta sayısı oldkça fazladır.Hasta kilosuna veya BMI değerine göre ayarlanmış standardize kVp-mAs değerleri olan protokollerimizin olmaması yüzünden bazen aynı BMI değerine sahip hastalar farklı tüp voltajı ve akım değerleriyle görüntülenerek farklı değerler elde edilmiştir. BMI değerlerine göre standardize protokollerle uygun serilerde daha çok hasta sayısı ile yapılacak çalışmalara ihtiyaç vardır.Görüntü kalite puanlarının aynı araştırmacı tarafından verilmesi kısıtlılıklarımızdandır.Ancak bunu aşmak için bireysel hataların değerlendirilmesi amacıyla 15 adet kardiyak BT görüntüsü 1 hafta sonra tekrar değerlendirilmiştir. Metot hatasının değerlendirilmesi için eşleştirilmiş t testi yapılmış ve ölçümler arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır.

SONUÇ

Tüm dünyada önemli morbidite ve mortalite nedeni olan KAH tanısında altın standart yöntem olan KA'nın radyasyon dozu, invazif olması, maliyeti ve olası komplikasyonları nedeniyle alternatif yöntemler araştırılmıştır. Radyasyon konusundaki farkındalıkların neticesi olarak BT teknolojisinin 64 kesit ve altı jenerasyonunun tersine çift tüplü yeni sistemlerde (128x2 kesit) seçilmiş hasta grubunda 1 mSv ve altında ED değeriyle yüksek kalitede görüntüleme yapmak mümkün hale gelmiştir. Sınır kalp hızını 75 atım/dk kabul ederek beta bloker kullanmadan prospektif tetiklemeli yöntem olan flash tekniğiyle tüm segmentlerin %99'u görüntülenebilmiştir. Kalp hızı 75'in üzerinde veya düzensiz olanlarda uygulanan retrospektif yöntemde efektif doz 8,23 mSv'e çıkmasına rağmen yüksek kalitede tanısal görüntüleme yapılabilmektedir. Yüksek negatif prediktif değeriyle kardiyak BT, düşük radyasyon dozuyla premedikasyon uygulanmadan düşük-orta riskli hastalarda KAH varlığını ekarte etmek için kullanılabilir.

KAYNAKLAR

1. Achenbach S, Moshage W, Ropers D, Nossen J, Daniel WG. Value of electron-beam computed tomography for the noninvasive detection of high-grade coronary-artery stenoses and occlusions. *N Engl J Med* 1998, 339: 1964–1971.
2. Achenbach S, Ropers D, Holle J, et al: In-plane coronary arterial motion velocity: measurement with electron-beam CT. *Radiology* 2000, 216: 457-463.
3. Achenbach S, Ropers D, Kuettner A, et al: Contrast-enhanced coronary artery visualization by dual-source computed tomography initial experience. *Eur J Radiol* 2006, 57: 331-335.
4. Achenbach S. Quantification of coronary artery stenoses by computed tomography. *JACC Cardiovasc Imaging* 2008, 1: 472-474.
5. Adapınar B. Temel radyoloji tekniği. 3. baskı Günes-Nobel, 1997:316–372.
6. Agatston AS, Janowitz WR, Hildner FJ, Zusmer NR, Viamonte M, Detrano R: Quantification of coronary artery calcium using ultrafast computed tomography. *J Am Coll Cardiol* 1990, 15: 827–832.
7. Alkadhi H, Stolzmann P, Desbiolles L, Baumeller S, Goetti R, Plass A, et al: Low-dose, 128-slice, dual-source CT coronary angiography: accuracy and radiation dose of the high-pitch and the step-and-shoot mode. *Heart* 2010, 96: 933-938
8. Alkadhi H, Stolzmann P, Scheffel H, et al: Radiation dose of cardiac dual-source CT: the effect of tailoring the protocol to patient-specific parameters. *Eur J Radiol* 2008, 68: 385-391.
9. American Heart Association. Heart and stroke statistics-2004 update .Dallas, Texas , 2004.
10. Austen WG, Edwards JE, Frye RL, Gensini GG, Gott VL, Griffith LS, et al: A reporting system on patients evaluated for coronary artery disease. Report of the Ad Hoc Committee for Grading of Coronary Artery Disease, Council on Cardiovascular Surgery, American Heart Association. *Circulation* 1975.
11. AYTEKİN V ve ark: Türk kardioloji derneği girişimsel kardiolojide yetkinlik kılavuzu. Türk kardioloji derneği araştırma 2005, 33. http://www.tkd.org.tr/kilavuz/girisimsel_kilavuz.htm
12. Baim DS, Grossman W: Coronary angiography. Cardiac catheterization, angiography, and intervention. Baltimore, Williams & Wilkins, 1996, 183–208.
13. Baykal B, Oyar O: Bilgisayarlı Tomografi Fiziki. Oyar O, Gülsoy UK “Tıbbi görüntüleme fiziki” den, 1. baskı. İstanbul, Nobel Tıp Kitapevi 2003, 235–276.
14. Betsou S, Efstathiopoulos EP, Katritsis D ve ark: Patient radiation doses during cardiac catheterization procedures. *Br J Radiol* 1998, 71: 634-639.
15. Bjornheden T, Evaldsson M, Wiklund O: A method for the assessment of hypoxia in the arterial wall, with potential application in vivo. *Arterioscler Thromb Vasc Biol* 1996, 16: 178-185.
16. Boyd DP. Transmission computed tomography (Newton T, Potts DG. *Radiology of the skull and brain. Technical aspects of computed tomography* Mosby St. Louis 1981 5: 4357-4371.
17. Brodoefel H, Reimann A, Burgstahler C, et al: Noninvasive coronary angiography using 64-slice spiral computed tomography in an unselected patient collective: Effect of heart rate, heart rate variability and coronary calcifications on image quality and diagnostic accuracy. *Eur J Radiol* 2008, 66: 134–141
18. Budoff M, Shinbane J: Cardiac CT imaging Diagnosis of cardiovascular disease. 1st ed. Springer-Verlag London, 2006, 55-57, 135-178.

19. Budoff MJ , Diamond GA , Raggi P , et al: Continous probabilistic prediction of angiographically , significant coronary artery disease using electron beam tomography. *Circulation* 2002, 105: 1791-1796.
20. Budoff MJ, Achenbach S, Blumenthal RS, Carr JJ, Goldin JG, Greenland P, et al: Assessment of coronary artery disease by cardiac computed tomography: a scientific statement from the american heart association committee on cardiovascular imaging and intervention, council on cardiovascular radiology and intervention, and committee on cardiac imaging, council on clinical cardiology. *Circulation* 2006, 114: 1761-1791.
21. Burke AP, Farb A, Malcom GT, Liang YH, Smialek J, Virmani R: Coronary risk factors and plaque morphology in men with coronary disease who died suddenly. *N Engl J Med* 1997, 336: 1276-1282.
22. Chen L, Chester MR, Redwood S, Huang J, Leatham E, Kaski JC: Angiographic stenosis progression and coronary events in patients with 'stabilized' unstable angina. *Circulation* 1995, 91: 2319-2324.
23. Cheng V, Gutstein A, Wolak A, et al: Moving beyond binary grading of coronary arterial stenoses on coronary computed tomographic angiography. Insights for the imager and referring clinician. *J Am Coll Cardiol Img* 2008, 1: 460 –471.
24. Christiaens L, Allal J, Martin Landragin I: Normal coronary angiography. Survival and functional status at 6 years. *Arch Mal Coeur Vaiss* 2000, 93: 1515-1519.
25. Cury RC, Ferencik M, Achenbach S, et al: Accuracy of 16-slice multidetector CT to quantify the degree of coronary artery stenosis: assessment of cross-sectional and longitudinal vessel reconstructions. *Eur J Radiol* 2006, 57: 345–350.
26. De Feyter P, Krestin GP, In: De Feyter PJ, Krestin GP ED, *CT of the coronary arteries*. Boca Raton, Taylor&Francis 2005, 68-158.
27. De Feyter PJ, Meijboom WB, Weustink A, Van Mieghem C, Mollet NR, Vourvouri E et al. Spiral multislice computed tomography coronary angiography: a current status report. *Clin Cardiol* 2007, 30: 437-442.
28. Duerinckx A, ed. *Coronary Magnetic Resonance Angiography*. New York, NY: Springer-Verlag 2002.
29. Edelman RR, Manning WJ, Burstein D, Paulin S: Coronary arteries: breath-hold MR angiography. *Radiology* 1991, 181: 641-643.
30. Erdoğan N, Altın L, Altunkankıtaş Ş, Elektron beam tomografi ile koroner arterlerde kalsiyum miktarının saptanması. *Türk Tanısal ve Girişimsel Radyoloji Dergisi* 2002, 4: 533–537.
31. Eriksson EE, Xie X, Werr J, Thoren P, Lindbom L: Importance of primary capture and L-selectin-dependent secondary capture in leukocyte accumulation in inflammation and atherosclerosis in vivo. *J Exp Med* 2001, 194: 205-218.
32. Erol Ç, Özkan M, Ata N, Aytakin S, Basaran Y, Küçükoglu Y: *Intravasküler Ultrason. Klinik Ekokardiyografi ve Diğer Görüntüleme Yöntemleri*. Birinci baskı. Ankara: MN medikal, Nobel Tıp Kitapevi, 2007, 165-174.
33. Ethevenod G, Westphal JC, Massin N, et al: Normal coronary angiography. Have the indications changed during the 1980s? *Arch Mal Coeur Vaiss* 1997, 90: 905-910.
34. Fayad ZA, Fuster V, Fallon JT: Noninvasive in vivo human coronary artery lumen and wall imaging using black-blood magnetic resonance imaging. *Circulation* 2000, 102: 506–510.
35. Fayad ZA, Fuster V: Clinical imaging of the High-Risk or Vulnerable Atherosclerotic Plaque. *Circulation Research*. 2001; 89: 305–306.

36. Flohr T, Ohnesorge B: Heart-rate adaptive optimization of spatial and temporal resolution for ECG-gated multi-slice spiral CT of the heart. *J Comp Assist T* 2001, 25: 907–923.
37. Flohr TG, McCollough CH, Bruder H, et al: First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *Eur Radiol* 2006, 16: 256-268.
38. Flohr TG, Schoepf UJ, Ohnesorge BM: Chasing the heart:new developments for cardiac CT. *J Thorac Imaging* 2007, 22: 4-16.
39. Georgiou D, Budo MJ, Kaufer E, Kennedy JM, Lu B, Brundage BH: Screening patients with chest pain in the emergency department using electron beam tomography: a follow-up study. *J Am Coll Cardiol* 2001, 38: 105–110.
40. Gerber BL, Coche E, Pasquet A, Ketelslegers E, Vancraeynest D, Grandin C, et al: Coronary artery stenosis: direct comparison of four section multi-detector row CT and 3D navigator MR imaging for detection initial results. *Radiology* 2005, 234: 98–108.
41. Giessler T, Baum U, Ropers D, et al: Noninvasive visualization of coronary arteries using contrast-enhanced multidetector CT: influence of heart rate on image quality and stenosis detection. *AJR Am J Roentgenol* 2002, 179: 911-916.
42. Glagov S, Weisenberg E, Zarins CK, Stankunavicius R, Kolettis GJ: Compensatory enlargement of human atherosclerotic coronary arteries. *N Engl J Med* 1987, 316: 1371-1375.
43. Goldstein JA, Gallagher MJ, O'Neill W, Ross MA, O'Neil BJ, Raff G. A randomized controlled trial of multislice coronary computed tomography for evaluation of acute chest pain. *J Am Coll Cardiol* 2007, 49: 863–871.
44. Gupta R, Grasruck M, Suess C, et al: Ultra-high resolution flat-panel volume CT: fundamental principles, design architecture, and system characterization. *Eur Radiol* 2006, 16: 1191-1205.
45. Halliburton SS, Stillman AE, Flohr T ve ark. Do segmented reconstruction algorithms for cardiac multi-slice computed tomography improve image quality? *Herz* 2003, 28: 20-31.
46. Hausleiter J, Meyer T, Hadamitzky M: Non-invasive coronary computed tomographic angiography for patients with suspected coronary artery disease: the Coronary Angiography by Computed Tomography with the Use of a Submillimeter resolution (CACTUS) trial. *Eur Heart J* 2007, 28: 3034-3041.
47. Hendel RC, Patel MR, Kramer CM, Poon M: ACCF/ACR/SCCT/SCMR/ASNC/NASCI/SCAI/SIR Appropriateness Criteria for Cardiac Computed Tomography and Cardiac Magnetic Resonance Imaging. *Journal of the American College of Cardiology* 2006, Vol 48, No. 7.
48. Herzog C, Britten M, Balzer JO, Mack MG, Zangos S, Ackermann H, et al: Multidetector-row cardiac CT: diagnostic value of calcium scoring and CT coronary angiography in patients with symptomatic, but atypical, chest pain. *Eur Radiol* 2004, 14: 169–177.
49. Hill DG , Schoepf UJ: CT of heart Principles Applications. *Birinci baskı* 2005, 2: 15-21
50. Hochman JS, Phillips WJ, Ruggieri D, et al: The distribution of atherosclerotic lesions in the coronary arterial tree: relation to cardiac risk factors. *Am Heart J*.1988, 116: 1217-1222.
51. Hoffmann MH, Shi H, Schmitz BL, et al: Noninvasive coronary angiography with multislice computed tomography. *JAMA* 2005, 293: 2471-2478.
52. Honda Y, Fitzgerald PJ, Yock PG: Intravascular ultrasound. In: Topol EJ. Editor. *Textbook of interventional Cardiology*. Elsevier Science Philadelphia, Pennsylvania, 2003, 893.
53. Hosch W, Hofmann NP, Mueller D, Iwan J, Gitsioudis G, Siebert S, et al: Body mass index-adapted prospective coronary computed tomography angiography. Determining the lowest limit for diagnostic purposes. *Eur J Radiol*. 2013,82: e232-9. doi: 10.1016/j.ejrad.2012.12.013.

54. Hounsfield GN: Computerized transverse axial scanning (tomography). Part I. Description of system. *Br J Radiol* 1973, 46: 1016-1022.
55. Husmann L, Valenta I, Gaemperli O, Adda O, Treyer V, Wyss CA, et al: Feasibility of low-dose coronary CT angiography: first experience with prospective ECG-gating. *Eur Heart J* 2008, 29: 191-197.
56. Janowitz WR, Agatston AS, Viamonte M Jr: Comparison of serial quantitative evaluation of calcified coronary artery plaque by ultrafast computed tomography in persons with and without obstructive coronary artery disease. *Am J Cardiol* 1991, 68: 1-6.
57. Kalender WA: CT: the unexpected evolution of an imaging modality. *EurRadiol.* 2005, 15: 21-24.
58. Kalender WA: X-ray computed tomography. *Phys Med Biol.* 2006, 51: 29-43.
59. Kantor B, Mohlenkamp S: Imaging of myocardial microvasculature using fast computed tomography and three-dimensional microscopic computed tomography. *Cardiol Clin* 2003, 21: 587-605.
60. Khan AN, Khosa F, Shuaib W, Nasir K, Blankstein R, Clouse M: Effect of Tube Voltage (100 vs. 120 kVp) on Radiation Dose and Image Quality using Prospective Gating 320 Row Multi-detector Computed Tomography Angiography. *J Clin Imaging Sci* 2013, 3: 62. doi: 10.4103/2156-7514.124092.
61. Kim WY, Danias PG, Stuber M et al: Coronary magnetic resonance angiography for the detection of coronary stenoses. *N Engl J Med* 2001, 345: 1863–1869.
62. Kopp AF, Schroeder S, Kuettner A, et al: Coronary arteries: retrospectively ECG-gated multi-detector row CT angiography with selective optimization of the image reconstruction window. *Radiology* 2001, 221: 683-688.
63. Kullo IJ, Edwards WD, Schwartz RS: Vulnerable plaque: pathobiology and clinical implications. *Ann Intern Med* 1998, 129: 1050-1060.
64. Langheinrich AC, Kampschulte M, Buch T, Bohle RM: Vasa vasorum and atherosclerosis - Quid novi. *Thromb Haemost* 2007, 97: 873-879.
65. Layritz C, Muschiola G, Flohr T, Bietau C, Marwan, M, Schuhbaeck: Automated attenuation-based selection of tube voltage and tube current for coronary CT angiography: Reduction of radiation exposure versus a BMI-based strategy with an expert investigator. *Journal of Cardiovascular Computed Tomography* 2013, 7: 303–310
66. Leiner T, Gerretsen S, Botnar R, Lutgens E, Cappendijk V, Kooi E, et al: Magnetic resonance imaging of atherosclerosis. *Eur Radiol* 2005, 15: 1087–1099.
67. Lell M, Marwan M, Schepis T, Pflederer T et al: Prospectively ECG-triggered high-pitch spiral acquisition for coronary CT angiography using dual-source CT: technique and initial experience. *Eur Radiol* 2009, 19: 2576-2583.
68. Leschka S, Alkadhi H, Plass A, et al: Accuracy of MSCT coronary angiography with 64-slice technology: first experience. *Eur Heart J* 2005, 26: 1482-1487.
69. Leschka S, Scheffel H, Desbiolles L, et al: Image quality and reconstruction intervals of dual-source CT coronary angiography: recommendations for ECG-pulsing windowing. *Invest Radiol.* 2007, 42: 543-549.
70. Leschka S, Stolzmann P, Desbiolles L, Baumueller S, Goetti R, Schertler T, et al: Diagnostic accuracy of high-pitch dual-source CT for the assessment of coronary stenoses: first experience. *Eur Radiol* 2009, 19: 2896-2903.

71. Libby P: Inflammatory mechanisms: the molecular basis of inflammation and disease. *Nutr Rev* 2007, 65: 140-146.
72. Lutgens E, van Suylen RJ, Faber BC, Gijbels MJ, Eurlings PM, Bijmens AP, et al: Atherosclerotic plaque rupture: local or systemic process. *Arterioscler Thromb Vasc Biol* 2003, 23: 2123-2030.
73. Mallika V, Goswami B, Rajappa M: Atherosclerosis pathophysiology and the role of novel risk factors: a clinicobiochemical perspective. *Angiology* 2007, 58: 513-522.
74. Manning WJ, Li W, Edelman RR: A preliminary report comparing magnetic resonance coronary angiography with conventional angiography. *N Engl J Med* 1993, 328: 828-832.
75. McCollough CH, Morin RL. The technical design and performance of ultrafast computed tomography. *Radiol Clin North Am* 1994, 32: 521-536.
76. Miller SW. Normal angiographic anatomy and measurements. *Cardiac angiography Boston, Mass: Little, Brown Library of Radiology* 1984, 51-71.
77. Mintz GS, Painter JA, Pichard AD, et al: Atherosclerosis in angiographically "normal" coronary artery reference segments: an intravascular ultrasound study with clinical correlations. *J Am Coll Cardiol* 1995, 25: 1479-1485.
78. Mintz GS, Pichard AD, Kovach JA, et al: Impact of preintervention intravascular ultrasound imaging on transcatheter treatment strategies in coronary artery disease. *Am J Cardiol* 1994, 73: 423-430.
79. Moreno PR, Purushothaman KR, Fuster V et al. Plaque neovascularization is increased in ruptured atherosclerotic lesions of human aorta: implications for plaque vulnerability. *Circulation* 2004, 110: 2032- 2038.
80. Motoyama S, Kondo T, Sarai M, et al: Multislice computed tomographic characteristics of coronary lesions in acute coronary syndromes. *J Am Coll Cardiol* 2007, 50: 319-326.
81. Muller JE, Abela GS, Nesto RW, Tofler GH: Triggers, acute risk factors and vulnerable plaques: the lexicon of a new frontier. *J Am Coll Cardiol* 1994, 23: 809-813.
82. Narula J, Strauss HW: The popcorn plaques. *Nat. Med* 2007, 13: 532-534.
83. Nieman K, Oudkerk M, Rensing BJ, et al: Coronary angiography with multi-slice computed tomography. *Lancet*. 2001, 357: 599-603.
84. Nissen SE, Tuzcu EM, Schoenhagen P, et al: Effect of intensive compared with moderate lipid-lowering therapy on progression of coronary atherosclerosis: a randomized controlled trial. *JAMA* 2004, 291: 1071-1080
85. Noto TJ Jr, Johnson LW, Krone R: Cardiac catheterization 1990. a report of the Registry of the Society for Cardiac Angiography and Interventions (SCA&I). *Cathet Cardiovasc Diagn* 1991, 24: 75-83.
86. Ohnesorge B, Flohr T, Becker C, et al: Cardiac imaging by means of electrocardiographically gated multisection spiral CT: initial experience. *Radiology* 2000, 217: 564-571.
87. Ohnesorge B, Flohr TG, Becker CR, Knez A, Reiser MF: Multi-slice and dual-source CT in cardiac imaging: principles-protocols-indications-outlook. İkinci Baskı. Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2007, Almanya.
88. Oyar O, Gülsoy U, Yeşildağ A, Yıldız M, Baykal B, Köroğlu M: Tıbbi Görüntüleme Fiziği, Radyasyon fiziği, Radyasyonun biyolojik etkileri. Tisamat Basım Sanayi, Ankara 2003, 43-60.
89. Ozgun M, Hoffmeier A, Quante M et al: Whole-heart coronary MR angiography initial results. *Rofo* 2006, 178: 500-507.

90. Öncel D, Öncel G, Türkoğlu İ: Accuracy of MR coronary angiography in the evaluation of coronary artery stenosis. *Diagn Interv Radiol* 2008, 14: 153-158.
91. Pannu HK, Flohr TG, Corl FM, Fishman EK: Current concepts in multi detector row CT evaluation of the coronary arteries: principles, techniques, and anatomy. *Radiographics* 2003, 23: 111-125.
92. Papanicolaou MN, Califf RM, Hlatki MA: Prognostic implications of angiographically normal and insignificantly narrowed coronary arteries. *Am J Cardiol.* 1986, 58: 1181-1187.
93. Parker DL: Optimal short scan convolution reconstruction for fanbeam CT. *Med Phys* 1982, 9: 254-257.
94. Paul JF, Amato A, Rohnean A: Low-dose coronary-CT angiography using step and shoot at any heart rate: comparison of image quality at systole for high heart rate and diastole for low heart rate with a 128-slice dual-source machine. *Int J Cardiovasc Imaging* 2013, 29: 651-657.
95. Pennell DJ, Bogren HG, Keegan J, Firmin DN, Underwood SR: Assessment of coronary artery stenoses by MR imaging. *Heart* 1996, 75: 127-133.
96. Pennell DJ, Keegan J, Firmin DN, Gatehouse PD, Underwood SR, Longmore DB: Magnetic resonance imaging of coronary arteries: technique and preliminary results. *Br Heart J* 1993, 70: 315-326.
97. Pontone G, Andreini D, Bartorelli AL, Cortinovis S, Mushtaq S, Bertella E, et al: Diagnostic accuracy of coronary computed tomography angiography: a comparison between prospective and retrospective electrocardiogram triggering. *J Am Coll Cardiol* 2009, 54: 346-355.
98. Primak AN, Mc Collough CH, Bruesewitz MR, Zhang J, Fletcher JG: Relationships between noise, dose, and pitch in cardiac multislice row CT. *Radiographics* 2006, 26: 1785-1794
99. Prince MR: Gadolinium-enhanced MR aortography. *Radiology* 1994, 191: 155-164.
100. Raggi P: Coronary calcium on electron beam tomography imaging as a surrogate marker of coronary artery disease. *Am J Cardiol* 2001, 84: 27-84.
101. Richardson PD, Davies MJ, Born GV: Influence of plaque configuration and stress distribution on fissuring of coronary atherosclerotic plaques. *Lancet* 1989, 2: 941-944.
102. Ridker PM, Rifai N, Pfeffer MA, et al: Inflammation, pravastatin, and the risk of coronary events after myocardial infarction in patients with average cholesterol levels. Cholesterol and Recurrent Events (CARE) Investigators. *Circulation* 1998, 98: 839-844.
103. Ritchie CJ, Godwin JD, Crawford CR, et al: Minimum scan speeds for suppression of motion artifacts in CT. *Radiology* 1992, 185: 37-42.
104. Rumberger JA, Simons DB, Fitzpatrick LA, et al: Coronary artery calcium area by electron-beam tomography and coronary atherosclerotic plaque area: A histopathologic correlative study. *Circulation* 1995, 92: 2157-2162.
105. Sabarudin A, Sun Z: Beta-blocker administration protocol for prospectively ECG-triggered coronary CT angiography. *World J Cardiol* 2013, 5: 453-458.
106. Sadler TW: Langmans medical embryology, Baltimore: Williams & Wilkins. Ninth Edition. 2004, 175-183.
107. Scanlon P, Faxon D, Audet A et al ACC/AHA guidelines for coronary angiography. *J Am Coll Cardiol* 1999, 33: 1756-1824.

108. Schlosser T, Konorza T, Hunold P, Kuhl H, Schmermund A, Barkhausen J: Non-invasive visualization of coronary artery bypass grafts using 16-detector row computed tomography. *J Am Coll Cardiol* 2004, 15: 1224–1229.
109. Schoepf UJ, Becker CR, Hofmann LK, Yucel EK: Multidetector-row CT of the heart. *Radiol Clin North Am* 2003, 41: 491–505.
110. Schoepf UJ, Becker CR, Ohnesorge BM, et al: CT of coronary artery disease. *Radiology* 2004, 232: 18-37.
111. Schroeder S, Kopp AF, Kuettner A, et al: Influence of heart rate on vessel visibility in noninvasive coronary angiography using new multislice computed tomography: experience in 94 patients. *Clin Imaging* 2002, 26: 106-111
112. Schweiger MJ: Coronary angiography. In: Uretsky BF, eds. *Cardiac catheterization: concepts, techniques and applications*. Malden, Mass: Blackwell Science, 1997, 196–260.
113. Segers D, Helderma F, Cheng C, et al: Gelatinolytic activity in atherosclerotic plaques is highly localized and is associated with both macrophages and smooth muscle cells in vivo. *Circulation* 2007, 115: 609-616.
114. Sima AV, Stancu CS, Simionescu M: Vascular endothelium in atherosclerosis. *Cell Tissue Res* 2009, 335: 191-203.
115. Smith-Bindman R, Lipson J, Marcus R, Kim KP, Mahesh M, Gould R, et al: Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer. *Arch Intern Med* 2009, 169: 2078-2086.
116. Smith JD, Trogan E, Ginsberg M, Grigaux C, Tian J, Miyata M: Decreased atherosclerosis in mice deficient in both macrophage colony-stimulating factor (op) and apolipoprotein E. *Proc Natl Acad Sci U S A* 1995, 92: 8264-8268.
117. Sones FM, Shirey EK, Proudfit WL et al: Cine coronary arteriography. *Circulation* 20: 773-775.
118. Stanford W, Thompson BH: Imaging of coronary artery calcification: Its importance in assessing atherosclerotic disease. *Radiol Clin N Am* 1999, 37: 257–272.
119. Stary HC, Chandler AB, Dinsmore RE, Fuster V, Glagov S, Insull W, et al: A definition of advanced types of atherosclerotic lesions and a histological classification of atherosclerosis. A report from the Committee on Vascular Lesions of the Council on Arteriosclerosis, American Heart Association *Circulation* 1995, 92: 1355–1374.
120. Staub D, Schinkel AF, Coll B et al. Contrast-enhanced ultrasound imaging of the vasa vasorum: from early atherosclerosis to the identification of unstable plaques. *JACC Cardiovasc Imaging*. 3: 761-771.
121. Stemme S, Faber B, Holm J, Wiklund O, Witztum JL, Hansson GK: T lymphocytes from human atherosclerotic plaques recognize oxidized low density lipoprotein. *Proc Natl Acad Sci U S A* 1995, 92: 3893-3897
122. Stone GW, Maehara A, Lansky AJ, de Bruyne B, Cristea E, Mintz GS, et al: A Prospective natural history study of coronary Atherosclerosis. *N Engl J Med* 2011, 364: 226-235
123. Stuber M, Botnar R.M, Dianas P.G et al: Double oblique free-breathing high resolution three-dimensional coronary magnetic resonance angiography. *J Am Coll Cardiol* 1999, 34: 524-531.
124. Stuber M, Weiss RG: Coronary magnetic resonance angiography. *J Magn Reson Imaging* 2007, 26: 219-234.

125. Thompson SG, Kienast J, Pyke SD, Haverkate F, van de Loo JC: Hemostatic factors and the risk of myocardial infarction or sudden death in patients with angina pectoris. European Concerted Action on Thrombosis and Disabilities Angina Pectoris Study Group. *N Engl J Med* 1995, 332: 635-641
126. Tsiflikas I, Brodoefel H, Reimann A, Thomas C, Ketelsen D, Schroeder S, et al: Coronary CT angiography with dual source computed tomography in 170 patients. *European Journal of Radiology* 2010, 74: 161-165
127. Van Velzen JE, Schuijf JD, de Graaf FR, et al: Plaque type and composition as evaluated non-invasively by MSCT angiography and invasively by VH IVUS in relation to the degree of stenosis. *Heart* 2009, 95: 1990-1996.
128. Virani SS, Polsani VR, Nambi V: Novel markers of inflammation in atherosclerosis. *Curr Atheroscler Rep* 2008, 10: 164-170.
129. Virmani R, Burke AP, Farb A, Kolodgie FD: Pathology of the vulnerable plaque. *J Am Coll Cardiol* 2006, 47:13-18.
130. Vogl TJ, Abolmaali ND, Diebold T et al: Techniques for the detection of coronary atherosclerosis: multi-detector row CT coronary angiography. *Radiology* 2002, 223: 212–220.
131. Von Ludinghausen M: The venous drainage of the human myocardium. *Adv Anat Embryol Cell Biol* 2003, 68:101–104
132. White CW, Wright CB, Doty DB, et al: Does visual interpretation of the coronary arteriogram predict the physiologic importance of a coronary stenosis? *N Engl J Med* 1984, 310: 819-824.
133. Wintersperger BJ, Nikolaou K, Von Ziegler F, et al: Image quality, motion artifacts and reconstruction timing of 64-slice coronary computed tomography angiography with 0.33-second rotation speed. *Invest Radiol* 2006, 41: 436-442.
134. Wittlinger T, Voigtlander T, Kreitner KF, Kalden P, Thelen M, Meyer J: Noninvasive magnetic resonance imaging of coronary bypass grafts. Comparison of the haste- and navigator techniques with conventional coronary angiography. *The International Journal of Cardiovascular Imaging* 2002, 18: 469–477.

7.ÖZET

256-Kesitli çift tüplü BT cihazı ile yapılan koroner anjiyografinin konvansiyonel koroner anjiyografi ile karşılaştırılması

Mahmut Çelik

Radyoloji Anabilim Dalı

TIPTA UZMANLIK TEZİ / Konya, 2013

Tüm dünyada koroner arter hastalığı en önemli morbidite ve mortalite nedenidir. Konvansiyonel koroner anjiyografi yüksek uzaysal ve temporal çözünürlüğüne nedeniyle KAH tanısında altın standart yöntemdir. Kardiyak BT teknolojisindeki gelişmelerin sonucu çift tüplü BT teknolojisi ile birlikte yüksek temporal çözünürlükte tek kalp atım süresinde kalbin tamamının taranması mümkün hale gelmiştir. Görüntülemeye BT kullanımı giderek artarken ilişkili yüksek radyasyon dozu da akılda tutulmalıdır. Çift tüplü BT ile prospektif EKG tetiklemeli “flash” tekniği kullanılarak yüksek tanısal kalitede görüntüleme yapılırken radyasyon maruziyeti de minimuma inmiştir. Retrospektif EKG tetiklemeli ‘spiral’ tekniği ise obez ,düzensiz ritimli veya yüksek kalp hızlarına sahip görüntülenmesi zor hastalarda yüksek tanısal kalitede görüntüleme imkanı sunmuştur. Çalışmamızda çift tüplü 256-kesitli BT ile yüksek pitch değerlerinde prospektif veya retrospektif EKG-tetiklemeli yöntem kullanılarak elde edilen kardiyak BT görüntülerinin görüntü kalitesini, kalp hızı ile görüntü kalitesi arasındaki ilişkiyi, hastaların almış olduğu radyasyon dozlarını ve kardiyak BT’de orta-ileri darlık saptanarak konvansiyonel anjiyografi uygulanmış hastalarda karşılaştırmalı sonuçlarını sunmayı amaçladık.

128X2 dedektörlü çift-tüplü BT cihazı (Definition Flash’, Siemens Healthcare Forchheim, Germany) kullanılarak kardiyak BT görüntülemesi yapılan hastalar retrospektif olarak taranarak “flash ” veya ‘spiral’ tekniğinin kullanıldığı 110 hasta (61 E, 49 K; ortalama BMI: 29,19 kg/m²) çalışmaya dahil edildi. Hastalar çekim sırasındaki kalp hızlarına (<60,60-75,>75 atım/dk) ve BMI’lerine göre üç gruba ayrılarak kalp hızları ve BMI’leri ile görüntü kalitesi arasındaki ilişkiler değerlendirildi. Koroner arter segmentlerinin görüntü kalitesi aynı radyolog tarafından 4 puanlı skala (1=artefaktsız-4=değerlendirilemez) ile değerlendirildi. Hastaların aldıkları dozlar ile BMI ve cinsiyet arasındaki ilişkiler karşılaştırıldı. Orta-ileri (> %50 darlık) darlık saptanarak konvansiyonel anjiyografi uygulanmış olan hastanın sonuçları kardiyak BT sonuçları ile karşılaştırıldı.

Değerlendirilen 110 hastanın %77’sinde sağ, %10’unda sol ve %13’ünde kodominant sistem mevcut iken %30’unda Rİ dalı bulunmaktaydı. Toplam 1760 segment aynı radyolog(M.K.) tarafından görüntü kalitesi açısından değerlendirilmiş olup 1444 segmente 1, 248 segmente 2, 53 segmente 3 ve 15 segmente ise 4 puan verildi. 4 puan alan segmentler çoğunlukla RCA ve dalları ile diğer koroner arterlerin distal dalları idi.

Kalp hızı ile görüntü kalitesi arasındaki ilişkiye bakıldığında kalp hızı <60 atım/dk olan grup ile >75 olan grup arasında anlamlı farklılık bulunurken <60 ve 60-75 atım/dk olan gruplar arasında anlamlı farklılık saptanmamıştır.

Kardiyak BT için ortalama etkin doz ‘flash’ tekniğinde 1,11 mSv iken ‘spiral’ tekniğinde 8,23 mSv olarak hesaplanmıştır.Hastaların BMI’leri ile etkin dozları orta derecede korelasyon göstermekteydi.Etkin doz ile cinsiyetler arasındaki ilişki değerlendirildiğinde sadece flash tekniğinde anlamlı farklılık saptandı.

Kardiyak BT sonrası iki hafta içerisinde konvansiyonel anjiyografi uygulanan 23 hastanın tetkikleri karşılaştırıldığında kardiyak BT’nin sensitivitesi %100, spesifisitesi %90 ,pozitif prediktif değer %92,8 bulunurken özellikle negatif prediktif değer %100 olarak saptanmıştır.

SONUÇ

Obez olmayan, kalp hızı düşük olan seçilmiş hasta grubunda yüksek pitch değerli prospektif EKG tetiklemeli kardiyak BT yüksek negatif tahmin değeri ile koroner arter hastalığını dışlamada <1 mSv’e varan düşük dozlarla yüksek kaliteli görüntüler sağlamaktadır. Aritmik veya obez hastalarda uygulanan retrospektif EKG tetiklemeli yöntem etkin doz miktarını arttırsada görüntülenmesi zor olan bu hasta grubu için yüksek tanısal kalitede görüntülere imkan tanımaktadır.

Anahtar kelimler. Çift tüplü BT , Koroner BT anjiyografi , radyasyon dozu

8. SUMMARY

The Comparison of 256-slice dual source CT coronary angiography with conventional Coronary Angiography

Coronary heart disease is the most important morbidity and mortality reason around the world. Because of high spatial and temporal resolution, conventional coronary angiography is the golden standard method in CHD diagnosis. As a result of developments in cardiac CT technology, it became possible to scan whole heart with double tube CT technology in high temporal resolution in only 1 heartbeat duration. While the usage of CT increases in imaging activities, the high radiation dose accompanying should also be considered. The radiation exposure has been minimized while high-quality diagnosis imaging by using prospective ECG-triggered “flash” method with double tube CT. the retrospective ECG-triggered “spiral” method has provided high-quality diagnosis imaging opportunity for obese patients with irregular or high heartbeat speeds where the imaging is very hard. In our study, we aimed to determine the visual qualities of cardiac CT images obtained by using high pitch-value prospective or retrospective ECG-triggered method via 256-detector CT, to determine the relationship between heart rate and image quality, to reveal the radiation doses patients have faced with, and to report the comparative results of patients who have undergone conventional angiography after being diagnosed with mild-severe stenosis in cardiac CT.

By retrospectively imaging via “flash” or “spiral” method through cardiac CT imaging with 128X2-detector double-tube CT device (Definition Flash’, Siemens Healthcare Forchheim, Germany), 110 patients (61 M, 49 F; mean BMI: 29.19 kg/m²) were involved in study. By grouping the patients into 3 groups according to their heart rates (<60.60-75>75 beat/min) and BMI values, the relationship between their BMI values and heart rates have been evaluated. The visual qualities of coronary artery segments have been assessed by same radiologist according to 4-point scale (1=no artifact, 4=not assessable). The relationship of the doses patients took with BMI and gender has been evaluated. The results of patients undergone conventional angiography after being diagnosed with mild-severe (> 50%) stenosis have been compared with cardiac CT results.

Of 110 patients evaluated, there are right (77%), left (10%) and co-dominant (13%) systems, and there also is RI (?) in 30% of those patients. Totally 1760 segments have been assessed by same radiologist (M.K.) from the aspect of visual quality; 1444 segments are given 1 point, 248 segments are given 2 points, 53 segments are given 3 points, and 15 segments are given 4 points. The segments given 4 points are generally the RCA and its branches, and distal branches of other coronary arteries.

Considering the relationship between heart rate and image quality, it has been determined that there is a significant difference between <60 beat/min group and >75 beat/min group, while no significant difference can be determined between <60 and 60-75 beat/min groups.

While mean effective dose for cardiac CT in “flash” technique is 1.11 mSv, that in “spiral” technique was calculated to be 8.23 mSv. The BMI values of patients and the effective doses showed mild-level correlation. Considering the relationship between effective dose and genders, it has been determined that there is a significant difference only in “flash” technique.

When comparing the examinations of 23 patients applied conventional angiography within 2 weeks after cardiac CT, it has been determined that the sensitivity of CT is 100%, its specificity is 90%, and positive predictive value is 92.8%, while the negative predictive value was calculated to be 100%.

RESULTS

In chosen non-obese patient group with low heart rates, high-quality images can be obtained with low doses up to <1 mSv in coroner artery exclusion with high pitch value prospective ECG-triggered cardiac CT high negative predictive value. Although retrospective ECG-triggered method applied in arrhythmic or obese patients increases the effective dose level, it can provide high diagnostic-valued images in those hard-to-image patient groups.

Keywords: dual ct , coronary ct angiography, radiation dose

ÖZGEÇMİŞ

1980 yılında Mersin Mezitli ilçesinde doğdu. İlk-orta ve lise eğitimini Mersin Mezitli de tamamladı. 2007 yılında İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi İngilizce Bölümünden mezun oldu. Yaklaşık iki yıl Bitlis Tatvan da pratisyen hekim olarak çalıştı. 2009 nisan dönemi TUS sınavı ile İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi Radyoloji bölümünde asistan olarak göreve başladı. 2012 Kasımında eş durumu atamasından Selçuk Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Bölümüne atandı. Halen bu kurumda asistan olarak çalışmakta.