

**T.C.
SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ**

**PULMONER TROMBOEMBOLİ TANISINDA 128 KESİT BT ANJİYOĞRAFI
VE TEKNİK OPTİMİZASYONU**

Dr. Esmâ Dilek ÜSTÜN

**UZMANLIK TEZİ
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI**

**Tez Danışmanı
Yrd. Doç. Dr. Ömer Yılmaz**

ISPARTA - 2012

TEŞEKKÜR

Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyodiagnostik Anabilim Dalı'nda 2008-2012 yılları arasında asistanlık eğitimim sırasında bilgi ve tecrübelerinden faydalandığım ana bilim dalı başkanım sayın Prof. Dr. Meltem ÇETİN'e, eğitimimde ve tezimin hazırlanmasında değerli katkılarından dolayı tez danışmanlarım sayın Doç. Dr. Mustafa KAYAN'a, Yrd. Doç. Dr. Ömer Yılmaz'a, bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım ve bana farklı bakış açıları kazandıran hocalarım Doç. Dr. Bumin Değirmenci ile Yrd. Doç. Dr. E. Nisa Ünlü'ye teşekkür ederim.

Tüm eğitim sürecimizde karşılıklı sevgi ve saygı ortamında, uyum içinde çalıştığımız tüm asistan arkadaşlarıma, bilgi ve becerileriyle eğitimimiz süresince katkıları olan tüm radyoloji teknisyenlerimize ve sekreterlerimize, rotasyonum süresince bana her konuda yardımcı olan ve bu süreci keyifli hale getiren tüm girişimsel radyoloji ekibine ve radyoloji ailemizin diğer tüm mensuplarına tek tek sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	ii
İÇİNDEKİLER	iii
KISALTMALAR DİZİNİ	vi
TABLolar DİZİNİ	vii
RESİMLER DİZİNİ	viii
1.GİRİŞ VE AMAÇ	1
2.GENEL BİLGİLER.....	3
2.1.Pulmoner Arterlerin Anatomisi.....	3
2.2.Pulmoner Tromboemboli	4
2.2.1.Epidemiyoloji	5
2.2.2.Patogenez.....	5
2.2.3.Risk Faktörleri	6
2.2.4.Klinik	7
2.2.5.Tanı	7
2.2.5.1.Göğüs Röntgenogramı	7
2.2.5.2.Elektrokardiyogram.....	8
2.2.5.3.Arteriyel Kan Gazları.....	8
2.2.5.4.D-dimer	9
2.2.5.5.Akciğer Sintigrafisi	9
2.2.5.6.Bilgisayarlı Tomografi Anjiyografi	10
2.2.5.7.Manyetik Rezonans Görüntüleme.....	10
2.2.5.8.Ekokardiyografi.....	11
2.2.5.9.Pulmoner anjiyografi.....	11
2.3.Bilgisayarlı Tomografi	11
2.3.1.Bilgisayarlı Tomografi Tarihçesi.....	11
2.3.2.Bilgisayarlı Tomografi Temel Fizik Prensipleri.....	12
2.3.3.ÇKBT Fizik Özellikleri	14
2.3.3.1.Gantri Rotasyon Süresi	14
2.3.3.2.Temporal Çözünürlük	15
2.3.3.3.Uzaysal Çözünürlük	15

2.3.3.4.Çok Kesit Dedektör.....	15
2.3.3.5.İnce Kesit Kalınlıkları.....	16
2.3.3.6. Veri Elde Etme Sistemi - Data Acquisition System.....	16
2.3.3.7.Görüntü Rekonstrüksiyonu.....	16
2.3.4.ÇKBT'deki Yeniliklerin Parametrelere Yansıması.....	17
2.3.4.1.Tarama Hızında Artış.....	17
2.3.4.2.Gantri Rotasyon Süresinin Kısalması.....	17
2.3.4.3.Kesit Kalınlığında Azalma.....	18
2.3.4.4.X-Işını Yararlanma Faktöründe Artış.....	18
2.4.Pulmoner Arterlerin Değerlendirilmesinde ÇKBT.....	18
2.4.1.PTE'de ÇKBT Bulguları.....	19
2.5.ÇKBT'nin Avantajları-Dezavantajları.....	20
2.6.Rekonstrüksiyon ve Reformasyonların Oluşturulması.....	21
2.6.1.Multiplanar Reformasyon.....	21
2.6.2.Maksimum İntensite Projeksiyon.....	22
2.6.3.Surface Shaded Display.....	22
2.6.4.Üç Boyutlu Volüm Rendering Tekniği.....	22
2.6.5.Curved Planar Reformat (CPR).....	23
2.7.Kontrast Maddeler.....	23
2.7.1.Kontrast Maddelerinin Sınıflandırılması.....	23
2.7.2.Kontrast Maddelerin Yan Etkileri.....	24
2.7.3.BT Anjiyografide Kontrast Madde Kullanımı.....	25
2.7.4.ÇKBT Anjiyografide Kontrast Madde Enjeksiyonu ile İlgili Parametreler.....	26
2.8.Radyasyon Dozu.....	26
2.8.1.Radyasyon Enerjisi Birimi.....	27
2.8.2.Absorplanmış (Soğrulan) Doz Birimi.....	27
2.8.3.Biyolojik Doz Birimi (Doz Eşdeğeri).....	27
2.8.4.Radyasyonun Hücre Üzerine Etkileri.....	28
2.8.5.Radyasyonun Somatik ve Genetik Etkileri.....	28
2.8.5.1.Radyasyonun Somatik Etkileri.....	29
2.8.5.2.Radyasyonun Genetik Etkileri.....	29
3.MATERYAL ve METOD.....	30
3.1.Çalışma Kapsamı.....	30

3.2.Hasta Seçimi ve Hazırlığı.....	30
3.3.Çekim Protokolü	31
3.4.Görüntülerin Değerlendirilmesi ve Yorumlanması.....	32
4.BULGULAR.....	35
4.1.Hasta Populasyonu	35
4.2.Klinik ve Patolojik Bulgular	36
4.3.ÇKBT Cihazıyla Elde Edilen Görüntülerde Pulmoner Arterlerin Değerlendirilmesi.....	38
4.4.Pulmoner Arterler Dışındaki Diğer Parametrelerin Değerlendirilmesi	41
4.5.Pulmoner Arterlerin Değerlendirilmesi Amacıyla Yapılan BT Anjiyografi Tetkiklerinde Kullanılan Radyasyon Dozu Miktarı.....	43
5.TARTIŞMA ve SONUÇ	45
ÖZET.....	53
SUMMARY	54
KAYNAKLAR	55

KISALTMALAR DİZİNİ

Ana pulmoner arter	: APA
Bilgisayarlı tomografi	: BT
Çok Kesitli Bilgisayarlı Tomografi	: ÇKBT
Dakika	: dk
Data Acquisition System	: DAS
Dose-length product	: DLP
Elektrokardiogram	: EKG
Field of view	: FOV
Hounsfield unit	: HU
Kilovolt	: kV
Magnetik Rezonans Görüntüleme	: MRG
Maksimum İntensite Projeksiyon	: MIP
Miliamper- Saniye	: mAs
Mililitre	: ml
MiliSievert	: mSv
Multiplanar Reformasyon	: MPR
Pulmoner Tromboemboli	: PTE
Region of interest	: ROI
Saniye	: sn
Surface shaded display	: SSD
Üç boyutlu	: 3D
Ventilasyon/perfüzyon	: V/Q
Volüm rendering tekniği	: VRT

TABLolar DİZİNİ

Tablo 1: Venöz tromboembolide risk faktörleri.....	6
Tablo 2: Pulmoner tromboembolide belirti ve bulgular.....	7
Tablo 3: Gruplardaki cinsiyet dağılımı ve ortalama yaş	35
Tablo 4: Ana pulmoner arter, apikal ve bazal pulmoner arter dansitelerinin değerlendirilmesinde istatistiksel anlamlılık.....	38
Tablo 5: Pulmoner arterlerin değerlendirilmesinde istatistiksel ölçümler	39
Tablo 6: Pulmoner arter dışı parametrelerin değerlendirilmesinde istatistiksel ölçümler	42
Tablo 7: Görüntü kalitesinin, pulmoner arter kontrastlanmasının ve hareket artefaktlarının değerlendirilmesinde istatistiksel anlamlılık	42
Tablo 8: Radyasyon dozlarının değerlendirilmesinde istatistiksel ölçümler	43

RESİMLER DİZİNİ

Resim 1: 80 kV ile yapılan çekimde sağ pulmoner arterde trombüs.....	36
Resim 2: 80 kV ile yapılan çekimde sağ pulmoner arterde ve sol segmental pulmoner arter dalında trombüs	37
Resim 3: 100 kV ile yapılan çekimde ana pulmoner arterler	39
Resim 4: 120 kV ile yapılan çekimde apikal kesimde pulmoner arter dalları.....	40
Resim 5: 100 kV ile yapılan çekimde solda bazal kesimde pulmoner arter dalında dansite ölçümü	40
Resim 6: 80 kV ile yapılan çekimde apikal kesimde pulmoner arter dalları.....	41

1.GİRİŞ VE AMAÇ

Pulmoner tromboemboli (PTE) genellikle derin ven trombozunun bir komplikasyonudur. Sıklıkla bacak derin venlerindeki trombüslerden kopan parçaların pulmoner arter dallarını tıkaması sonucu oluşur (1). Sonuçta bölgesel dolaşım bozukluğu meydana gelir (2). PTE; tekrarlama olasılığı ve mortalite-morbiditesi yüksek olan, önlenabilir bir hastalıktır (3). Hastane ölümlerinin yaklaşık %10'undan PTE sorumludur (4). Eşlik eden hastalıklara bağlı olarak klinik belirtiler maskelenebilir ve tanı koymak zor olabilir (1). Pulmoner anjiyografi PTE'de altın standart test olarak kabul edilir (1, 5). Ancak deneyim gerektirmesi, pahalı ve invazif olması ve her merkezde bulunmaması kullanımını kısıtlamaktadır (6).

Yeni nesil çok kesitli bilgisayarlı tomografi (ÇKBT) cihazlarının kullanıma girmesi ile bilgisayarlı tomografi (BT) anjiyografik uygulamalarda yeni bir dönem başlamıştır. İnvazif tanısal uygulamalar yerini non-invazif BT anjiyografik işlemlere bırakmıştır. Son zamanlarda pulmoner BT anjiyografi hem anjiyografik tetkikler içerisinde hem de PTE tanısında en sık kullanılan yöntem haline gelmiştir.

ÇKBT cihazları yaygın olarak kullanılmaya başlamasına rağmen farklı merkezlerde farklı çekim protokolleri uygulanmakta olup ortak bir konsensus bulunmamaktadır. BT anjiyografik işlemlerde alınan kesit sayısı ve süre fazla olduğu için alınan radyasyon dozu diğer BT uygulamalarına göre daha fazladır. Bununla birlikte teorik olarak bilinen “kilovolt (kV) değerleri ne kadar düşerse alınan radyasyon dozu da orantılı olarak düşecektir (7)” bilgisine istinaden radyolojik tanıyı etkilemeyecek en küçük kV değerini uygulayarak hasta tarafından alınan radyasyon dozunu mümkün olduğunca en aza indirmek olasıdır.

Bu çalışmada PTE ön tanısı ile başvuran 90 hastaya 120, 100 ve 80 gibi üç farklı kV değeri kullanılarak çekim gerçekleştirildi. Her bir parametre 30 hastaya uygulanarak toplam üç grup oluşturuldu. Her bir hastanın aldığı radyasyon dozu tek tek hesaplanarak her bir parametrede hasta başına alınan ortalama radyasyon dozu belirlendi. Tüm gruplardaki her bir hastada ana pulmoner arter, her iki tarafta apikal ve bazal düzeylerde orta-distal kesimdeki pulmoner arter segmentlerinde kontrastla dolu lümen santralindeki atenüasyon değerleri ölçüldü. Her üç grubun atenüasyon

değerleri arasında istatistiksel olarak fark olup olmadığı karşılaştırıldı. Ayrıca tüm gruplardaki olgular; pulmoner arter kontrastlanması, görüntü kalitesi ve hareket artefaktları açısından karşılaştırıldı. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olup olmadığına bakılarak 128 kesit BT cihazı ile çekilen pulmoner BT anjiyografi uygulamalarında optimal kV değeri belirlenerek minimal radyasyon maruziyeti ile tetkikin uygun görüntü kalitesinde yapılabilirliği araştırıldı.

2.GENEL BİLGİLER

2.1.Pulmoner Arterlerin Anatomisi

Ana pulmoner arter (APA) deoksijenize kanı sağ ventrikülden akciğerlere taşır. Ortalama 5 cm uzunluğunda ve 3 cm genişliğindedir. Kardiyak damarların en önde olanıdır (8). Çıkan aortanın önce önünde, sonra solunda seyredir. Arkus aortanın altında, 5. torakal vertebra hizasında, orta hattın hemen solunda ikiye ayrılarak sağ ve sol pulmoner arterleri oluşturur. Pulmoner arter ayrımı trakea bifurkasyonunun altında, önünde ve solunda yer alır.

Ana pulmoner arter ile sağ ve sol pulmoner arterler perikard içerisinde yer alır.

Sağ ve sol pulmoner arterler akciğer hiluslarına doğru uzanırlar. Akciğer dokusuna girerken her iki taraftaki arterler segmental ve subsegmental bronşlara eşlik eden dallara ayrılır. Arterler genellikle bronşların dorsolateralinde seyredir (9).

Pulmoner arter çapları normal bireylerde ve pulmoner hipertansiyon hastalarında değişkenlik gösterir. Çalışmalar sonucunda APA çapı için üst sınır 28,6 mm olarak belirlenmiştir. Sağ ve sol pulmoner arter çapları birbirine yakındır. Ancak sol pulmoner arter çapı çoğu kişide hafif daha büyüktür. Kuriyama ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışmada normal bireylerde proksimalde sağ pulmoner arter çapı ortalama $18,7 \pm 2,8$ mm, sol pulmoner arter çapı $21 \pm 3,5$ mm bulunmuştur (10).

Sağ pulmoner arter vena kava superiorun arkasında ve sağ ana bronşun önünde çıkan dal (trunkus anterior) ve inen dala (interlobar dal) ayrılır. Trunkus anterior apikal ve anterior segmentler başta olmak üzere sağ üst lobu besler. İnterlobar dal büyük oranda orta ve alt lobu besler. Ancak %90 oranında interlobar daldan çıkan bir arter üst lob posterior segmente gider. Adına uygun olarak interlobar dalın büyük kesimi majör fissürde uzanır (8).

Sol pulmoner arter sol ana bronşun üzerinden geçtikten sonra genellikle inen veya sol interlobar pulmoner arter olarak devam eder. Bu arter de üst ve alt loblara

giden segmental dallara ayrılır. Bazen sol pulmoner arter kısa çıkan bir dal verir; bu dal da üst loba giden segmental dallara ayrılır.

Pulmoner arterler iki dal şeklinde bölünme gösterir. Bunlar yaklaşık aynı çaptadır veya biri belirgin daha büyüktür. Pulmoner arter bifurkasyondan itibaren yaklaşık 17 bölünme noktasına sahiptir. Periferal dallarının çapı 0,1 ile 1,5 mm arasında değişir.

Pulmoner arterler iki gruba ayrılır: çapı 0,5 mm'den büyük olanlar elastik arterlere karşılık gelir (tipik olarak subsegmental arterleri içerir) ve sağ ventrikülden gönderilen kan için depo vazifesi yaparlar. Çapı 0,5 mm'den küçük olanlar müköler arterlere karşılık gelir ve terminal bronşiyollere kadar periferal hava yollarına eşlik ederler.

Lober, segmental ve subsegmental arterler tipik olarak bronşlara eşlik eder. Ancak arterlerin dallanma paternleri çeşitli varyasyonlar gösterir. Varyasyonlar üst loblarda daha fazla görülür.

Çapı 0,15 mm'den küçük olan pulmoner arterler arteriyol adını alır. Çapı 300 µm kadar küçük olan arteriyoller yüksek çözünürlüklü BT'de görülebilir. Bunlar terminal ve proksimal respiratuvar bronşiyol düzeyindeki 16. dallanma seviyesinde bulunan asiner arterlere karşılık gelir. Ancak bu damarlar akciğer parankim penceresinde sadece yumuşak doku dansitesinde yapılar olarak görülür ve kontrast madde sonrası opasifikasyonları görülemez (8).

Pulmoner arterlerin terminal dalları alveol duvarlarında kapillerlere ayrılır (9).

2.2.Pulmoner Tromboemboli

“Emboli” sözcüğü Yunancada “tıkaç” ya da “tıpa” anlamına gelen sözcüklerden köken alır (11).

PTE genellikle derin ven trombozunun bir komplikasyonudur. Sıklıkla bacak derin venlerindeki trombüslerden kopan parçaların pulmoner arter dallarını tıkaması sonucu oluşur (1). Sonuçta bölgesel dolaşım bozukluğu meydana gelir (2).

Pulmoner arter içerisinde trombüs oluşumu nadirdir.

PTE; tekrarlama olasılığı ve mortalite-morbiditesi yüksek olan, önlenemez bir hastalıktır (3). Eşlik eden hastalıklara bağlı olarak klinik belirtiler maskelenebilir ve tanı koymak zor olabilir (1).

2.2.1.Epidemiyoloji

Amerika Birleşik Devletleri verilerine göre PTE'nin ortalama yıllık insidansı yaklaşık 1/1000 olup yaşla birlikte artar (12-14). Erkeklerde daha sık görüldüğüne ve mevsimsel farklılık gösterdiğine dair bulgular vardır (13, 14).

Tedavi edilmeyen olgularda mortalite yaklaşık %25-30 iken, tedavi edilenlerde %2-8'e düşer (15, 16).

Hastanede gerçekleşen ölümlerin %10'unun sebebi PTE'dir (4).

2.2.2.Patogenez

Embolinin damarı tıkanmasıyla birlikte önce ölü boşluk ventilasyonu, daha sonra histamin-serotonin gibi mediyatörlerin salınımına bağlı olarak terminal bronşiyollerde bronkokonstrüksiyon, ventilasyon/perfüzyon (V/Q) dengesizliği, difüzyon azalması ve şant sonucu hipoksemi gelişir (17). Perfüzyonu bozulan segmentte takipneye bağlı hipokapni ve azalmış sürfaktana bağlı 24-48 saat içerisinde çizgisel atelektaziler oluşur.

Hastaların yaklaşık %10'unda küçük çaplı periferik damarların tıkanması sonucu infarktüs gelişir. İnfarkt alanları tam rezolüsyon veya fibröz skar dokusu ile iyileşir; bazen enfekte olarak absese dönüşebilir (18).

Bir iki gün içerisinde vücudun trombolitik sisteminin aktive olması ile tıkanan damarların rekanalizasyonu başlar ve 10-14 gün içerisinde büyük ölçüde tamamlanır. Tamamen rekanalize olması 4-8 haftayı bulur. Olguların sadece yarısında tam rezolüsyon gelişir, diğer yarısında trombus organize olur ve rezidü trombus kalır (19-21).

2.2.3.Risk Faktörleri

PTE'de trombüslerin büyük kısmının kaynağını bacaklardaki derin ven (özellikle proksimal ven) trombüsleri oluşturur (22-24). Kadınlarda PTE'nin en önemli kaynağı pelvik venlerdir. Özellikle doğum ve jinekolojik cerrahi girişimler emboli oluşumu için predispozan faktörlerdir (25).

Virchow, damar içi pıhtılaşmaya neden olan etmenleri damar endotel hasarı, hiperkoagülabilité ve staz olarak tanımlamıştır. Trombozla sonuçlanan bu etmenlere yol açan edinsel ve kalıtsal faktörler Tablo 1'de yer almaktadır (26).

Tablo 1: Venöz tromboembolide risk faktörleri

Genetik risk faktörleri	Kazanılmış risk faktörleri
Antitrombin III eksikliği Protein C eksikliği Protein S eksikliği Aktive Protein C rezistansı: (Faktör V Leiden) Protrombin G20210A mutasyonu Hiperhomosisteinemi Faktör VIII artışı Konjenital disfibrijojenemi Antikardiyolipin antikorları Plazminojen eksikliği Faktör VII eksikliği Faktör IX artışı	İleri yaş Nefrotik sendrom Şişmanlık Uzun süreli seyahat Majör cerrahi (Pelvik, abdominal) İmmobilizasyon Kansér Konjestif kalp yetersizliği Miyokard infarktüsü İnme Oral kontraseptif kullanımı Hormon replasman tedavisi Kemoterapi Santral venöz kateter Spinal kord yaralanması Polisitemia Vera Gebelik/Lohusalık Travma

Herhangi bir risk faktörünün saptanmadığı olgularda gizli kanser ve trombofili olasılığı daha yüksektir (14, 27).

2.2.4.Klinik

Dispne, göğüs ağrısı, hemoptizi, takipne ve taşikardi sık görülen belirti ve bulgulardır; ancak PTE'ye özgü değildir. Hiçbir belirti vermeyen olguların yanında ani ölüme kadar uzanan klinik tablolar görülebilir.

Pulmoner arterlerin 2/3'ü tıkanıldığında akut pulmoner hipertansiyon bulguları gelişir (2).

PTE ile ilişkili başlıca belirti ve bulgular Tablo 2'de görülmektedir (1).

Tablo 2: Pulmoner tromboembolide belirti ve bulgular

Belirtiler	Bulgular
Dispne	Takipne (>20/dk)
Batıcı göğüs ağrısı	Taşikardi (>100/dk)
Hemoptizi	Raller
Çarpıntı	Derin ven trombozu bulguları
Retrosternal göğüs ağrısı	Ateş
Senkop / presenkop	Gallop ritmi

2.2.5.Tanı

PTE tanısı için öncelikle klinik olarak hastalıktan şüphelenmek gerekir (28). Daha sonra birtakım tanısal işlemlere başvurulur.

2.2.5.1.Göğüs Röntgenogramı

Göğüs röntgenogramının görevi pnömoni gibi benzer klinik veren nedenleri belirlemek, V/Q sintigrafisine gönderilecek olguları seçmek ve V/Q sintigrafisini yorumlamada yardımcı olmaktır (2).

Kardiyopulmoner hastalığı olmayan PTE olgularının yaklaşık % 20'sinde göğüs röntgenogramı normaldir. PTE'li hastalarda görülebilen göğüs röntgenogramı bulguları şunlardır (1, 18, 25):

- Çizgisel (subsegmental) atelektazi (Fleischner çizgileri)
- Plevral sıvı
- Plevral tabanlı opasite (Hampton hörgücü)
- Diyafragma yükselmesi
- Pulmoner arter genişlemesi
- Ani damar kesilmesi (amputasyon bulgusu-cut off sign)
- Sağ ventrikül belirginleşmesi
- Lokal damarlanma azalışı – radyolusensi artışı (Westermarck işareti)

2.2.5.2.Elektrokardiyogram

Akut PTE'de elektrokardiyogramların (EKG) %25'inden azı normaldir (11).

PTE olgularında görülebilen EKG bulguları şu şekildedir (29):

- Sinüs taşikardisi
- Atriyal ekstrasistol / fibrilasyon
- Sağ dal bloğu
- Akut sağ ventrikül disfonksiyonu örneği (S₁Q₃T₃)
- Sağ aks sapması
- Sağ ventrikül yüklenme bulguları

2.2.5.3.Arteriyel Kan Gazları

Akut PTE'li olgularda hipoksemi, hipokapni ve solunumsal alkaloz sık görülür (30). Arteriyel kan gazları hastalığın derecesi hakkında bir fikir verebilir. Oksijen saturasyonu %95 ve üzerinde ise hipoksemik hastalara göre mortalite daha düşüktür.

2.2.5.4.D-dimer

D-dimer, yeni oluşmuş trombusün fibrinolitik sistem tarafından parçalanması sonucu oluşan bir fibrin yıkım ürünüdür (31, 32). D-dimer testinin duyarlılığı yüksek olmasına rağmen özgüllüğü düşüktür (33, 34). Cerrahi girişim, travma, böbrek hastalıkları, maligniteler, ağır enfeksiyonlar, sistemik lupus eritematozis, gebelik gibi durumlarda da test pozitif olabilir (34).

D-dimer negatifliği özellikle ayaktan başvuran, eşlik eden hastalığı olmayan, düşük ve orta klinik olasılıklı hastalarda PTE'nin dışlanmasında kullanılır (33-36). Yüksek klinik olasılıklı hastalarda serum D-dimer düzeyinin normal olması PTE'yi dışlatamaz. Hastanede yatan, düşkün ve eşlik eden hastalığı bulunan olgularda D-dimer testinin güvenilirliği düşüktür.

2.2.5.5.Akciğer Sintigrafisi

Eskiden yaygın olarak kullanılan sintigrafi, özellikle ÇKBT cihazlarının kullanıma girmesiyle daha az sıklıkta kullanılmaktadır. Klinik olasılığın yüksek olduğu ancak BT ile tanı konulamayan hastalarda, kontrast madde alerjisi bulunanlarda veya böbrek fonksiyon bozukluğu olanlarda sintigrafi alternatif bir yöntemdir. Perfüzyon sintigrafisi, pulmoner arterlerdeki perfüzyon defektlerini saptamada duyarlı, fakat özgül olmayan bir testtir. Amfizem, bronşektazi, akciğer absesi, pnömoni, fibrozis, bronş tıkanıklığı, plörezi, pnömotoraks, yüksek diyafragma ve pulmoner damar problemleri sintigrafide perfüzyon defektlerine neden olabilir. Bu durumlarda ventilasyon sintigrafisi akut PTE dışında perfüzyon defektlerine neden olabilen, ancak ventile olmayan anormal akciğer alanlarını göstererek perfüzyon sintigrafisinin duyarlılığını artırır (1).

Normal ventile olan bölgede segmental perfüzyon defekti bulunması PTE için çok anlamlıdır. Normal perfüzyon PTE'yi dışlatır (2).

Düşük-orta olasılıklı V/Q sintigrafisi tek başına PTE'yi dışlayamaz veya PTE tanısı koyduramaz; klinik bulgular ile birlikte değerlendirilmelidir. Düşük olasılıklı V/Q sintigrafisi, düşük klinik olasılık ile birlikteyse PTE'yi büyük ölçüde dışlar (1).

Yüksek olasılıklı V/Q sintigrafisinin pozitif prediktif değeri pulmoner anjiyografi ile karşılaştırmalı yapılan çalışmalarda %85 civarında bulunmuştur. Yüksek olasılıklı sintigrafi bulguları saptanan hastalarda daha önce geçirilmiş PTE öyküsü mevcutsa veya benzer bulgular eski sintigrafide de varsa ya da klinik olasılık düşük ise sintigrafi tanı koydurucu değildir. Başka bir görüntüleme yöntemine başvurulmalıdır.

Segmental PTE tanısında V/Q sintigrafisinin duyarlılığı %42 ve özgüllüğü %78 olarak belirtilmektedir (25).

PTE sonrası endojen trombolizis nedeniyle tıkalı damarlarda hızlı bir reperfüzyon gelişir. Bundan dolayı PTE şüphesi olan hastalarda sintigrafi mümkün olduğunca erken (ilk 24 saat içinde) çekilmelidir (1).

2.2.5.6.Bilgisayarlı Tomografi Anjiyografi

Özellikle ÇKBT cihazlarının yaygın olarak kullanıma girmesiyle PTE tanısında BT anjiyografi tetkiki çoğu merkezde ilk sırada yerini almıştır (7).

PTE, BT anjiyografide damarda dolma defekti veya distali dolmayan damar şeklinde görülür (2). BT anjiyografi ile akciğer sintigrafisinin karşılaştırıldığı çalışmalarda BT anjiyografinin daha iyi duyarlılık değerlerine sahip olduğu bulunmuştur (37). Bu yöntemin önemli bir avantajı da pulmoner arterlerin yanında torakstaki diğer yapılara ait patolojileri de gösterebilmesidir (38-40).

Çekim esnasında kontrast madde verileceğinden kreatinin değerlerine dikkat edilmelidir.

2.2.5.7.Manyetik Rezonans Görüntüleme

Manyetik rezonans görüntüleme (MRG) pulmoner arterler içinde trombüsün doğrudan görüntülenmesini sağlar. Kontrast madde kullanılarak anjiyografik görüntüleme yapılabilir. İyonize radyasyon içermemesi nedeniyle gebelerde kullanılabilir (1). Ancak uzaysal rezolüsyonunun düşük olması ve incelemenin uzun sürmesi gibi dezavantajları vardır.

2.2.5.8.Ekokardiyografi

Santral pulmoner arterlerdeki trombüsler gösterilebilir (25).

Masif-submasif PTE'de görülebilen sağ ventrikül disfonksiyonu ve dilatasyonu ekokardiyografi ile saptanabilir. Ayrıca ekokardiyografi masif PTE ile karışabilen aort diseksiyonu, perikard tamponadı, miyokard enfarktüsü ve kardiyojenik şok gibi durumların ayırt edilmesinde yardımcıdır (1).

2.2.5.9.Pulmoner anjiyografi

Pulmoner anjiyografi PTE'de altın standart test olarak kabul edilir (1, 5). Akut olgularda hem tanı hem tedavi (fibrinolizis) amacıyla doğrudan yapılabilir. Ancak hastanın aldığı doz yüksektir (ortalama 7,2 mSv) (25). BT anjiyografi tetkikine göre periferik trombüslerin saptanma olasılığı daha fazladır. Ancak deneyim gerektirmesi, pahalı ve invazif olması ve her merkezde bulunmaması kullanımını kısıtlamaktadır (6).

2.3.Bilgisayarlı Tomografi

2.3.1.Bilgisayarlı Tomografi Tarihçesi

Teknolojideki ilerlemelerle birlikte BT cihazlarında da büyük gelişme kaydedilmiştir. BT ile ilgili ilk başarılı klinik uygulamalar 1967 yılında G. Hounsfield tarafından gerçekleştirilmiş ve 1971 yılında hastane şartlarında uygulanmaya başlanmıştır.

Birinci nesil cihazlarda ince bir X ışını ve tek dedektör kullanılıyorken tüp bir derece dönüyor, veri işleniyor ve tekrar bir derece dönüş yapıyordu. Bu işlem tüp ve dedektör 180 derece dönene kadar tekrarlanıyordu. Bu cihazlarda kesit alım süresi oldukça uzundu.

İkinci nesil BT cihazlarında yelpaze şeklinde bir ışın ve birden fazla sayıda dedektör sistemi bulunmaktaydı. Tüp hareketi 10 derecelik açılarla 180 dereceye tamamlanıyordu. Böylece daha hızlı tarama zamanı ve aynı anatominin birden fazla dedektörce izlenmesi sayesinde ayrıntıda artış sağlanmaktaydı.

Üçüncü nesil BT cihazlarında kolime edilmiş yelpaze şeklindeki X-ışını demetinin karşısında ışın demetini gören çok sayıda dedektör kullanılmaktadır.

Dördüncü nesil cihazlarda gantri boşluğunu 360 derece çevreleyen çok sayıda dedektör kullanılmaktadır. Bu cihazlarda dedektörler sabittir ve hasta çevresinde sadece X-ışını tüpü döner.

Beşinci nesil cihazlarda tüp ve dedektör hareketi ortadan kaldırılmıştır. Gantri çok büyük bir X-ışını tüpü haline getirilmiştir. Elektron-Beam Tomografi olarak adlandırılan bu sistem devreye girdikten bir süre sonra ÇKBT geliştirilmiştir (41, 42).

BT konusundaki teknolojik gelişmeler ile ilk ÇKBT 1998'de 4x1mm kesitli olarak klinik kullanıma girmiştir. Bunu 2000 yılında 8, 2001'de 16, 2004 yılında 64, 2008 yılında 128 kesitli sistemler izlemiştir.

2.3.2.Bilgisayarlı Tomografi Temel Fizik Prensipleri

BT üç boyutlu yapılardan iki boyutlu görüntü oluşturan sistemdir. BT aygıtında tarayıcı, bilgisayar ve görüntüleme ünitesi olmak üzere 3 bölüm vardır. Tarayıcı; hasta masası ve gantriden oluşur. Gantri içerisinde tüp ve dedektör sistemi bulunur. Her kesit alma işleminden sonra masa bir miktar hareket ettirilir. Bu şekilde hastanın incelenen bölgesinden ardışık kesitler alınabilir. BT kesit alma esasına dayanan bir görüntüleme yöntemi olduğu için tüpten çıkan X-ışınları kolime edilerek istenilen kesit kalınlığına eşit kalınlıkta yelpaze şeklinde bir X-ışın demeti gönderilir. Işın demetinin kalınlığı operatör tarafından belirlenir. Hasta vücudundan geçirilen bu X-ışını demeti diğer uçta X-ışınlarına hassas bir dedektör zincirine ulaşır. Dedektörlere ulaşan X-ışınları hasta vücudundan geçerken vücudun değişik dokularında değişen oranlarda zayıflamaya uğrar. Dedektörlerde saptanan bu zayıflama miktarı bilgisayarlarla değerlendirilir. Bilgisayar ünitesinde tarayıcı sistemden gelen bilgiler birçok matematiksel işlem ve algoritmalarla değerlendirilip işlenir. Daha sonra bu işlemlerden elde edilen sonuçlar, tarama alanını temsil edecek, sayılardan oluşmuş bir haritaya dönüştürülür. Bu işleme rekonstrüksiyon adı verilir (43).

Sistem X-ışını zayıflatma (atenüasyon) değeri en yüksek piksellere beyaz rengi atar, azalan değerleri giderek daha koyu gri tonlarla renklendirir ve en düşük değerleri siyaha boyar. Böylece bilgisayar ekranında, harita elemanları siyahtan beyaza dek değişen noktacıklar içeren bir resme dönüştürülür. Resmin en küçük elemanı olan bu noktacıklara piksel; resimdeki piksel sayısını belirten, noktacıkların ve çizgilerin birleşiminden oluşan örgüye de matriks (256X256 gibi) adı verilir. Organizmadaki bir odağın, kesit düzlemine paralel x-birim uzunluğunda ve y-birim genişliğinde iki boyutu vardır. Bunun yanı sıra X-ışını demet kalınlığına eşit derinlik boyutu da olacaktır. Bu durumda noktasal odağımızı hacim boyutunda ele almamız gerekmektedir. Bu hacme voksel adı verilir (43). BT’de her bir vokselde hesaplanan X-ışını zayıflatma değerini standart bir değer ile belirtmek amacıyla Hounsfield skalası olarak adlandırılan bir referans sistemi kullanılmaktadır. Hounsfield skalasında X-ışını atenüasyon değerleri -1000 ve 1000 arasında 2000 birim içerisinde sınıflandırılmıştır. Bu skalaya göre suyun atenüasyon değeri sıfır, kemik gibi çok yoğun oluşumlar için bu değer 1000, hava için -1000 olarak kabul edilmiştir. Bilgisayar ekranındaki görüntü renkle kodlanmış bir harita olduğundan bu haritanın renklendirme kriterleri pencereleme (windowing) denilen bir işlemle kolayca değiştirilebilir. Pencerelemeden amaç, siyahtan beyaza dek değişen bir spektrumda yaklaşık 20 tonu ayırt edebilen bir insan gözünün Hounsfield skalasındaki -1000, +1000 aralığında istediği oluşumları seçmesini sağlamaktır. Pencereleme işleminde birisi pencere genişliği (window width), diğeri de pencere seviyesi (window level) olmak üzere ayarlanabilen iki parametre vardır. Pencere genişliği görmek istediğimiz oluşumların Hounsfield unit (HU) değerlerini içine alıp ilgilenmediklerimizi dışarıda bırakacak şekilde seçilen bir Hounsfield skalası bandıdır. Bu durumda sadece seçtiğimiz bant içerisinde kalan HU değerleri gri bir renk tonu alırken bandın dışında kalan HU değerleri ya beyaz ya da siyah renk ile boyanırlar. Pencere seviyesi ise seçtiğimiz pencere genişliğinin orta noktasıdır. Örnekleyecek olursak -50, +150 arasındaki oluşumları iyi göstermek istersek, bu durumda pencere genişliğinin 200 HU, pencere seviyesinin ise orta nokta olan +50 HU olması gereklidir. Görüldüğü gibi parametrelerin bu şekilde seçilmesiyle her bir 10 ünite için ayrı bir gri ton kullanılacağından, X-ışını birbirinden farklı zayıflatılan doku ve oluşumların (-50 ve + 150 arasındaki) farklı bir renk değeri ile temsil

edilme şansları artacaktır. Diğer taraftan 50 HU altında kalan değerlerin tümü siyah, +150 HU üzerindeki tüm değerler ise beyaz görülecektir. Pencere seviyesi ve genişliği, farklı organ ve oluşumları incelemek için oldukça yararlı bir işlev görmektedir. Pencere seviyesi ve genişlik ayarlarının, istenilen organ ve oluşumların en iyi görüntülenebilecekleri şekilde seçilmeleri halinde inceleme optimal yapılacaktır. Seçilen ayarlamalarda bazı oluşumların tam siyah ya da tam beyaz renklerle gösterilmesi nedeniyle izlenememeleri söz konusu olabilecektir. Pencerelemenin en güzel örneği, akciğer parankim incelemesi yapılırken mediastinal oluşumların ayrıntılarının kaybolması ya da tam tersine mediastinal oluşumlar için ayarlanmış pencere değerlerinde, akciğer parankim ayrıntılarının izlenememesidir (43).

2.3.3.ÇKBT Fizik Özellikleri

ÇKBT cihazları z-ekseninde ya da tarama yönünde çeşitli dedektör sıralarına sahiptir. ÇKBT cihazlarında dedektör sıralarının sayısı, dönüş başına rekonstrükte edilen kesitlerin sayısından az olabilir, dönüş başına oluşan kesitlerin sayısına eşit olabilir veya kesitlerin sayısından daha çok olabilir. Çoğu ÇKBT cihazında rekonstrükte edilen en küçük kesit kalınlığı, her bir dedektör sırasının kalınlığına eşittir. ÇKBT, taramadan önce seçilen kesit kalınlığından farklı değerlerde de rekonstrüksiyon imkanı sağlar. Ayrıca ÇKBT cihazları daha hızlı tarama zamanlarıyla daha geniş bir alanı daha ince kesitlerle inceleyebilir.

2.3.3.1.Gantri Rotasyon Süresi

Gantri rotasyon süresinin 1 sn'nin altına inmesi hareket artefaktlarını belirgin olarak azalttığı gibi aynı süre içinde daha geniş anatomik bölgelerin taranabilmesi olanağını doğurmuş ve longitudinal (z-eksen) çözünürlüğü de artırmıştır. Tarama zamanının 1 sn'nin altına indirilmesi için gantri çiziminde (design), gantri motorunda, veri ileti düzeninde (Data transmission system-DAS) ve X-ışını tüpünde bazı değişikliklerin yapılması gerekmiştir. Tarama zamanı 1 sn'nin altına indiğinde gantriye uygulanan merkezkaç kuvvetinde büyük artış oluşmaktadır. Gantrinin bu

kuvvet artışını karşılamak üzere yeniden biçimlendirilmesi gerekmektedir. Yine, tarama zamanı kısaldıkça birim zamanda ölçülen veri miktarı artmaktadır. Bu miktardaki verinin iletimi düşük voltajlı slip-ring yönteminden farklı, daha yüksek hacimli ve hızlı veri iletim sistemlerine ihtiyaç doğurmuştur. Tarama zamanının kısılması tüpe uygulanan merkezkaç kuvvetini arttırdığı gibi tüpün ürettiği X-ışını miktarının artmasını ve dolayısıyla tüpün soğutma yeteneğinin iyileştirilmesini de gerektirmiştir (44).

2.3.3.2.Temporal Çözünürlük

Temporal çözünürlük görüntü rekonstrüksiyonu için gerekli tarama verilerinin elde edilmesi sırasında harcanan zamandır ve bu süre gantri rotasyon süresinin yarısına eşittir. ÇKBT için temporal çözünürlük tarayıcının tek bir gantri rotasyonunu tamamlama süresine bağlıdır. Bununla birlikte kısmi tarama yöntemlerinin kullanılması ile yaklaşık 240 derecelik gantri rotasyonu sonucu elde edilen verilerden yeniden görüntü oluşturulabilir.

2.3.3.3.Uzaysal Çözünürlük

Uzaysal çözünürlük birbirine komşu iki yapının ayırt edilebilme gücünü gösterir.

2.3.3.4.Çok Kesit Dedektör

ÇKBT teknolojisinin ana bileşeni dedektör yapısıdır. Helikal BT cihazlarında dedektör tek sıra halinde dizilmiş dedektör elemanlarının oluşturduğu tek boyutlu bir yapı iken, ÇKBT cihazlarında çok sayıda dedektör sırasından oluşan iki boyutlu bir matris yapısındadır. Farklı firmalarca üretilen farklı dedektör geometri dizaynları mevcuttur. Bu dedektörler minimum kesit kalınlığı ve bu minimum kesit kalınlığında uygun kesit sayısı, seçilebilen kesit kalınlığı ve z-aksı boyunca maksimum hacim tarama yeteneğine sahiptirler. Paralel sıralanmış, eşit genişlikteki dedektör dizilerine matris dedektör, santralden periferik doğru genişleyen dedektör dizisine adaptif dedektör, matris ve adaptif dedektör yapılarını bir arada bulunduranlara da hibrid dedektör adı verilir. Hibrid dedektörlerde

dedektör dizisi santralinde eşit kalınlıkta ince dedektör dizisi kullanırken, kenarlarda eşit kalınlıkta daha geniş dedektör dizileri içerir (42).

2.3.3.5.İnce Kesit Kalınlıkları

Konvansiyonel helikal cihazlardan farklı olarak, ÇKBT cihazları artmış hızları sayesinde klasik kesit taramasından çok, bir anlamda "hacim taraması" yapmaktadır. Yüksek kalitede hacim bilgisi için longitudinal düzlemdeki (z eksenindeki) çözünürlüğün yeterli olması gerekmektedir. Z eksen çözünürlüğünü belirleyen başlıca etken kesit kalınlığıdır. ÇKBT cihazlarında minimum kesit kalınlığını belirleyen unsur en küçük dedektör elemanının z eksenindeki genişliğidir. Dedektör teknolojisindeki iyileştirmelerle minimum kesit kalınlığı giderek düşürülmektedir. Günümüzde 64 dedektörlü bir cihazda kesit kalınlığı 0,5 mm'ye kadar inmiştir. Böylece elde olunan görüntülerle yüksek kalitede reformat, multiprojeeksiyon, volüm reformat ve 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar oluşturulabilmektedir (45-47).

2.3.3.6.Veri Elde Etme Sistemi - Data Acquisition System

Dedektör sıralarından veya bunların kombinasyonlarından alınan kesit bilgileri daha sonra data acquisition system'e (DAS'lara) aktarılmaktadır. Örneğin 16 segmentli bir sistemde 16 dedektör kanalı/kanal kombinasyonundan alınan veriler 16 adet DAS aracılığıyla işlenmekte, yani DAS'lara gelen analog veriler dijital verilere dönüştürülmektedir. DAS sayısının artması elektronik devre gereksiniminin de artması sonucunu doğurmuştur. Fazla miktardaki elektronik devrenin yer ihtiyacı bunların yüksek yoğunlukta monte edilmesiyle çözümlenmiştir (47).

2.3.3.7.Görüntü Rekonstrüksiyonu

Aksiyel kesitler almak için veri interpolasyonu gereklidir. ÇKBT'de dedektörler iki boyutlu olduğu için tüpten çıkan X-ışını demeti de iki boyutludur ve koni şeklindedir. Dedektör elemanlarına belli bir açıyla ve koni şeklinde gelen X-ışını demeti gantri merkezinin dışında kalan bölgelerde artefaktlara neden olabilir. Bunu önlemek ve daha yüksek kalitede görüntüler elde edebilmek için helikal BT'de kullanılan lineer interpolasyondan farklı algoritmalar uygulanmalıdır (48).

Bu algoritmalarından bazıları çok kesitli lineer interpolasyon, Z-filtre interpolasyonu ve koni demeti interpolasyonu şeklindedir.

2.3.4.ÇKBT'deki Yeniliklerin Parametrelere Yansıması

2.3.4.1.Tarama Hızında Artış

ÇKBT sistemlerinde hızın artması esas olarak iki nedene bağlıdır: Gantri rotasyon süresinin kısılması (0,5 sn'ye ve altına inmesi) ve pitch faktörünün artması. Bu iki etki birleştirildiğinde, örneğin 4 segmentli bir cihaz konvansiyonel helikal cihaza göre 8 kat, 8 segmentli bir cihaz 16 kat hızlı tarama yapabilmektedir. Burada bilinmesi gereken bir nokta daha vardır. Tarama hızındaki bu 8 ya da 16 kat artış her kesit kalınlığı için geçerli değildir. Düşük kesit kalınlıklarında maksimum hız (yani 4 ya da 8 segment tarama) mümkün olmakta, ancak kesit kalınlığı arttıkça bu şans azalmaktadır. Pitch 360 derece rotasyon süresince olan masa hareket miktarının tek kesit kalınlığına oranı olarak hesaplanabileceği gibi, 360 derece rotasyon süresince olan masa hareket miktarının toplam ışın demeti genişliğine oranı şeklinde de hesaplanabilir. Örneğin 4 segmentli bir cihazda ikinci yöntemin 3 olarak verdiği pitch değeri birinci yöntemde 0,75'tir. İkinci yöntemde, örneğin 3 ve 6 gibi pitch değerleri kullanılmaktadır. Bu sistemlerde pitch'in 3 olarak kullanıldığı tarama modları yüksek kalite, pitch'in 6 olarak kullanıldığı tarama modları hızlı olarak tanımlanmaktadır. Uzaysal çözünürlüğün önemli olduğu klinik durumlarda 3 pitch'in, yüksek hacimlerin kısa zamanda taranmasının gerekli olduğu durumlarda 6 pitch'in kullanılması önerilmektedir (49).

2.3.4.2.Gantri Rotasyon Süresinin Kısılması

Gantri rotasyon süresi 128 ÇKBT cihazında 0,3 sn'ye inmiştir. Böylelikle 150 msn'ye inen temporal çözünürlük sağlanabilmektedir. Gantri rotasyon süresinin bu denli kısılması hareket artefaktlarını belirgin olarak azalttığı gibi aynı süre içinde daha geniş anatomik bölgelerin taranabilmesi olanağını doğurmuş ve longitudinal (z eksen) çözünürlüğü de artırmıştır (47).

2.3.4.3.Kesit Kalınlığında Azalma

Günümüzde ÇKBT cihazlarında minimum kesit kalınlığı 0,5-0,62 mm arasında değişmektedir. İnce kesit kalınlıkları uzaysal çözünürlüğü arttırmakta ve kısmi hacim etkisini azaltmaktadır.

ÇKBT sayesinde bu denli ince kesit kalınlıkları ile birçok anatomik bölge taranabilmekte, elde olunan izotropik görüntülerle yüksek kalitede reformat, multiprojesiyon, volüm reformat ve 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar yapılabilmektedir. Çalışmamızda kullandığımız 128 ÇKBT cihazında dedektör 64 sıralı 0,6 mm'lik elemanları ve birbirinden bağımsız olarak 128 adet data toplama kanalına sahip olup 0,3 mm'lik dolayısıyla 128 x 0,33 mm'lik izotropik rezolüsyon oluşturabilmektedir.

2.3.4.4.X-Işını Yararlanma Faktöründe Artış

ÇKBT cihazlarında X-ışını yararlanma faktörü konvansiyonel helikal cihazlara göre daha yüksektir. Bunun nedeni X-ışını demetinin longitudinal yöndeki toplam kalınlığının ÇKBT'de konvansiyonel helikal cihazlara göre daha fazla olmasıdır. Böylece konvansiyonel helikal cihazlarda kullanılmayan, bir anlamda ziyan edilen X-ışınları çok kesitli sistemlerde veri eldesi amacıyla kullanılmaktadır. X-ışını yararlanma faktöründeki bu artış tüp yüklenmesini azaltmakta, helikal taramanın tüp soğuması için bekleme süresi olmaksızın daha uzun süreler devam edebilmesine olanak tanımaktadır. X-ışını yararlanma faktörünün artması nedeniyle tüp ömrü de belirgin olarak uzamaktadır (47).

2.4.Pulmoner Arterlerin Değerlendirilmesinde ÇKBT

Son yıllarda kullanıma giren ÇKBT cihazları ile oldukça ince kesitler alınarak yapılan tetkiklerde segmental, subsegmental ve daha küçük çaplı arterlerdeki emboliler gösterilebilmektedir (25).

PTE tanısında ÇKBT anjiyografi tetkikinin etkinliği etkilenen arterin ve embolinin boyutuna bağlıdır. Büyük arterlerdeki emboliler %100 doğrulukla saptanabilir (7).

ÇKBT tetkikinde tarama apekten diyafragma düzeyine kadar (kraniokaudal) veya nefes darlığı bulunan olgularda diyafragma seviyesinden başlayarak apekse kadar (kaudakranial) yapılır. Çekime başlamadan önce hastaya nefesini tutması söylenir. İnspiratuar apne artmış pulmoner vasküler dirence neden olarak pulmoner arteryel kontrastlanmanın belirginleşmesini sağlar. Modern ÇKBT cihazlarında sadece 5 sn kadar kısa bir süre nefes tutulması yeterlidir (7). Pulmoner arterdeki optimal kontrastlanmayı sağlamak için 100-120 ml non-iyonik kontrast madde bolus tracking yöntemiyle 4-5 ml/sn hızla otomatik enjektörle 18-20 gauge kateter ile ön kol veninden enjekte edilir. Sonrasında daha az kontrast madde kullanılmasını sağlayan salin enjeksiyonu yapılır. 7-10 sn gibi kısa bir gecikme süresinden sonra saniyede bir çekim yapılır ve pulmoner arterdeki threshold değeri 160-180 HU olunca çekim başlar, 4-5 sn'de tamamlanır (7, 25).

Oblik seyir gösteren küçük arterleri ve kronik PTE'yi değerlendirmede multiplanar reformat görüntüler oldukça yararlıdır. Karışık anatomik ilişkileri anlamak için 3-boyutlu rekonstrüksiyon görüntüleri ve volüm rendering tekniği (VRT) faydalı olabilir (7).

2.4.1.PTE'de ÇKBT Bulguları

Akut PTE lümen içi dolmuş defektli şeklinde görülür. Kontrast madde ile çevrili santral veya periferik yerleşimli trombus görülmesi akut PTE tanısı koydurur. Bazı hastalarda akut PTE damar duvarına komşu eksantrik trombus şeklinde de görülebilir; fakat bu bulgu daha çok kronik PTE için tipiktir. Opasifiye olmamış tıkalı bir arter hem akut hem kronik PTE'de görülebilir (7).

BT'de görülen akciğer parankim atenuasyonunun %50'den fazlası pulmoner kan akımına bağlıdır. Bu nedenle pulmoner kan akımındaki değişiklikler akciğer parankim homojenitesinde bozulmaya ve mozaik perfüzyon görünümüne neden olur.

Periferik konsolidasyonlar pulmoner hemorajiyi veya infarktı temsil edebilir. Özellikle kama şekilli ve subplevral yerleşimli olanlar infarkt açısından anlamlıdır.

Plevral efüzyon sıklıkla görülebilir; ancak spesifik değildir (7).

2.5.ÇKBT'nin Avantajları-Dezavantajları

En önemli avantajı tarama hızındaki artıştır. Tarama hızının konvansiyonel helikal cihazlara ve sisteme göre 8 ya da 16 kata varan miktarlarda artması daha geniş hacimlerin daha kısa sürelerde taranması olanağını getirmiştir. Buna bağlı avantajlar şöyle sıralanabilir (49):

1) ÇKBT esnasında solunum hareketlerine bağlı artefaktların azaltılması için hastanın nefesini tutması gerekmektedir. İncelemelerin daha kısa sürelerde bitirilmesi solunumla ilgili hareket artefaktlarını azaltmaktadır. 30 cm genişliğindeki toraks incelemesi konvansiyonel helikal bir cihazda 30 sn sürerken multidedektör cihazlarda daha ince kesit kalınlıkları ile 5-9 sn arasında tamamlanabilmektedir. Ayrıca artmış tarama hızının solunum ve barsak hareketlerinden kaynaklanan artefaktları bertaraf etmesiyle birlikte yüksek uzaysal rezolüsyonla geniş volümlerin taranabilmesi sanal endoskopi uygulamalarının temelini oluşturmaktadır.

2) Travma hastalarında, çocuk yaş grubunda ve kooperasyon gösteremeyen hastalarda incelemenin son derece hızlı bir biçimde tamamlanabilmesini sağlamaktadır.

3) PTE hastalarında önceleri mümkün olmayan subsegmental düzeydeki embolilerin değerlendirilmesi, aort diseksiyonu, aort anevrizması, ekstremitelerinin aterosklerotik lezyonları, renal arter patolojileri, mezenter iskemisi, pankreas, biliyer ağaç, karaciğer ve böbrek neoplazmlarında arteryel/venöz tutulumun araştırılması, karaciğer transplantasyonlarında hepatik arteryel, portal ve hepatik venöz anatomisinin preoperatif değerlendirilmesi gibi birçok BT anjiyografi uygulaması ÇKBT cihazlarıyla daha yüksek rezolüsyonla yapılabilmekte ve longitudinal çözünürlüğün artmasıyla daha kaliteli 3 boyutlu uygulamalar mümkün olmaktadır. Yüksek tarama hızının ince kesit kalınlıklarıyla birleştirilmesi sayesinde Willis poligonu damar yapıları BT anjiyografi ile de değerlendirilebilir hale gelmiştir (50-52). Akut inemeli hastalarda rutin BT incelemelerinde patolojinin belirlenemediği ilk 6 saatlik dönemde ÇKBT teknolojisi software desteği ile serebral kan akımı, serebral kan volümü ve ortalama geçiş zamanı değerlendirilerek beyin perfüzyonunun değerlendirilmesi olanaklı hale gelmiştir.

4) ÇKBT sistemleri çok fazlı kontrastlı çalışmalara olanak sağlamaktadır. Örneğin karaciğerde üst üste iki kere arteryel faz taraması yapılabilmektedir. Bu şekilde siroz hastalarında daha çok sayıda erken evre karaciğer kanseri yakalandığını gösteren çalışmalar mevcuttur (53).

5) Tarama hızının artması özellikle BT anjiyografi uygulamalarında kontrast madde dozundan tasarruf edilmesine imkan vermektedir. Tetkik süresinin kısalmasına bağlı olarak kullanılan kontrast miktarı da azalmaktadır. Pulmoner arter BT anjiyografide daha önceleri 140 -160 ml arasında değişen doz gereksinimi yeni cihazlarla 100 ml'nin altına indirilmiştir (51).

6) ÇKBT teknolojisi koroner arterlerde stenoz varlığının belirlenmesinde, plakların görüntülenmesi, miyokardiyal perfüzyonun değerlendirilmesinde non-invazif bir yöntem olarak umut vericidir.

2.6.Rekonstrüksiyon ve Reformasyonların Oluşturulması

Tüm olgularda aksiyel plandaki kaynak görüntülerin tamamının değerlendirilmesi mutlaka gereklidir. Bununla birlikte özel bilgisayar yazılımları ile ‘multiplanar reformasyon (MPR)’, ‘surface shaded display (SSD)’, ‘maksimum intensite projeksiyon (MIP)’ veya ‘volume rendering tekniği (VRT)’ yöntemleri ile iki veya üç boyutlu, değişik planlarda görüntüler oluşturulabilir (51, 54). Bu görüntüler aksiyel plandaki görüntülerin incelenmesinde gözden kaçan ayrıntıların saptanmasında yardımcı olabilir. Ayrıca klinisyenler patolojinin kafada daha kolay canlandırılması nedeniyle bu görüntüleri tercih etmektedir.

2.6.1.Multiplanar Reformasyon

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.

2.6.2.Maksimum İntensite Projeksiyon

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. Damar duvarındaki kalsifikasyonu lümendeki kontrast maddeden en iyi ayıran tekniktir (55).

2.6.3.Surface Shaded Display

SSD yönteminde eşik değerleri seçilerek belirli atenüasyona (Hounsfield Units) 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 stenoz ve oklüzyon gibi durumlar ortaya çıkabilir. Yani eşik değere göre görüntü değişir (56).

2.6.4.Üç Boyutlu Volüm Rendering Tekniği

Özellikle koroner arteryal ağacın üç boyutlu (3D) gösterimi için kullanılan en yaygın teknoloji volüm rendering tekniğidir. Çoğunlukla iki boyutlu aksiyel imajları 3D anatomik görüntüler olarak hayal etmek, özellikle radyolog olmayanlar için zordur. 3D postprosesing genellikle tortiyöz koroner arterlerin komplike anatomilerinin gösterimi ve bilgisinin taşınımında kullanılan güncel bir yöntemdir (57, 58).

Hem 3D volüm çevirim (örneğin MIP, VRT) hem de 3D yüzey çevirim (SSD), ilgilenilen volümü tanımlayan ve onu 3D imajda temsil edilmemesi gereken yapılardan ayırdeden bir işleme (segmentasyon) ihtiyaç duyar. Çevrimde hangi yapıların katılacağı veya dışlanacağını kontrol amacıyla data kümesinin manüplasyon işlemine tabi tutulmasına kurgulama (editing) denir. Pozitif editing 3D imajda kalmasını istediğimiz, negatif editing ise uzaklaştırmak istediğimiz yapıları işaretleme işlemidir. Segmentasyon için optimum eşik değeri, bir yapıyı gerçek-tam büyüklüğünde belirleyen değerdir. Segmentasyona uğrıtılacak volümü tanımlamak için bir eşik değer ya da BT sayıları aralığı kullanılır; bu işleme threshold tekniği denir. Threshold azaltıldığında daha çok voksel gösterilen objeye iştirak

edeceğinden obje çap-hacmi artar. Bu durum parsiyel volüm etkisini kompanse edip daha küçük objelerin daha gerçekçi tanımlanmasını sağlayabilir. Threshold arttırıldığında daha az sayıda voksel obje gösterimine gireceğinden objenin görülen çap-hacmi azalır. Bu, uçan pikseller ve düşük atenüasyonlu yapıların süperimpozisyonunu elimine edebilir, ama yalancı darlık görünümü gibi artefaktları arttırır (59).

2.6.5. Curved Planar Reformat (CPR)

Bu gösterim, özellikle kalsifiye yapıda tek bir damarın incelenmesinde kullanılan bir tekniktir. Curved planar reformat tekniğinde kullanıcı farklı referans imajları kullanarak reformat planı elde etmektedir. Günümüzde curved planar reformat görüntüleri oluşturan otomatik, yarı-otomatik yazılım programları kullanılmaktadır (60, 61).

2.7. Kontrast Maddeler

Bir organ ya da yapının radyolojik olarak görünebilir olması için farklı yoğunlukta yapı veya doku ile komşuluk göstermesi, çevrenmesi gerekir. Etraf yapılardan yeterli düzeyde ayrıştırılamayan dokuların görünür hale getirilebilmesi için verilen maddelere kontrast madde denir (62).

2.7.1. Kontrast Maddelerinin Sınıflandırılması

Radyoloji pratiğinde kullanılan kontrast maddeleri pozitif ve negatif kontrast maddeler olmak üzere ikiye ayırabiliriz (63). Negatif kontrast madde olarak hava, oksijen, karbondioksit gibi ajanlar kullanılabilir. Nispeten daha yaygın olarak kullanılan pozitif kontrast maddeler ise alt gruplara ayrılarak incelenebilir: Ağır metal tuzları (baryumlu kontrast maddeler) ve iyotlu bileşikler (64, 65).

İyotlu bileşikler suda çözünen (triiodobenzoik asit) ve yağlı-suda çözünmeyen (di-iyodopiridin) olarak iki gruba ayrılabilir. Suda çözünenler ise kendi içinde iki alt gruba daha ayrılır: iyonik ve iyonik olmayan. Bu iki grup da kimyasal formülasyonuna göre mono ve dimerik olarak sınıflandırılabilirler. Bu

gruplandırmaya ek olarak iyotlu kontrast maddeler osmolalitelere göre de sınıflandırılabilirler: Yüksek, eşit (izoosmolar) ve düşük osmolaliteli . Ancak düşük osmolaliteliden kastedilen, osmolalitenin kana göre düşük olması değil, yüksek osmolalitedeki kontrast maddelere göre düşük osmolalitede olmasıdır.

2.7.2.Kontrast Maddelerin Yan Etkileri

Kontrast maddelerin yan etkilerinin büyük kısmı tedavi gerektirmez ve minör reaksiyonlar olarak adlandırılır. %1-2 oranında değişen sıklıkta ilaç tedavisi gerektiren ancak yaşamı tehdit etmeyen yan etkiler gözlenebilir. %0,05-0,1 sıklıkta yaşamı tehdit edici ciddi etkiler gözlenebilir.

Kontrast maddelere karşı oluşabilecek reaksiyonlar allerjik (anaflaktoid) ve kemotoksik olarak ikiye ayrılır. Kemotoksik reaksiyonlar kontrast maddenin dağıldığı damar ve dokular içerisinde geliştirdiği spesifik etkilere bağlı olarak ortaya çıkar. Bu etkiler kontrast maddenin verilmiş yeri ve hızı, dozu, osmolalitesi, konsantrasyonuyla birebir alakalıdır. Kemotoksik etkiler intravenöz enjeksiyonlarda, intraarteryel enjeksiyonlara göre, bolus infüzyonda drip infüzyona göre daha azdır. Kemotoksik reaksiyonlara örnek olarak verilmiş yerinde ısı artışı, ağrı, renal hasar, dolaşım bozukluğu, eritrosit-endotel hasarı, kardiyak depresyon verilebilir.

Nefrotoksisite intravenöz kontrast madde enjeksiyonu sonrası ortaya çıkabilecek majör komplikasyonlardan biridir. Enjeksiyondan sonraki 3 gün içinde, böbrek fonksiyonlarında ani bozulma ile kendini gösterir. Kontrast madde kaynaklı nefrotoksisitede serum kreatinin düzeyi alt sınırın en az %25'i nispetinde bir artış gösterir. Bazı yazarlar klinik olarak anlamlı akut böbrek yetmezliği tablosu için %50'lik bir artışın olması gerektiğinden bahsederler. Başka bir sebep olmaksızın serum kreatinin konsantrasyonunun 44 $\mu\text{mol/L}$ (0,5 mg/dl) üzerinde artış göstermesi de kontrast madde kaynaklı nefrotoksisite için tanı kriteridir (66, 67).

Klinikte, noniyonik düşük osmalar ya da izoosmolar kontrast maddeler kullanılmaktadır. Bu maddelerin iyot konsantrasyonları da 300-400 mgI/ml dir.

2.7.3.BT Anjiyografide Kontrast Madde Kullanımı

BT anjiyografide kontrast madde kullanımı hasta ve incelemenin özelliklerine göre değişmekle birlikte bazı genel prensipler içerir.

Kontrast madde genellikle kalbe yakın geniş bir damar yolundan ve genellikle sağ antekubital venden uygulanır.

Kontrast madde sonrası serum fizyolojik uygulaması ile çizgilenme artefaktları ve kullanılan kontrast madde miktarı azaltılır. Serum fizyolojik uygulaması için tek ya da çift hazneli enjektörler kullanılabilir.

Uygulanan kontrast maddenin damar lümeninde görüntüleme süresince eşit konsantrasyonda kalması gereklidir. Monofazik enjeksiyonlarda kontrast madde sabit hızda uygulanır ve kısa süreli bir arteryel atenüasyon zirvesi oluşur. Bifazik enjeksiyonlarda, kısa süreli yüksek hızlı kontrast madde uygulamasını daha düşük hızlı kontrast madde enjeksiyonu takip eder. Bifazik enjeksiyon ile kontrast madde konsantrasyonu bir plato oluşturur ki bu daha homojen bir kontrastlanma sağlar.

Kontrast madde uygulamasında zamanlama önemli bir parametredir. Kontrast maddenin incelenecek damarda en yüksek konsantrasyona ne zaman ulaşacağı, kalp atım hızı, kardiyak output, kan hacmi gibi parametrelerle değişiklik gösterir. Bu nedenle, test bolus enjeksiyonu, bolus tracking gibi metodlar rutin olarak kullanılır (51, 61, 62).

Enjeksiyon hızını artırarak yüksek atenüasyon değerleri amaçlanır. Klinikte 4-6 ml/sn kullanımı yaygındır. Enjeksiyon volümünün artırılması uzun süreli arteryel kontrastlanma sağlar. Yüksek iyot konsantrasyonuna sahip kontrast madde kullanımı daha yüksek arteryel kontrastlanma sağlar. Kontrast madde sonrası serum fizyolojik uygulanması, venöz yatakta kalan kontrast maddenin tamamının kullanımını sağlayarak kontrastlanma miktarını artırır.

Düşük kardiyak output, yüksek ve uzun süreli arteryel kontrastlanmaya neden olur. Geniş vücut yüzey alanı ise kontrastlanmanın dilüsyonuna ve pik arteryel kontrastlanmada azalmaya neden olur (68).

2.7.4.ÇKBT Anjiyografide Kontrast Madde Enjeksiyonu ile İlgili Parametreler

BT anjiyografide en önemli noktalardan biri de kontrast maddenin vasküler yapılar içindeki en yüksek konsantrasyonu sırasında taramanın gerçekleştirilmesidir. Kontrast maddenin incelenecek vasküler yapılarda en üst konsantrasyona ulaşması hastanın kardiyovasküler durumuna bağlı olarak değişiklik göstermektedir (54). BT anjiyografide, özellikle ÇKBT cihazları kullanıldığında inceleme süresinin çok kısa olması nedeniyle uygun gecikme zamanının ayarlanması çok önemlidir (51, 54). Gecikme zamanının belirlenmesinde en sık olarak kullanılan yöntem hastanın yaşı, kardiyovasküler durumu gözönünde tutularak tahmini bir gecikme zamanının verilmesidir. Bu yöntemin en önemli avantajı kolay uygulanabilir olmasıdır; ancak her zaman iyi sonuçlar vermemektedir. Diğer sık kullanılan bir yöntem de inceleme öncesi 10–15 ml kadar bir kontrast maddenin verilmesi ve birbiri ardına BT kesitleri olarak dolaşım zamanının ölçülmesine dayanan test-bolus yöntemidir (54, 69). Test-bolus yönteminin dezavantajları hem toplam inceleme süresinin uzaması hem de kullanılan kontrast madde miktarının artmasıdır. Bu yöntemlerin dışında kontrast maddenin varışını otomatik veya yarı-otomatik olarak saptayan ve taramayı buna göre başlatan sistemler de vardır. Bunlardan en önemlisi ÇKBT sistemlerin yazılımında mevcut olan "bolus tracking" otomatik tetikleme yöntemidir. Otomatik tetikleme yöntemi ile BT anjiyografide, örneğin çıkan aortaya region of interest (ROI) yerleştirilir ve görüntüleme, kontrast madde önceden belirlenen eşik HU değerine ulaştığında başlar. Yarı otomatik tetikleme yönteminde (manuel süre start) vasküler yapılar içinde kontrast madde görüldüğü anda tarama manuel olarak başlatılır (70, 71).

2.8.Radyasyon Dozu

ÇKBT ile daha yüksek rezolüsyonda görüntü elde etmek için daha ince kesitler ve daha küçük pitch'ler kullanılması gerekmektedir. Bu hastaya verilen dozu artırmak demektir. Yeni cihazlarda buna bir miktar çözüm için pitch düşürülürse kendiliğinden tüp akım miktarı düşürülmekte ya da vücut kalınlığı ile orantılı olarak

doz ayarlaması yapılmaktadır. Ekspozur faktörü (mAs/slice)= tüp akımı (mA)x gantri dönüşü (sn)/pitch/kesit başına şeklinde hesaplanabilir. Bu değerlerdeki yapılan değişiklikler hastanın alacağı doz miktarında farklılıklara yol açacaktır. ÇKBT teknolojisindeki gelişmeler sayesinde görüntü kalitesinde kayıp olmaksızın hastanın aldığı doz bir ölçüde azaltılabilmektedir. Rubin ve arkadaşları, ÇKBT ile klasik anjiyografinin karşılaştırıldığı yayınlarında ÇKBT ile yapılan anjiyografide hastanın 3,9 kat daha az doz aldığını hesaplamışlardır (72). Çalışmalarında radyasyon dozunun, büyük oranda kullanılan teknik ve hastanın vücut yapısına bağlı olduğunu göstermişlerdir. Radyasyon dozu göz önüne alındığında tüm vücut incelemelerinde ÇKBT anjiyografi, klasik anjiyografiye oranla daha avantajlıdır. Efektif doz ise, ÇKBT incelemesi yapılan kişinin belki de en fazla ilgileneceği kısım olan, alınan radyasyon dozunun muhtemel sağlık risklerinin tiplerini ve sonuçlarını bildirir. Efektif dozun SI birimi miliSieverttir (mSv).

2.8.1.Radyasyon Enerjisi Birimi

Herhangi bir X-ışını enerjisi, kendisini doğuran ve katottan salınan elektronun enerjisine bağlıdır. Elektronun enerjisi ise hızı ile doğru orantılıdır. Katot ile anot arasına ne kadar yüksek voltaj tatbik edilirse elektronun hızı da o derece yüksek olacağından pratik uygulamalarda X-ışınının kalitesi, dolayısıyla penetrasyon özelliği arttırılmak istendiğinde voltaj arttırılmalıdır.

2.8.2.Absorplanmış (Soğrulan) Doz Birimi

Soğrulan radyasyonun belirlenmesi için radyasyon absorpsiyon dozu veya soğrulan doz olarak bilinen geleneksel rad birimi tanımlanmıştır. Rad'ın SI'ye göre yeni birimi Gray (Gy)'dir. Gray, bir ışınlama esnasında, ortama 1 Joule /kilogram (J/kg) enerji aktaran radyasyon dozuna verilen isimdir.

2.8.3.Biyolojik Doz Birimi (Doz Eşdeğeri)

Radyasyonun canlı dokularda soğrulan miktarını ifade etmek için biyolojik doz birimi kullanılmaktadır. Biyolojik doz biriminde, radyasyonun biyolojik etkisi

sadece radyasyonun canlı dokulara aktardığı enerji miktarına değil, aynı zamanda radyasyonun cinsine ve diğer bazı faktörlere bağlıdır.

Biyolojik dozun geleneksel birimi “Roentgen equivalent of man” sözcüklerinin baş harflerinden oluşturulmuş “rem”dir. Rem’in SI sistemdeki yeni birimi sievert (Sv)’tır.

2.8.4.Radyasyonun Hücre Üzerine Etkileri

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

Radyasyonun hücrede oluşturduğu etkiler ve biyolojik değişiklikler saniyelerden 20-30 yıla kadar varan zaman aralığında gelişebilir. Bu etkiler; hücre hareketlerde yavaşlama veya durma, büyümede gecikme veya durma, hücre metabolizmasında ve hücrenin bölünmesinde (mitoz çoğalmasında) anormalliklerdir.

2.8.5.Radyasyonun Somatik ve Genetik Etkileri

Radyasyonun vücuttaki doku ve hücrelerde oluşturabileceği hasar, somatik (bedensel) ve genetik olarak ikiye ayrılır. Vücuttaki atom ve moleküllerin radyasyonla etkileşmesi sırasında, organizma tarafından soğrulan enerji ölçüsünde, ışınlanan kişide biyolojik etkiler meydana gelir. Bu etkilere, iyonlaştırıcı radyasyonun somatik etkileri denir. Yani somatik etkiler, ışınlanan kişilerin kendisinde radyasyon dozunun absorpsiyonu ile ortaya çıkar. Alınan radyasyon dozu, somatik etkilere ilave olarak üreme hücrelerini etkileyebilir. Dolayısıyla radyasyonun etkisi, radyasyona maruz kalan kişilerin nesillerinde de görülebilir. Buna iyonlaştırıcı radyasyonun genetik etkileri denir.

2.8.5.1.Radyasyonun Somatik Etkileri

Somatik hasar erken (birdenbire) veya geç ortaya çıkabilir. Somatik hasarlar rastlantısal olmayan doz bağımlı (*deterministik*) ve rastlantısal doz bağımsız (*sitokastik*) olmak üzere iki Şekilde olmaktadır.

Alınan doz ne kadar dűŐk seviyede tutulursa, radyasyonun kűtű etkilerinin ortaya çıkma olasılıėı o derecede azaltılmıŐ olacaktır.

2.8.5.2.Radyasyonun Genetik Etkileri

İyonize radyasyonla ışınlama sonucu oluşan DNA ve kromozom hasarları tamir edilebilir, tamir edilmeden kalabilir veya yanlıŐ tamir edilebilir.

DNA'nın ıŐınlanmasının 3 ana sonucu vardır; hűcre ۆlűmű, malignite geliŐimi ve genetik hasar.

3.MATERYAL ve METOD

3.1.Çalışma Kapsamı

Ağustos 2011-Şubat 2012 tarihleri arasında Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyodiagnostik Anabilim Dalı'nda 128 kesit BT cihazı (Definition AS, Siemens Medical Solutions, Forchheim, Germany) kullanılarak pulmoner BT anjiyografi tetkikleri elde olundu.

3.2.Hasta Seçimi ve Hazırlığı

Çalışma Ağustos 2011-Şubat 2012 tarihleri arasında Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyodiagnostik Anabilim Dalı'na pulmoner emboli şüphesi ile pulmoner arterlerde trombus varlığının araştırılması amacıyla BT anjiyografi tetkiki için gönderilen 90 hastayı (yatan hastalar, acile başvuran hastalar ve poliklinik hastaları) kapsamaktadır. Hastalar hakkında edinilen bilgilerin ışığında ÇKBT pulmoner anjiyografi için kontrendikasyon teşkil eden durum veya durumlara sahip hastalara ÇKBT pulmoner anjiyografi çekimi yapılmadı.

ÇKBT pulmoner anjiyografinin kontrendikasyonları arasında;

1. Bilinen kontrast madde alerjisi
2. Böbrek fonksiyon bozukluğu (serum kreatinin > 1,5 mg/dl)
3. Gebelik
4. Solunum sıkıntısı
5. Genel durum bozukluğu
6. Hipertiroidi
7. Epilepsi

Hastalar gantriye supin pozisyonda yerleştirildi. Sağ üst ekstremitede antekübital venden 20 gauge ile damar yolu açıldıktan sonra hastaya kontrast madde enjeksiyonu nedeniyle, uygulanan kol tarafından başlayıp tüm vücuda yayılan bir

sıcaklık ve miksiyon ihtiyacı hissini olacağı, endişelenmemesi gerektiği ifade edildi. Bu sayede hastalarda ani bir telaşın, dolayısıyla hareket artefaktı oluşumunun önüne geçilmeye çalışıldı. Çekim boyunca hareketsiz kalmanın ve ‘nefes tut’ komutuna uymanın tetkik kalite ve güvenilirliğini arttıracığı vurgulandı.

3.3.Çekim Protokolü

Olguların ilk önce taranacak bölgeyi belirlemek için supin pozisyonda apeksten diyafragma düzeyine kadar olan alanı içerecek şekilde skenogramları alındı. Skenogramın ardından, inspirasyonda, apeksten akciğerlerin bitimine kadar görüntüler alındı. Antekubital venden 20 gauge branül ile toplam 50-60 ml (370/100 mg/ml) kontrast madde otomatik enjektörle 4 ml/sn hızla verildi. Kontrast maddeyi takiben 30 ml serum fizyolojik 4 ml/sn hızla bolus olarak verildi. Kontrast madde ve salin uygulamaları için iki başlı otomatik enjektör (Stellant, Medrad, Inianola, USA) kullanıldı.

Görüntüleme için ‘bolus tracking’ yöntemi kullanıldı. Ana pulmoner arter santrale yerleştirilen ROI için 90 HU tetikleme değeri olarak belirlendi. Kontrast madde ve salin infüzyonu sonrası (7 sn sonra) bir saniye aralıklarla bu düzeyden kesitler alınarak, hastaya ve tarama mesafesine göre tetik değere ulaşıldığında 5 saniye gecikme süresi verildi. Toraks giriminden diyafragma düzeyine kadar kraniokaudal yönde kesitler alındı

Tetkik süresi hastadan hastaya değişmekle birlikte yaklaşık 2-2,5 sn sürdü. 0,6 mm kolimasyon, gantri rotasyon zamanı 300 msn, X-ışını tüpünde üç ayrı grupta 120, 100 ve 80 kV kullanıldı. 120 kV’nin kullanıldığı grup A, 100 kV ile çekim yapılan grup B ve 80 kV değerinin kullanıldığı grup C grubu olarak adlandırıldı. Referans miliamper-saniye (mAs) değerini cihaz belirlemekle beraber tüm hastalarda 150 mAs değeri referans alındı. Field of view (FOV) alanı elde edilen skenogramlarda hastaya göre belirlendi ve ortalama $29,41 \pm 2,97$ cm’lik alanı içermekteydi. Üç grup karşılaştırıldığında tarama mesafeleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmadı ($p > 0,05$). Kullanılan ÇKBT cihazında dedektör 64 sıralı 0,6 mm’lik elemanlara ve birbirinden bağımsız olarak 128 adet data toplama kanalına sahip olup dolayısıyla $128 \times 0,33$ mm’lik izotropik rezolüsyon

oluşturabilmektedir. Pitch değeri cihaz tarafından otomatik olarak ayarlanmış olup 1,25 olarak saptandı.

3.4.Görüntülerin Değerlendirilmesi ve Yorumlanması

Elde olunan görüntüler workstation'a (Leonardo, Siemens Medical Solutions, Forchheim, Germany) gönderilerek incelendi. Dansite ölçümleri 0,5 mm kalınlığındaki BT anjiyografi görüntülerinde yapıldı. Elde edilen imajların görüntü kalite yeterliliği, hareket artefaktları ve pulmoner arterlerin kontrastlanma yeterliliği değerlendirildi.

Tetkikler acil şartlarda gerçekleştirildiğinden hastaların boy ve kilo değerleri elde olunamadı. Bu nedenle gruplar arasındaki homojenite farklılığının karşılaştırılmasında vücut kitle indeksi yerine cilt altı yağ doku kalınlığı kullanıldı. Her hastada ana pulmoner arter seviyesinden geçen kesitlerde vertebral kolon posterioru düzeyinde cilt altı yağ doku kalınlığı ölçülerek kaydedildi.

Sağ ve sol pulmoner arter dalları incelendi. Trombüs bulunan segmentler tanımlandı. Emboli dışında tespit edilen ek bulgular kaydedildi. Her iki tarafta apikal ve bazal düzeylerde orta-distal kesimdeki pulmoner arter dallarında ve ana pulmoner arterde dansite ölçümleri yapıldı.

Santral kesimdeki pulmoner arter opasifikasyonunu değerlendirmek için en az 2 cm² (2-2,5 cm²) çapında ROI kullanılarak ana pulmoner arterdeki ortalama dansite değeri ölçüldü. Periferik pulmoner arterlerin opasifikasyonunu değerlendirmek için apikal ve bazal kesimlerdeki segmental veya subsegmental arterlerde ölçüm yapıldı. Apikal kesim için arkus aortanın üst ve alt sınırları arasında kalan bölge seçildi. Bazal kesim için ise inferior pulmoner venler ile diyafragma arasındaki alan değerlendirildi. Çok küçük çapta olduklarından periferik damarlarda opasifikasyonu değerlendirmek için dansite ölçümündeki en büyük değer kullanıldı.

Değerlendirme sadece transvers kesitler kullanılarak yapıldı. İncelemede BT anjiyografi (width 700 HU, level 80 HU) ve akciğer parankim (width 1200 HU, level -600 HU) pencereleri kullanıldı.

Görüntü kalitesi 5 derecelik bir skala kullanılarak subjektif olarak değerlendirildi (73):

- 1 : tanısal olmayan, kötü görüntü kalitesi
- 2 : tanısal güvenilirliği azaltan düşük görüntü kalitesi
- 3 : orta derecede, ancak tanı için yeterli görüntü kalitesi
- 4 : iyi görüntü kalitesi
- 5 : küçük yapılarda da iyi diferansiyasyon sağlayan mükemmel görüntü kalitesi

Görüntü kalitesi değerlendirmesinde mediasten, akciğerler, ana pulmoner arter, karaciğer parankimi ve karaciğer dışındaki üst abdomene ait yapılar dikkate alındı.

Pulmoner arter opasifikasyonunu derecelendirmek için yine 5 seviye kullanıldı ve subjektif değerlendirme yapıldı (73):

- 1 : vasküler opasifikasyon yok, PTE tanısı imkansız
- 2 : hafif vasküler opasifikasyon
- 3 : yeterli vasküler opasifikasyon
- 4 : iyi vasküler opasifikasyon
- 5 : mükemmel vasküler opasifikasyon

Hareket artefaktları da 5 derecelik bir skala ile subjektif olarak değerlendirildi (73):

- 1 : masif, tanı imkansız
- 2 : belirgin, tanı koymaya engel
- 3 : belirgin, ancak tanı koymaya engel değil
- 4 : hafif
- 5 : yok

İstatistiksel değerlendirme bilgisayar ortamında 'SPSS For Windows (sürüm 15.0)' programı kullanılarak yapıldı. 0,05'ten küçük p değerleri istatistiksel anlamlılık için yeterli kabul edildi. Gruplar arasında cinsiyet dağılımı açısından fark

olup olmadığını araştırmak için Ki-Kare testi kullanıldı. Diğer parametrelerin karşılaştırılmasında ise one-way ANOVA ve post hoc Tukey testleri kullanıldı.

4.BULGULAR

4.1.Hasta Populasyonu

Yaşları 24 ile 89 arasında değişen ve ortalama yaş değeri $63,23 \pm 15,36$ olarak hesaplanan toplam 90 hasta değerlendirildi. Yaş dağılımı açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmadı ($p > 0,05$). Ortalama yaş A grubunda $66,07 \pm 12,13$ (34-85 yaş aralığı), B grubunda $60,80 \pm 18,54$ (33-89 yaş aralığı) ve C grubunda $62,83 \pm 14,79$ (24-85 yaş aralığı) olarak saptandı.

Hastaların 43'ü (%47,7) erkek, 47'si (%52,3) bayandı. A, B ve C gruplarında bayan sayısı sırasıyla 13, 16, 18 ve erkek sayısı 17, 14, 12 idi. Gruplar arasındaki cinsiyet dağılımı benzer bulundu ($p > 0,05$).

Tablo 3: Gruplardaki cinsiyet dağılımı ve ortalama yaş

	A Grubu (120 kV)	B Grubu (100 kV)	C Grubu (80 kV)
Olgu sayısı	30	30	30
Kadın-Erkek sayısı	13-17	16-14	18-12
Ortalama yaş	$66,07 \pm 12,13$	$60,80 \pm 18,54$	$62,83 \pm 14,79$

Cilt altı yağ doku kalınlığı ortalama değerleri A grubunda $16,71 \pm 8,82$ mm, B grubunda $16,05 \pm 7,02$ mm ve C grubunda $20,05 \pm 8,81$ mm bulundu. Gruplar arasında anlamlı farklılık saptanmadı ($p > 0,05$).

4.2.Klinik ve Patolojik Bulgular

Hastalar en sık nefes darlığı şikayeti ile PTE araştırılması amacıyla pulmoner BT anjiyografi tetkiki için ünitemize refere edilmişti.

Toplam 4 hastada santral pulmoner arterlerde, 15 hastada ise periferik pulmoner arterlerde (segmental ve subsegmental dallarda) trombüs saptandı. Bir hastada periferik pulmoner arter anevrizması olduğu görüldü. APA ve sağ-sol pulmoner arter çaplarında artış en sık saptanan bulgulardan biri olup toplam 36 hastada kaydedildi.



Resim 1: 80 kV ile yapılan çekimde sağ pulmoner arterde trombüs



Resim 2: 80 kV ile yapılan çekimde sağ pulmoner arterde ve sol segmental pulmoner arter dalında trombüs

Mediastinal lenfadenopati 20 hastada tespit edildi. Dokuz hastada perikardiyal efüzyon saptandı. En çok görülen bulgulardan biri olan plevral efüzyon toplam 34 olguda kaydedildi.

En sık görülen parankimal bulgu fibroatektatik değişiklik olup 37 hastada izlendi. Toplam 29 olguda bazıları kalsifiye özellikte nodüller kaydedildi. Saptanan diğer parankimal bulgular ise amfizem (21 hastada), hava kistleri (13 hastada), mozaik patern (12 hastada), konsolidasyon (9 hastada), infiltrasyon (6 hastada) ve bronşiektazi (4 hastada) şeklindeydi.

Pulmoner tromboemboli ön tanısıyla pulmoner BTA çekimi yapılan 6 hastada kitle saptandı. Tetkike dahil kesitlerde 1 hastada malignite açısından şüpheli mide lezyonu, 1 hastada dalak enfarktı ve 1 hastada perihepatik-perisplenik sıvı olduğu görüldü. Ayrıca 7 olguda karaciğerde hipodens lezyon ve yine 7 olguda surrenal lezyon saptandı. Sekiz olguda ise, birinde belirgin özofageal dilatasyonun eşlik ettiği hiatal herni kaydedildi.

4.3.ÇKBT Cihazıyla Elde Edilen Görüntülerde Pulmoner Arterlerin Değerlendirilmesi

Hem ana pulmoner arterdeki ortalama dansite değeri hem de tüm periferik arterlerdeki maksimum dansite değerleri 80 kV ile yapılan çekimlerde en yüksek, 120 kV ile yapılan çekimlerde ise en düşük olarak bulundu. Ölçüm yapılan tüm segmentlerde A ile C ve B ile C grupları arasında dansite değerleri açısından anlamlı farklılık saptandı ($p < 0,05$).

Tablo 4: Ana pulmoner arter, apikal ve bazal pulmoner arter opasifikasyonlarının değerlendirilmesinde istatistiksel anlamlılık

	A ve B grubu (p değeri)	A ve C grubu (p değeri)	B ve C grubu (p değeri)
APA	0,120	< 0,001	0,026 (< 0,05)
Apikal	0,112	< 0,001	0,042 (< 0,05)
Bazal	0,093	< 0,001	0,025 (< 0,05)

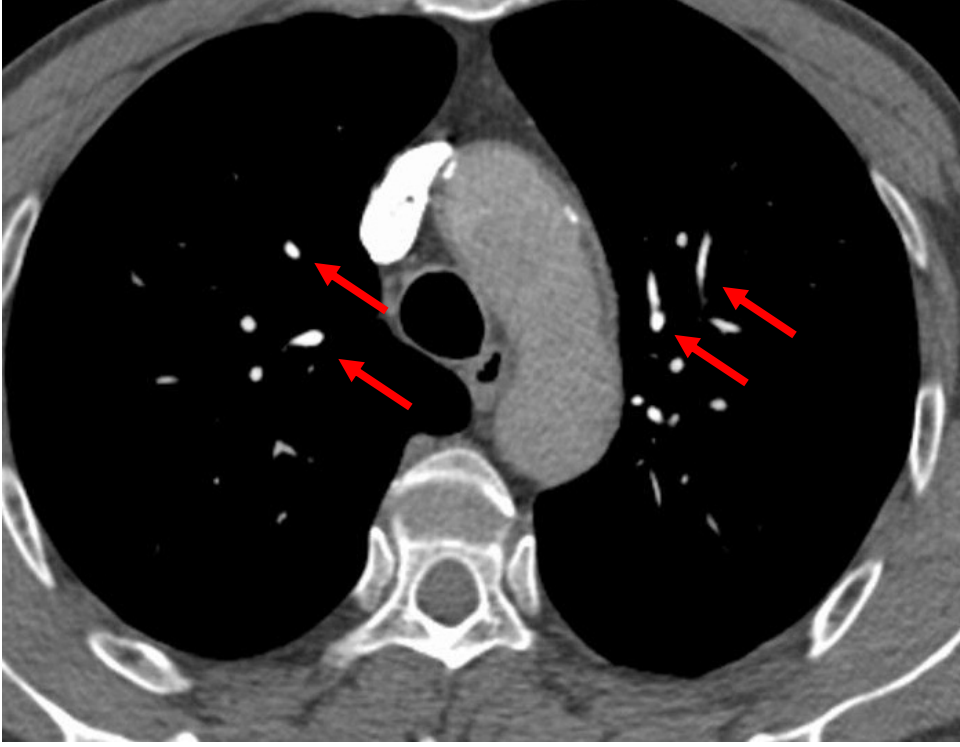
Ana pulmoner arterdeki ortalama dansite değeri A grubunda $309,53 \pm 79,15$ HU, B grubunda $381,70 \pm 124,07$ HU ve C grubunda $477,30 \pm 193,33$ HU olarak bulundu. Aortik ark düzeyindeki periferik pulmoner arterlerde maksimum dansite değerleri A, B ve C gruplarında sırasıyla $369,72 \pm 88,77$ HU, $463,97 \pm 127,05$ HU ve $578,18 \pm 271,14$ HU olarak hesaplandı. Bazal seviyedeki pulmoner arterlerden yapılan ölçümlerde ise maksimum dansite değerleri A grubu için $357,93 \pm 88,17$ HU, B grubu için $449,63 \pm 123,07$ HU ve C grubu için $565,32 \pm 248,73$ HU olarak bulundu.



Resim 3: 100 kV ile yapılan çekimde ana pulmoner arter

Tablo 5: Pulmoner arterlerin değerlendirilmesinde istatistiksel ölçümler

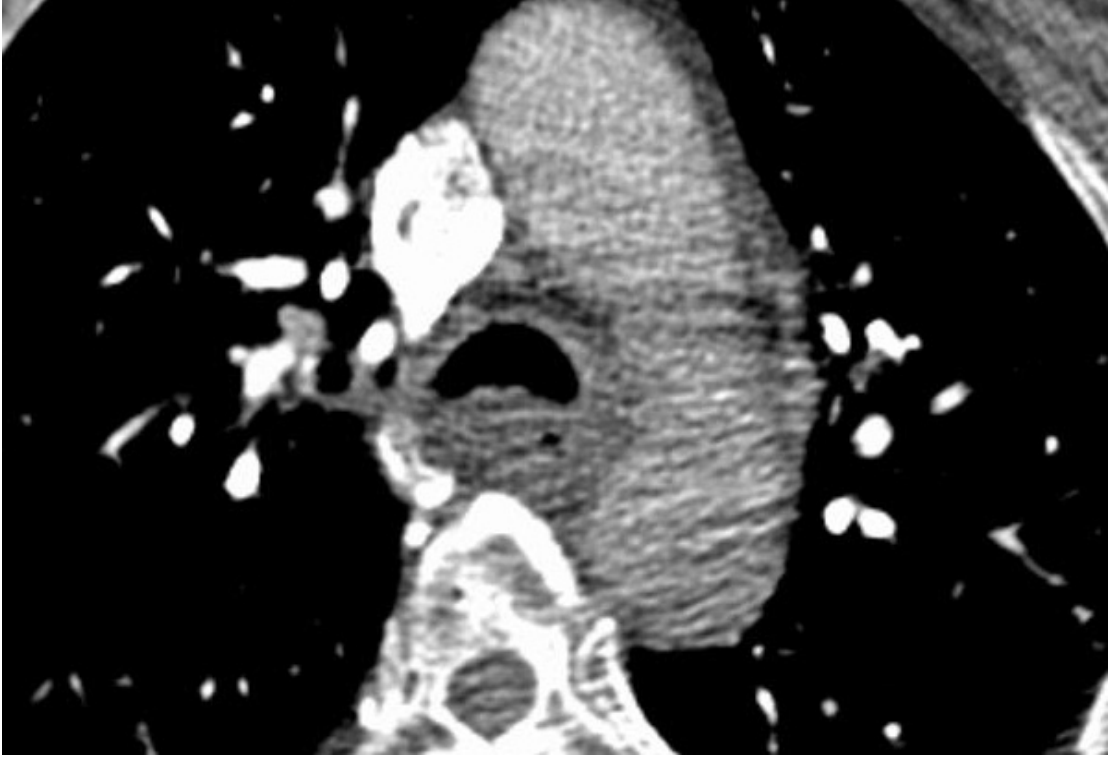
	A Grubu (120 kV)	B Grubu (100 kV)	C Grubu (80 kV)
APA	309,53 ± 79,15 HU	381,70 ± 124,07 HU	477,30 ± 193,33 HU
Apikal	369,72 ± 88,77 HU	463,97 ± 127,05 HU	578,18 ± 271,14 HU
Bazal	357,93 ± 88,17 HU	449,63 ± 123,07 HU	565,32 ± 248,73 HU



Resim 4: 120 kV ile yapılan çekimde apikal kesimde pulmoner arter dalları



Resim 5: 100 kV ile yapılan çekimde solda bazal kesimde pulmoner arter dalında dansite ölçümü



Resim 6: 80 kV ile yapılan çekimde apikal kesimde pulmoner arter dalları

4.4.Pulmoner Arterler Dışındaki Diğer Parametrelerin Değerlendirilmesi

Görüntü kalitesinin değerlendirilmesinde en düşük skorlar 80 kV protokolünde elde edildi. A ve B grupları arasında anlamlı farklılık saptanmazken ($p = 0,938$), C grubu ile A ve B grupları arasında görüntü kalitesi açısından belirgin farklılık saptandı ($p < 0,001$). Tetkiklerin hiçbiri “tanısal olmayan (grade 1) şeklinde yorumlanmadı. Sadece 80 kV ile çekim yapılan grupta 2 inceleme “tanısal güvenilirliği azaltan düşük görüntü kalitesi (grade 2)” olarak değerlendirildi. Yine 80 kV ile çekim yapılan grupta 11 inceleme “orta derecede, ancak tanı için yeterli görüntü kalitesi (grade 3)” şeklinde kaydedildi.

Tablo 6: Pulmoner arter dışı parametrelerin değerlendirilmesinde istatistiksel ölçümler

	A Grubu (120 kV)	B Grubu (100 kV)	C Grubu (80 kV)
Görüntü kalitesi	5 ± 0	4,9 ± 0,1	3,5 ± 0,6
Opasifikasyon	4,5 ± 0,6	4,7 ± 0,4	4,6 ± 0,7
Hareket artefaktı	4,9 ± 0,1	5 ± 0	5 ± 0

Tablo 7: Görüntü kalitesinin, pulmoner arter opasifikasyonunun ve hareket artefaktlarının değerlendirilmesinde istatistiksel anlamlılık

	A ve B grubu (p değeri)	A ve C grubu (p değeri)	B ve C grubu (p değeri)
Görüntü kalitesi	0,938	< 0,001	< 0,001
Opasifikasyon	0,295	0,668	0,796
Hareket artefaktları	0,442	0,442	1,000

Pulmoner arter opasifikasyonunun değerlendirilmesinde 3 grupta da ortalama değer 4,5'in üzerinde bulundu ve gruplar arasında anlamlı farklılık saptanmadı ($p > 0,05$).

Grupların hiçbirinde görüntüyü olumsuz şekilde etkileyen hareket artefaktı ve bu açıdan gruplar arasında anlamlı farklılık ($p > 0,05$) saptanmadı.

4.5.Pulmoner Arterlerin Değerlendirilmesi Amacıyla Yapılan BT Anjiyografi Tetkiklerinde Kullanılan Radyasyon Dozu Miktarı

Pulmoner BT anjiyografi tetkiki ile alınan efektif doz tahmini için oldukça güvenilir olduğu gösterilmiş, Avrupa Çalışma Grubu tarafından BT'de kalite kriterleri kılavuzunda önerilmiş bir metod kullanıldı (74, 75). Bu metod ile efektif doz, doz uzunluk çarpımı (dose-length product, DLP, mGy.cm) ve incelenen anatomik bölge olan göğüs bölgesi için bir dönüşüm katsayısının ($k=0.017 \text{ mSv.mGy}^{-1}.\text{cm}^{-1}$) çarpımından türetilmekte olup doz-uzunluk çarpımı hastanın tetkikin kapsadığı uzunluk boyunca aldığı dozun bir göstergesi olarak karşımıza çıkmaktadır. Efektif doz hesaplaması için kullanılan DLP değerleri her pulmoner BT anjiyografi tetkiki için cihaz tarafından otomatik olarak verilen protokol üzerinden elde olunmuştur.

Tablo 8: Radyasyon dozlarının değerlendirilmesinde istatistiksel ölçümler

	A Grubu (120 kV)	B Grubu (100 kV)	C Grubu (80 kV)
DLP	277,40 ± 67,79 mGy.cm	144,47 ± 34,03 mGy.cm	68,40 ± 10,39 mGy.cm
Efektif doz	4,7 mSv	2,5 mSv	1,2 mSv
mAs	116,17 ± 30,74	103,77 ± 21,08	106,80 ± 12,58

Ortalama DLP değerleri A, B, C gruplarında sırasıyla 277,40 ± 67,79 mGy.cm, 144,47 ± 34,03 mGy.cm ve 68,40 ± 10,39 mGy.cm bulundu. En yüksek DLP değeri 417 mGy.cm olarak A grubunda ve en düşük değer (46 mGy.cm) ise C grubunda idi. Üç grup arasında DLP değerleri açısından istatistiksel fark anlamlı bulundu ($p < 0,001$). Efektif dozlar 4,7 mSv, 2,5 mSv ve 1,2 mSv (sırasıyla A, B ve C grubunda) olarak hesaplandı.

Cihazın belirlediği referans mAs değeri 150 mAs olarak tespit edildi. Pulmoner BT anjiografi tetkiki için A grubunda elde edilen görüntülerde ortalama mAs değeri $116,17 \pm 30,74$ olarak ölçüldü. Bu değer B grubunda $103,77 \pm 21,08$ mAs ve C grubunda $106,80 \pm 12,58$ mAs olarak bulundu.  grup arasında mAs değeri açısından anlamlı farklılık saptanmadı ($p > 0,05$).

5.TARTIŞMA ve SONUÇ

PTE genellikle derin ven trombozunun bir komplikasyonudur. Sıklıkla bacak derin venlerindeki trombüslerden kopan parçaların pulmoner arter dallarını tıkaması sonucu oluşur (1). Sonuçta bölgesel dolaşım bozukluğu meydana gelir (2). Pulmoner arter içerisinde trombüs oluşumu nadirdir.

PTE; tekrarlama olasılığı ve mortalite-morbiditesi yüksek olan, önlenabilir bir hastalıktır (3). Eşlik eden hastalıklara bağlı olarak klinik belirtiler maskelenebilir ve tanı koymak zor olabilir (1).

PTE tanısı için öncelikle klinik olarak hastalıktan şüphelenmek gerekir (28). Daha sonra birtakım tanısal işlemlere başvurulur.

PTE tanısında ilk basamak klinik değerlendirmedir. Öykü ve fizik muayene tanıda yetersiz kaldığı için; pek çok tanısal test kullanılmaktadır. Bunlar; göğüs röntgenogramı, EKG, arteriyel kan gazı, D-dimer, V/Q sintigrafisi, bilgisayarlı tomografi anjiyografi, manyetik rezonans görüntüleme, ekokardiyografi ve pulmoner anjiyografidir.

Özellikle ÇKBT cihazlarının yaygın olarak kullanıma girmesiyle PTE tanısında BT anjiyografi tetkiki çoğu merkezde ilk sırada yerini almıştır (7).

PTE, BT anjiyografide damarda dolma defekti veya distali dolmayan damar şeklinde görülür (2). BT anjiyografi ile akciğer sintigrafisinin karşılaştırıldığı çalışmalarda BT anjiyografinin daha iyi duyarlılık değerlerine sahip olduğu bulunmuştur (37). Bu yöntemin önemli bir avantajı da pulmoner arterlerin yanında torakstaki diğer yapılara ait patolojileri de gösterebilmesidir (38-40).

ÇKBT'nin izole subsegmental PTE'de duyarlılığı daha yüksektir. ÇKBT'ler, daha geniş alanı, daha kısa sürede ve daha ince tarayabilirler. Böylece uzaysal çözünürlük artar ve parsiyel volüm artefaktı azalır. Qanadli ve arkadaşları prospektif olarak yaptıkları 157 olgulu çalışmada, pulmoner anjiyografi referans yöntem olarak kabul edilerek, ÇKBT duyarlılığını %90, özgüllüğünü %94 bulmuşlardır.

ÇKBT'nin pulmoner arter değerlendirilmesinde kullanılabilmesini sağlayan teknolojik gelişmeler; gantri rotasyon süresinin kısalması, çok kesit dedektör

teknolojisindeki gelişmeler, temporal ve uzaysal çözünürlükte artış, ince kesit kalınlıklarında aynı anda çok sayıda görüntü alınabilmesidir. ÇKBT cihazları, olağanüstü hızları sayesinde, konvansiyonel helikal cihazlardan farklı olarak, klasik kesit taramasından çok, bir anlamda "hacim taraması" yapmaktadır. Yüksek kalitede hacim bilgisi için longitudinal düzlemdeki (z eksenindeki) çözünürlüğün yeterli olması gerekmektedir. Z eksen çözünürlüğünü belirleyen başlıca etken kesit kalınlığı olup dedektör teknolojisindeki iyileştirmelerle minimum kesit kalınlığı giderek düşürülmektedir. Ayrıca kaynak görüntüler üzerinden özel bilgisayar yazılımları ile MPR, SSD, MIP veya VRT yöntemleri ile iki veya üç boyutlu, değişik planlarda görüntüler oluşturulabilmektedir.

ÇKBT tetkik hızındaki artış pulmoner BT anjiyografide harekete ve nefes tutamamaya bağlı artefaktların azalmasını sağlamaktadır. İlk jenerasyon BT'lerde görüntü alınması için dakikalar gerekirken, 4 kesitli BT'de 250 milisaniye, 16 dedektörlü BT'de 210 msn, 64 kesitli BT de 165 msn' dir. Bizim kullanmış olduğumuz 128 kesit BT ünitesinde temporal rezolüsyon 150 milisaniyeye düşmektedir.

Tetkik sürelerindeki kısalma gantri dönüş hızı ve dedektör sayısı arttırılmış yeni sistemlerde daha da belirgin olmaktadır. Bu durum hastaların kısa süre nefes tutma avantajını getirerek solunum artefaktlarının engellenmesinde önemli bir avantaj sağlamaktadır.

Pulmoner BT anjiyografide kullanılan kontrast madde hacmi kesit sayısının artışına paralel olarak azalmıştır. 4 kesitli BT'de 160 ml, 64 kesitli BT'de yaklaşık 90 ml ile tetkik gerçekleştirilebilmektedir. Bu çalışmada 128 kesitli BT ile 90 hastada elde olunan pulmoner BT anjiyografi görüntülemeleri için kullanılan kontrast madde miktarı 50-60 ml arasında değişmektedir. Kontrast madde dozundaki bu azalma, hem maliyeti düşürmekte hem de doza bağımlı nefrotoksik etkileri azaltmaktadır.

Pulmoner BT anjiyografi tetkiki için kullandığımız 128 ÇKBT cihazında dedektör 64 sıralı 0,6 mm'lik elemanları ve birbirinden bağımsız olarak 128 adet data toplama kanalına sahip olup 0,3 mm'lik dolayısıyla 128 x 0,33 mm lik izotropik rezolüsyon oluşturabilmektedir.

Çok kesitli pulmoner BT anjiyografi, pulmoner emboli şüphesi olan hastaların tanısında oldukça etkin ve çoğu uzman tarafından ilk seçilmesi gereken görüntüleme yöntemi olarak tanımlanmış bir modalitedir. Ancak hastaya verdiği radyasyon dozu, tetkikin uygulanmasında belirgin kısıtlama oluşturmaktadır (7).

Tetkik esnasında alınan radyasyon dozu özellikle yaşamı tehdit etmeyen pulmoner embolisi olanlarda, klinik olarak pulmoner emboli olasılığı düşük olanlarda ve genç bayan hastalarda önemli bir sorun oluşturmaktadır (73).

Absorbe edilen radyasyon dozu tarayıcının tipine ve çekim protokolüne (masa hızı, kolimasyon, dedektör sayısı, tüp voltajı (kV), tüp akımı (mA), tüp rotasyon zamanı, görüntüleme aralığı) bağlı olarak değişir. Bazı teknik parametreler değiştirilerek, tanısal kaliteyi belirgin şekilde etkilemeksizin, absorbe edilen doz azaltılabilir. Radyoloğun kontrolündeki bu parametreler şu şekildedir (7):

- mAs olarak anılan tüp akımını (mA) ve gantri rotasyon zamanını (s) azaltmak
- kV'yi azaltmak
- otomatik tüp akım modülasyonu kullanmak
- tarama alanını azaltmak
- masa hızını artırmak

Tüp akımını azaltmak:

Tetkik sırasında uygulanan radyasyon miktarı tüp akımına ve ekspozur zamanına (gantri rotasyon zamanı) bağlıdır. İkisi birlikte tüp akım zamanı veya mAs olarak ifade edilir.

Pulmoner BT anjiyografi tetkiklerinde uygulanan mAs değerleri genellikle 100-400 arasındadır. Tüp akım değerini azaltmak radyasyon dozunu azaltır, ancak gürültüyü artırır. Akciğer parankim hastalıklarını değerlendirmede bu bir sorun oluşturmayabilir. Ancak pulmoner emboli araştırılmasında düşük mA değeri kullanılması tanısal kaliteyi belirgin şekilde düşürmektedir. Yapılan çalışmalarda mA değerinin rutinde uygulanan değere göre %50'den fazla azaltılması, tanısal olmayan tetkiklerin oranında artışa neden olmuştur (7).

Tüp kilovoltajını azaltmak:

Genel olarak toraks BT incelemelerinde kV değeri 110 ile 140 arasında değişmektedir. kV değeri de ayarlanabilir olmasına rağmen tüp akımına göre değiştirilebilirliği daha sınırlıdır (7).

Diğer faktörlerin sabit kalması şartıyla, kV değerini 120'den 80'e indirmek radyasyon dozunu en az %60 azaltacaktır. Kilovolt değerini azaltmak görüntü kontrastını artırır, fakat aynı zamanda gürültüyü de artırır. Sonuçta ise görüntü kontrastı azalır; çünkü gürültüdeki göreceli artış görüntü kontrastındaki artıştan daha fazladır. Bununla beraber çok kesitli pulmoner BT anjiyografide uygulanan tipik kV değerlerinin 100'e, hatta bazı olgularda 80 kV'ye düşürülmesi durumunda bile tanısal görüntü kalitesinin korunduğu gösterilmiştir. Bunun nedeni düşük kV değeri ile gürültü artmasına rağmen, aynı zamanda hastada X-ışını foton etkileşimlerine olan fotoelektrik etkinin katkısının artmasıdır. Düşük kV, Compton saçılması üzerine olan fotoelektrik etkiyi destekleyerek, ortalama ışın enerjisini iyodinin k-sınırına kadar düşürür. Sonuçta kontrastlı tetkiklerde vasküler opasifikasyon korunur ve belki de hafif belirginleşme gösterir. Kilovolt değerini 120-140'tan 80 kV'ye düşürmek X-ışını atenüasyonunu sırasıyla 1,6 ve 2 faktörleriyle artırır. Bundan dolayı çok kesitli pulmoner BT anjiyografide belirgin doz azaltımları uygulanan kV protokolünü düşürerek gerçekleştirilebilir (7).

Otomatik tüp akım modülasyonu kullanmak:

BT görüntüleme teknolojisindeki son gelişmeler taranan vücut parçasının şekil ve kalınlığına göre eş zamanlı olarak X-ışını adaptasyonuna olanak sağlamıştır. Toraks kesitsel olarak kabaca oval şekillidir; bu nedenle transvers düzleme göre anterior-posterior düzlemde gönderilen X-ışını atenüasyonu daha azdır. Bundan faydalanarak ışın anterior-posterior düzlemdeyken mA değerinin düşürülmesi toplam radyasyon dozunun azalmasına neden olacaktır. Bu işlem *angular modülasyon* (x ve y-aksı) olarak tanımlanır. Bu teknikle %10 ile 60 arasında değişen doz azalımı kaydedilmiştir (7).

Benzer doz azaltımı z-aksı yönünde de yapılabilir. Modern ÇKBT cihazları z-aksı yönündeki tarama esnasında tüp akımını ayarlama özelliğine sahiptir. Bu işlem *z-aksı modülasyonu* olarak bilinir. Z-aksı modülasyonu, daha küçük anatomik

bölgelerin veya daha küçük hacimli hastaların çekiminde doz azalmasına olanak tanır. Sabit tüp akımıyla karşılaştırıldığında z-aksı modülasyonu, hasta dozunda yaklaşık 1/3 oranında azalma sağlar (7).

Tarama Alanını Azaltmak:

Çok kesitli pulmoner BT anjiyografi tetkikinde toraks dışındaki kesimlerin de taranması hastanın gereksiz doz almasına neden olmaktadır. Bu ekstra görüntüler alt boyun kesimini de içerebilmekle birlikte daha çok görüntülere dahil edilen kısım üst abdomendir. Bunu önlemek için tarama alanının dikkatli bir şekilde ayarlanması konusunda BT teknisyenleri uyarılmalıdır (7).

Masa Hızını Artırmak:

Masa hızının ışın kolimasyonuna oranı *pitch* olarak tanımlanır. Masa hızının artırılması *pitch* değerinin de artmasına yol açar. *Pitch* değerinde artış radyasyon dozunda azalmaya neden olur; çünkü hasta radyasyona daha az süre maruz kalır. Çok kesitli pulmoner BT anjiyografi tetkikinde tipik *pitch* değeri 1,5-2 arasındadır. İkinci üzerindeki *pitch* değerleri, uzaysal rezolüsyonu azalttığı ve parsiyel volüm artefaktlarını arttırdığı için önerilmemektedir. Modern BT cihazları doz azaltmak için otomatik olarak *pitch* değerini artırabilmektedir. Diğer parametrelerin sabit kalması koşuluyla yüksek *pitch* değerlerinde, bazı BT cihazları görüntü kalitesini sağlamak için mA değerini otomatik olarak artırmaktadır (7).

Radyasyon dozunu azaltmak için son zamanlarda geliştirilen yöntemlerden birisi de iteratif rekonstrüksiyondur. Bu yöntem sayesinde radyasyon dozunda belirgin azalma sağlanabilmektedir (76).

Beyin perfüzyon görüntüleme düşük kilovoltaj tekniği kullanılmaktadır. Ayrıca çocuklarda ve genç bayan hastalarda radyasyon maruziyetini azaltmak için düşük doz uygulanması önerilmektedir (73).

Düşük kilovoltaj ile çekim yapılması kontrastı artırıcı bir teknik olmasının yanında radyasyon dozunda azalmaya da neden olmaktadır (77, 78). Düşük kilovoltaj tekniği, kontrast madde atenuasyonunu ve bundan dolayı vasküler opasifikasyonu önemli ölçüde artırmaktadır (73). Aynı zamanda X-ışını şiddetindeki azalma da belirginleşmektedir. Ancak düşük kilovoltaj tekniğinde vücut ölçüleri

artıkça görüntü gürültüsü de artmaktadır. Bu durum abdomende önemli bir problemidir; ancak daha az atenuasyon göstermesi nedeniyle akciğerler için büyük bir sorun oluşturmamaktadır. Bu nedenle düşük kilovoltaj uygulanması için toraks uygun bir anatomik bölgedir (73).

Yüksek kilovoltaj ayarları ile karşılaştırıldığında, düşük kilovoltaj tekniğinde vasküler opasifikasyondaki artış, sinyal-gürültü oranını etkilemeden, görüntü gürültüsünde bir miktar artışa neden olur (73).

Düşük kilovoltaj kullanımının başlıca sınırlayıcı faktörü gürültünün artmasıdır. Bu nedenle X-ışını atenuasyonunun az olduğu çocuk ve zayıf hastalar ile düşük absorpsiyon gösteren vücut bölgeleri bu teknik için uygundur. Özellikle toraks, düşük absorpsiyona sahip olması ve vasküler/interstisyel yapılar ile çevrelerindeki hava arasında yüksek kontrast bulunması nedeniyle, düşük kilovoltaj uygulamaları için çok uygundur (73).

Kilovoltajı azaltmak özellikle BT anjiyografi tetkikleri için caziptir. Çünkü X-ışınının efektif enerjisi azalarak iyodinin k-sınırına yakın maksimum absorpsiyona yaklaşacağından iyotlu kontrast maddeye bağlı dansite artımı belirginleşecektir. Düşük kilovoltaj kullanımı, kontrast artışını geliştirici bir teknik olarak önerilmektedir (73).

Weidekamm ve arkadaşları tek dedektörlü spiral BT'de 140 kV ve 175 mAs ile 100 kV ve 125 mAs kullanarak yaptıkları iki gruptan oluşan çalışmalarında santral ve periferel pulmoner arterlerde 100 kV protokolünde 140 kV'ye göre belirgin daha yüksek atenuasyon değerleri (ana pulmoner arterde ortalama dansite değeri 140 kV tekniğinde 268 HU ve 100 kV'de 379 HU) bulmuşlardır (73). Bu fark periferel arterlerde ana pulmoner artere göre daha fazladır. Bu durum periferel arterlerin, çevre akciğer parankimi ile damar lümeni arasındaki parsiyel volüm etkisine maruz kalmalarına bağlı olabilir.

Bu çalışmada da hem ana pulmoner arterdeki ortalama dansite değeri hem de tüm periferel arterlerdeki maksimum dansite değerleri 80 kV ile yapılan çekimlerde en yüksek, 120 kV ile yapılan çekimlerde ise en düşük olarak bulundu. Ölçüm yapılan tüm segmentlerde C grubu ile A ve B grupları arasında dansite değerleri açısından anlamlı farklılık saptandı ($p < 0,05$).

Weidekamm ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada tüp voltajı 140'dan 100 kV'ye düşürüldüğü zaman, radyasyon maruziyetinin bir ölçüsü olan CTDIvol %50'den fazla azalmaktadır (140 kVp'de 10,4 mGy ve 100 kVp'de 3,4 mGy) (73).

Düşük kV protokolünde görüntü kalitesinin düşeceğine dair yaygın bir kanı bulunmasına rağmen Weidekamm ve arkadaşlarının çalışmasında görüntü kalitesi açısından iki grup arasında anlamlı fark bulunmamıştır. Düşük kV değerlerinde vasküler dansite (sinyal) ile birlikte gürültü de artar; sonuçta uygun sinyal-gürültü oranı korunur. Sinyal-gürültü oranı yaklaşık olarak aynı seviyede kalacağından, görüntü kalitesinde önemli bir değişiklik olmaksızın kV değerleri düşürülebilir (73). Artmış gürültünün etkisini azaltmak ve pulmoner damarlardaki artmış opasifikasyonu kompanse etmek için, Weidekamm ve arkadaşları mediastinal pencere ayarlarında genişliği artırmanın görüntüleri değerlendirmede oldukça faydalı olduğunu bulmuşlardır (73).

Bu çalışmada görüntü kalitesinin değerlendirilmesinde en düşük skorlar 80 kV protokolünde elde edildi. A ve B grupları arasında anlamlı farklılık saptanmazken ($p = 0,938$), C grubu ile A ve B grupları arasında görüntü kalitesi açısından belirgin farklılık saptandı ($p < 0,001$). Tetkiklerin hiçbiri "tanısal olmayan (grade 1) şeklinde yorumlanmadı. Sadece 80 kV ile çekim yapılan grupta 2 inceleme "tanısal güvenilirliği azaltan düşük görüntü kalitesi (grade 2)" olarak değerlendirildi. Yine 80 kV ile çekim yapılan grupta 11 inceleme "orta derecede, ancak tanı için yeterli görüntü kalitesi (grade 3)" şeklinde kaydedildi.

Fanous ve arkadaşlarının yaptığı ve aynı hastaların kontrol grubu olarak kullanıldığı çalışmada 32 hastaya 100 ve 120 kV kullanılarak ve diğer parametreler sabit tutularak pulmoner BT anjiyografi çekimleri yapılmış ve görüntü kalitesi ile radyasyon dozları karşılaştırılmıştır.

Bu çalışmada ise radyasyon maruziyetinden dolayı etik açıdan aynı hastalara 3 farklı protokolde çekim yapılamamıştır. Bunun yerine 3 protokol için 3 farklı hasta grubu karşılaştırılmıştır. İstatistiksel olarak 3 grup arasında yaş, cinsiyet ve cilt altı yumuşak doku kalınlığı açısından anlamlı farklılık saptanmamıştır.

Fanous ve arkadaşlarının çalışmasında kilovoltajın düşürülmesiyle sinyalde yaklaşık %29'luk bir artış saptanmıştır. Tanısal görüntü kalitesinde önemli bir

değişiklik olmaksızın radyasyon dozu (DLP) %37 oranında azalmıştır (120 kV'de 604,46 mGy x cm ve 100 kV'de 379,26 mGy x cm). Fanous ve arkadaşları çalışma verilerine dayanarak 100 kg'dan daha düşük ağırlıktaki hastalarda pulmoner BT anjiyografi tetkikinde 100 kV değerinin kullanılabilceği sonucuna varmışlardır (79).

Üç kV değerinin kullanıldığı bu çalışmada ise ortalama DLP değerleri A, B, C gruplarında sırasıyla $277,40 \pm 67,79$ mGy.cm, $144,47 \pm 34,03$ mGy.cm ve $68,40 \pm 10,39$ mGy.cm bulundu. En yüksek DLP değeri 417 mGy.cm olarak A grubunda ve en düşük değer (46 mGy.cm) ise C grubunda idi. Üç grup arasında DLP değerleri açısından istatistiksel fark belirgin anlamlı bulundu ($p < 0,001$). Efektif dozlar 4,7 mSv, 2,5 mSv ve 1,2 mSv (sırasıyla A, B ve C grubunda) olarak hesaplandı. En düşük radyasyon maruziyeti 80 kV ile çekim yapılan grupta bulundu.

Aortoiliak BT anjiyografide mAs değeri sabit tutularak 120 ve 100 kV'nin karşılaştırıldığı 16 dedektörlü BT ile yapılan çalışmada Wintersperger ve arkadaşları, vasküler dansiteyi 100 kV protokolünde (432 ± 80 HU) 120 kV'ye (333 ± 90 HU) göre belirgin daha yüksek bulmuşlardır. Ayrıca 100 kV ile yapılan çekimlerde hastanın aldığı radyasyon dozunda belirgin azalma saptanmıştır (80).

Sonuç olarak; düşük kV kullanıldığında pulmoner arterlerin dansitesinde artış olmasının yanında hastanın maruz kalacağı radyasyon dozu da azalacağından pulmoner BT anjiyografi tetkikinde düşük kV kullanılması faydalı olacaktır. 120, 100 ve 80 kV kullanılan bu çalışmada 80 kV ile yapılan çekimlerde görüntü kalitesinde diğer protokollere göre belirgin düşüş saptandı. 120 ile 100 kV kullanılarak gerçekleştirilen tetkiklerde ise görüntü kalitesi açısından anlamlı fark bulunmamakla birlikte maruz kalınan radyasyon dozu açısından iki grup arasında belirgin farklılık tespit edildi. Bu nedenle PTE ön tanılı olgularda ÇKBT pulmoner anjiyografi çekimlerinde düşük kV değeri olarak 100 kV kullanılması pulmoner arterlerin opasifikasyonunda artış sağlayıp, maruz kalınan radyasyon dozunu da azaltacaktır.

ÖZET

Pulmoner Tromboemboli Tanısında 128 Kesit BT Anjiyografi ve Teknik Optimizasyonu

Pulmoner tromboemboli genellikle bacak derin venlerindeki trombüslerden kopan parçaların pulmoner arter dallarını tıkaması sonucu oluşan, tekrarlama olasılığı, mortalite ve morbiditesi yüksek bir hastalıktır. Son zamanlarda akut pulmoner tromboemboli tanısında en sık kullanılan yöntem çok kesitli bilgisayarlı tomografi pulmoner anjiyografi tetkikidir. Ancak bu yöntemin yaygın olarak kullanılmaya başlamasıyla beraber, farklı merkezlerde farklı çekim protokolleri uygulanmakta olup ortak bir konsensus bulunmamaktadır. Bu çalışmanın amacı, çok kesitli bilgisayarlı tomografi pulmoner anjiyografi uygulamalarında optimal kilovolt değeri belirlenerek minimal radyasyon maruziyeti ile tetkikin uygun görüntü kalitesinde yapılabilirliğini araştırmaktır.

Bu çalışmada pulmoner tromboemboli ön tanısı ile başvuran toplam 90 olgudan oluşan 3 gruba 120, 100 ve 80 gibi üç farklı kilovolt değeri kullanılarak çekim yapıldı. Bilgisayarlı tomografi çekimleri 128 kesit bilgisayarlı tomografi cihazı (Definition AS, Siemens Medical Solutions, Forchheim, Germany) ile gerçekleştirildi. Tüm gruplardaki olgular; maruz kaldıkları ortalama radyasyon dozu, pulmoner arter atenüasyon değerleri ve opasifikasyonu, görüntü kalitesi ve hareket artefaktları açısından karşılaştırıldı.

Maruz kalınan radyasyon dozu açısından üç grup arasında anlamlı farklılık saptanmış ($p < 0,001$) olup en düşük radyasyon maruziyeti 80 kilovolt ile çekim yapılan grupta bulundu. Pulmoner arter atenüasyon değerleri açısından 120 ve 100 ile 80 kilovolt kullanılan gruplar arasında anlamlı farklılık saptandı ($p < 0,05$) ve 80 kilovolt ile yapılan çekimlerde belirgin daha yüksek değerler elde edildi. Görüntü kalitesi, 80 kilovolt uygulanan çekimlerde diğer protokollere göre belirgin düşük bulundu ($p < 0,001$). Pulmoner arter opasifikasyonu ve hareket artefaktları açısından ise gruplar arasında anlamlı farklılık saptanmadı.

Sonuç olarak; 120 ile 100 kilovolt kullanılarak gerçekleştirilen tetkiklerde görüntü kalitesi açısından anlamlı fark bulunmamakla birlikte maruz kalınan radyasyon dozu açısından iki grup arasında belirgin farklılık tespit edildi. Bu nedenle pulmoner tromboemboli ön tanılı olgularda çok kesitli bilgisayarlı tomografi pulmoner anjiyografi çekimlerinde düşük kilovolt değeri olarak 100 kilovolt kullanılması pulmoner arterlerin opasifikasyonunda artış sağlayıp, maruz kalınan radyasyon dozunu da azaltacaktır.

Anahtar kelimeler: çok kesitli bilgisayarlı tomografi pulmoner anjiyografi, kilovolt, radyasyon.

SUMMARY

Diagnostic Value of MSCT (128) Angiography for Determining Pulmonary Thromboembolism and Technical Optimization

Pulmonary thromboembolism usually occur due to pieces of thrombus which are belongs to deep veined thrombosis. Risk of recurrency, mortality and morbidity rates of pulmonary thromboembolism are high. Multislice computed tomography angiography is the most used method for diagnosis of acute pulmonary thromboembolism at the present time. After this method became widespread, most of centres have used different protocols. There is no consensus about the protocol. Purpose of this study is identification optimal kilovoltage value to get acceptable image quality with minimal radiation dose in multislice computed tomography angiography.

In this study, 90 cases whose had initial diagnosis of pulmonary thromboembolism were divided into three groups by using 120, 100 and 80 kilovoltage values. Multislice computed tomography angiography was performed with these kilovoltage values seperately. Patient studies were obtained on 128 slice computed tomography (Definition AS, Siemens Medical Solutions, Forchheim, Germany). Radiation exposure, attenuation values and contrast enhancement of pulmonary arteries, quality of images and movement artifact were compared.

Radiation exposure differed between three groups ($p < 0,001$). Minimum radiation exposure values were achieved by using 80 kilovoltage. There was a significantly difference between groups with 80 and 100 kilovoltage and group with 80 kilovoltage for attenuation values of pulmonary arteries ($p < 0,05$). Significant higher attenuation values were achieved by using 80 kilovoltage. Image quality of 80 kV group was significant lower than other groups ($p < 0,001$). There was no significantly difference between groups about contrast enhancement of pulmonary arteries and movement artifact.

Group of 120 and 100 kilovoltage result in similar image quality; but radiation exposure was significantly different. According to our study, attenuation value of pulmonary arteries can be increased and radiation exposure can be lowered by using multislice computed tomography angiography at 100 kilovoltage.

Keywords: Multislice computed tomography pulmonary angiography, kilovoltage, radiation.

KAYNAKLAR

1. Arseven O, Sevinç C, Alataş F, Ekim N, Erkan L, Fındık S ve ark. Türk Toraks Derneği Pulmoner Tromboembolizm Tanı ve Tedavi Uzlaşı Raporu. Türk Toraks Dergisi 2009; 10(Ek 11): 1-47.
2. Tuncel E. Klinik Radyoloji. Nobel & Güneş Tıp Kitabevi 2008; 322-326.
3. Weissleder R, Wittenberg J, Harisinghani MG. Primer of diagnostic imaging (Tanısal Görüntülemenin Temeli). Çeviri editörleri Sarıkaya B, Taşbaş B. Mosby 2003; 1: 65-67.
4. Cushman M. Epidemiology and risk factors for venous thrombosis. Semin Hematol. 2007; 44: 62-69.
5. Weissleder R, Wittenberg J, Harisinghani MG. Primer of diagnostic imaging (Tanısal Görüntülemenin Temeli). Çeviri editörleri Sarıkaya B, Taşbaş B. Mosby 2003; 8: 690-691.
6. Wells PS, Rodger M. Diagnosis of pulmonary embolism: when is imaging needed? Clin Chest Med. 2003; 24: 13-28.
7. Webb WR, Higgins CB. Thoracic Imaging: Pulmonary and Cardiovascular Radiology. Lippincott Williams & Wilkins 2011; 27: 656-682.
8. Naidich DP WW, Müller NL, Vlahos I, Krinsky GA, Srichai MB. Computed Tomography and Magnetic Resonance of the Thorax. Lippincott Williams & Wilkins 2007; 3: 217-258.
9. Gray H, Standring S, Ellis H, Berkovitz BKB. Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice. Elsevier Churchill Livingstone 2005; 6(63): 1070.
10. Kuriyama K, Gamsu G, Stern RG, Cann CE, Herfkens RJ, Brundage BH. CT-determined pulmonary artery diameters in predicting pulmonary hypertension. Invest Radiol. 1984 Jan-Feb; 19(1): 16-22.
11. McPhee SJ, Lingappa VR, Ganong WF. Hastalıkların Patofizyolojisi. Palme Yayıncılık 2006; 9: 251-257.
12. Rosendaal FR. Risk factors for venous thrombotic disease. Thromb Haemost 1999; 82(2): 610-619.
13. Silverstein MD, Heit JA, Mohr DN, et al. Trends in the incidence of deep vein thrombosis and pulmonary embolism: A 25-year population-based study. Arch Intern Med. 1998; 158(6):585-593.

14. Tsai AW, Cushman M, Rosamond WD, et al. Cardiovascular risk factors and venous thromboembolism incidence: the longitudinal investigation of thromboembolism etiology. *Arch Intern Med.* 2002; 162: 1182-1189.
15. Douketis JD, Kearon C, Bates S, et al. Risk of fatal pulmonary embolism in patients with treated venous thromboembolism. *JAMA* 1998; 279: 458-462.
16. Nijkeuter M, Sohne M, Tick LW, et al. The natural course of hemodynamically stable pulmonary embolism: Clinical outcome and risk factors in a large prospective cohort study. *Chest* 2007; 131: 517-523.
17. Goldhaber SZ, Elliott CG. Acute pulmonary embolism: part I: epidemiology, pathophysiology, and diagnosis. *Circulation* 2003; 108: 2726-2729.
18. Osma E. Solunum Sistemi Radyolojisi: Normal ve Patolojik. *Güven ofset* 2004; 19: 283-286.
19. Markel A, Meissner M, Manzo RA, et al. Deep venous thrombosis: rate of spontaneous lysis and thrombus extension. *Int Angiol.* 2003; 22: 376-382.
20. Piovela F, Crippa L, Barone M, et al. Normalization rates of compression ultrasonography in patients with a first episode of deep vein thrombosis of the lower limbs: association with recurrence and new thrombosis. *Haematologica* 2002; 87: 515-522.
21. Nijkeuter M, Hovens MM, Davidson BL, Huisman MV. Resolution of thromboemboli in patients with acute pulmonary embolism: a systematic review. *Chest* 2006; 129: 192-197.
22. Girard P, Musset D, Parent F, et al. High prevalence of detectable deep venous thrombosis in patients with acute pulmonary embolism. *Chest* 1999; 116: 903-908.
23. Elias A, Colombier D, Victor G, et al. Diagnostic performance of complete lower limb venous ultrasound in patients with clinically suspected acute pulmonary embolism. *Thromb Haemost* 2004; 91: 187-195.
24. Girard P, Sanchez O, Leroyer C, et al. Deep venous thrombosis in patients with acute pulmonary embolism: prevalence, risk factors, and clinical significance. *Chest* 2005; 128: 1593-1600.
25. Ödev K. Toraks Radyolojisi. *Nobel Tıp Kitabevleri* 2010; 19: 331-346.
26. Tapson VF. Acute pulmonary embolism. *N Engl J Med.* 2008; 358: 1037-1052.
27. Heit JA, O'Fallon WM, Petterson TM, et al. Relative impact of risk factors for deep vein thrombosis and pulmonary embolism: a population-based study. *Arch Intern Med.* 2002; 162: 1245-1248.

28. Netter FH. The Netter Collection of Medical Illustrations: Solunum Sistemi. Çeviri editörü Çöplü L. Elsevier Saunders 2008; 4: 226-235.
29. Geibel A, Zehender M, Kasper W, Olschewski M, Klima C, Konstantinides SV. Prognostic value of the ECG on admission in patients with acute major pulmonary embolism. *Eur Respir J*. 2005; 25: 843-848.
30. Miniati M, Prediletto R, Formichi B, et al. Accuracy of clinical assessment in the diagnosis of pulmonary embolism. *Am J Respir Crit Care Med*. 1999; 159: 864-871.
31. Kearon C, Ginsberg JS, Douketis J, et al. An evaluation of D-dimer in the diagnosis of pulmonary embolism: a randomized trial. *Ann Intern Med*. 2006; 144: 812-821.
32. Stein PD, Hull RD, Patel KC, et al. D-dimer for the exclusion of acute venous thrombosis and pulmonary embolism: a systematic review. *Ann Intern Med*. 2004; 140: 589-602.
33. Uresandi F, Blanquer J, Conget F, et al. Guidelines for the diagnosis, treatment, and follow-up of pulmonary embolism. *Arch Bronconeumol*. 2004; 40: 580-594.
34. Kelly J, Rudd A, Lewis RR, Hunt BJ. Plasma D-dimers in the diagnosis of venous thromboembolism. *Arch Intern Med*. 2002; 162: 747-756.
35. Kruip MJ, Leclercq MG, van der Heul C, Prins MH, Buller HR. Diagnostic strategies for excluding pulmonary embolism in clinical outcome studies. A systematic review. *Ann Intern Med*. 2003 ; 138: 941-951.
36. Lee AY, Hirsh J. Diagnosis and treatment of venous thromboembolism. *Annu Rev Med*. 2002; 53: 15-33.
37. Trowbridge RL, Araoz PA, Gotway MB, Bailey RA, Auerbach AD. The effect of helical computed tomography on diagnostic and treatment strategies in patients with suspected pulmonary embolism. *Am J Med* 2004; 116: 84-90.
38. Powell T, Muller NL. Imaging of acute pulmonary thromboembolism: should spiral computed tomography replace the ventilation-perfusion scan? *Clin Chest Med* 2003; 24: 29-38.
39. Richman PB, Courtney DM, Friese J, Matthews J, Field A, Petri R, et al. Prevalence and significance of nonthrombotic findings on chest computed tomography angiography performed to rule out pulmonary embolism: a multicenter study of 1,025 emergency department patients. *Acad Emerg Med*. 2004; 11: 642-647.

40. Battal B, Karaman B, Gümüş S, Akgün V, Bozlar U, Taşar M. Pulmoner emboli şüphesi bulunan hastaların çok kesitli bilgisayarlı tomografi pulmoner anjiyografi incelemelerinde karşılaşılan tromboemboli dışı bulguların analizi. *Turk J Emerg Med.* 2011; 11:13-19.
41. Adapınar B. Temel Radyoloji Tekniği. 3. baskı Güneş-Nobel 1997; 316– 372.
42. Oyar O, Gülsoy UK, Yeşildağ A, Yıldız M, Baykal B, Köroğlu M. Tıbbi Görüntüleme Fiziği. Nobel Tıp 2003; 235-276.
43. Adapınar B. Temel Radyoloji Tekniği. 3. baskı Güneş-Nobel 1997; 316–372.
44. Katada K. Half-second, half millimeter real time multidedektör helical CT: CT diagnosis using Aquillon. *Medical Review* 1999; 68: 31–38.
45. Grenier PA, Beigelman AC, Fetita c, et al. New frontiers in CT imaging of airway disease. *Eur Radiol* 2002; 12: 1022–1044.
46. Hu H, He HD, Foley WD, Fox SH. Four multidedector-row helical CT: image quality and volume covarege speed. *Radiology* 2000; 215: 55–62.
47. Saito Y. Multislice X-ray CT Scanner. *Medical Review* 1999; 66: 1–8.
48. Balcı P, Pabuşçu Y (Editörler). Temel Radyoloji Fiziği. Türk Radyoloji Derneği İzmir Şubesi 2008; 44-47.
49. Mahesh M. Search for isotropic resolution in CT from conventional through multiple-row dedector. *Radiographics* 2002; 22: 949–962.
50. Kato Y NS, Sano H, Sanjaykumar MS, et al. Multidedektör 3DCTA- an improvement over single slice helical CTA for cerebral aneurysms. *Acta Neurochir* 2002; 144: 715–722.
51. Prokop M. Multidedektör CT angiography. *Eur J Radiol* 2000; 36(2): 86–96.
52. Laghi A JR, Catalano C, et al. Multidedektör spiral computed tomography angiography of mesenteric arteries. *Lancet* 2001; 358: 638–639.
53. Murakami T, Kim T, Takamura M, et al. Hypervascular hepatocellular carcinoma: detection with double arterial phase multi-dedector row helical CT. *Radiology* 2001;218: 763–767.
54. Kalender WA, Prokop M. 3D CT angiography. *Crit Rev Diagn Imaging.* 2001; 42: 128.
55. Prokop M, Shin HO, Schanz A, Schaefer-Prokop CM. Use of maximum intensity projections in CT angiography: a basic review. *Radiographics* 1997; 17: 433–451.

56. Ogawa T, Okudera T, Noguchi K et al. Cerebral aneurysms: Evaluation with threedimensional CT Angiography. *AJNR Am J Neuradiol* 1996; 17: 447–454.
57. Lawler L, Fishman E. Multi-detector row CT of thoracic disease with emphasis on 3D volume rendering and CT angiography. *RadioGraphics* 2001; 21: 1257–1273.
58. van Ooijen P, van Geuns R, Rensing B, Bongaerts A, de Feyter P, Oudkerk M. Noninvasive coronary imaging using electron beam CT: surface rendering versus volume rendering. *AJR Am J Roentgenol* 2003; 180:223–226.
59. Galanski M, Prokop M, van der Mole: *Spiral and Multislice CT of the Body. Part 3: Image processing and display*, Stuttgart, Thieme, 2003: 46–82.
60. Rubin GD. 3-D imaging with MDCT. *Eur J Radiol.* 2003; 45: 37-41.
61. Duddalwar VA. Multislice CT angiography: a practical guide to CT angiography in vascular imaging and intervention. *Br J Radiol.* 2004; 77: 27-38.
62. Kontrast Maddeler; Temel Radyoloji Tekniği, Ragıp ÖZKAN, Tamer KAYA. 3. Baskı, Güneş&Nobel, Bursa, 1997; 263-271.
63. Chopra P. and Smith H. Use of Radiopaque Contrast Agents for the Interventional Pain Physician. *Pain Physician.* 2004; 7: 459-463.
64. Oyar O, Gülsoy UK, Yeşildağ A, Yıldız M, Baykal B, Köroğlu M. Tıbbi Görüntüleme Fiziği. *Nobel Tıp* 2003; 377-394.
65. Oyar O. Kontrast Maddeler. *Sendrom.* 2002; Ağustos: 119-125.
66. Poletti PA, Saudan P, Platon A, Mermillod B, Sautter AM et al. I.v. N-acetylcysteine and emergency CT: use of serum creatinine and cystatin C as markers of radiocontrast nephrotoxicity. *AJR.* 2007; 189: 687-692.
67. Goldenberg I, Matetezy S. Nephropathy induced by contrast media: pathogenesis, risk factors and preventive strategies. *CMAJ.* 2005; 172: 1461-1471.
68. Mukherjee D, Rajagopalan S. CT and MR Angiography Of The Peripheral Circulation. 2007; 53-61.
69. Van Hoe L, Marchal G, Baert AL, et al. Determination of scan delay time in spiral CT-angiography: utility of a test bolus injection. *J Comput Assist Tomogr* 1995; 19: 216–220.
70. Cademartiri F, Mollet N, van der Lugt A, Nieman K, Pattynama PM, de Feyter PJ, Krestin GP. Non-invasive 16-row multislice CT coronary angiography: usefulness of saline chaser. *Eur Radiol.* 2004; 14: 178-183.

71. Nakajima Y, Yosbimine T, Yoshida H, Sakasbita K, Okamoto M, Kishikawa M, Yagi K, Yokota J, Hayakawa T. Computerized tomography angiography of ruptured cerebral aneurysms: factors affecting time to maximum contrast concentration. *J Neurosurg*, 1998; 88: 663–669.
72. Rubin GD, Schmidt AJ, Logan LJ, Sofilos MC. Multi-detector row CT angiography of lower extremity arterial inflow and runoff: initial experience. *Radiology* 2001; 221: 146–158.
73. Schueller-Weidekamm C, Schaefer-Prokop CM, Weber M, Herold CJ, Prokop M. CT angiography of pulmonary arteries to detect pulmonary embolism: improvement of vascular enhancement with low kilovoltage settings. *Radiology*. 2006 Dec;241(3):899-907.
74. Hausleiter J, Meyer T, Hadamitzky M ve ark. Radiation dose estimates from cardiac multislice computed tomography in daily practice: impact of different scanning protocols on effective dose estimates. *Circulation*. 2006;113:1305-1310.
75. <http://www.dr.dk/guidelines/ct/quality/mainindex.htm>.
76. Hu XH, Ding XF, Wu RZ, Zhang MM. Radiation dose of non-enhanced chest CT can be reduced 40% by using iterative reconstruction in image space. *Clin Radiol*. 2011 Nov;66(11):1023-1029.
77. Huda W, Ravenel JG, Scalzetti EM. How do radiographic techniques affect image quality and patient doses in CT? *Semin Ultrasound CT MR*. 2002 Oct;23(5):411-422.
78. Sigal-Cinqualbre AB, Hennequin R, Abada HT, Chen X, Paul JF. Low-kilovoltage multi-detector row chest CT in adults: feasibility and effect on image quality and iodine dose. *Radiology*. 2004 Apr;231(1):169-174.
79. Fanous R, Kashani H, Jimenez L, Murphy G, Paul NS. Image Quality and Radiation Dose of Pulmonary CT Angiography Performed Using 100 and 120 kVp. *AJR Am J Roentgenol*. 2012 Nov;199(5):990-996.
80. Wintersperger B, Jakobs T, Herzog P, Schaller S, Nikolaou K, Suess C, et al. Aorto-iliac multidetector-row CT angiography with low kV settings: improved vessel enhancement and simultaneous reduction of radiation dose. *Eur Radiol*. 2005 Feb;15(2):334-341.