TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ

PULMONER TROMBOEMBOLİZMDE DÜŞÜK KİLOVOLT PULMONER BT ANJİYOGRAFİ

Dr. Murat Serhat AYGÜN

RADYODİAGNOSTİK ANABİLİM DALI

Tez Danışmanı
Doç. Dr. Çetin ATASOY

ANKARA
2008

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ

PULMONER TROMBOEMBOLİZMDE DÜŞÜK KİLOVOLT PULMONER BT ANJİYOGRAFİ

Dr. Murat Serhat AYGÜN

RADYODİAGNOSTİK ANABİLİM DALI

Tez Danışmanı
Doç. Dr. Çetin ATASOY

ANKARA
2008

Ankara Üniversitesi Radyodiagnostik Anabilim/Bilim Dalı

Tıpta Uzmanlık eğitimi çerçevesinde yürütülmüş olan
Pulmoner tromboembolizmde düşük kilovoltlu pulmoner BT anjiyografi başlıklı,
Dr Murat Serhat Aygün'e ait bu çalışma aşağıdaki
jüri tarafından **Tıpta Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Sadık Bilgiç
Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi
Radyodiagnostik Anabilim Başkanı
Jüri Baskanı

Doç Dr. Çetin Atasoy
Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi
Radyodiagnostik Anabilim Dalı
Tez Danısmanı

Prof. Dr. Umman Sanlıdilek
Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi
Radyodiagnostik Anabilim Dalı
Üye

ÖNSÖZ

Tezimin tamamlanmasında bana büyük yardımı olan eşim Fuldem Mutlu Aygün'e, hastalığına rağmen desteklerini hiçbir zaman eksik etmeyen anneme, babama, kardeşlerime, tezimin tüm aşamasında sürekli olarak bilgisi ile yardımını aldığım tez danışmanım Doç. Dr. Çetin Atasoy'a, diğer öğretim üyelerim Prof. Dr. Serdar Akyar, Prof. Dr. Umman Sanlıdilek, Prof. Dr. İlhan Erden, Prof. Dr. Sadık Bilgiç, Prof. Dr. Suat Aytaç, Prof. Dr. Cemil Yağcı, Prof. Dr. Gülden Şahin, Prof. Dr. Ayşe Erden, Prof. Dr. Hasan Özcan, Doç. Dr. Suat Fitöz'e ve ayrıca çalışma arkadaşlarıma teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

Sayfa No:

Önsöz ii

İçindekiler iii

Simgeler ve kısaltmalar v

Resimler dizini vii

Tablolar dizini ix

1 Giriş 1

2 Genel bilgiler 4

2.1 Embriyoloji 4

2.2 Pulmoner arter anatomisi 4

2.2.1 Sağ akciğer arterleri 6

2.2.2 Sol akciğer arterleri 8

2.2.3 Pulmoner arter varyasyonları 9

2.3 Pulmoner arteri görüntüleme yöntemleri 11

2.3.1 Akciğer radyografisi 11

2.3.2 Radyonüklid görüntüleme 12

2.3.3 Pulmoner anjiyografi 14

2.3.4 Spiral bilgisayarlı tomografi anjiyografi (BTA) 17

2.3.4.1 Spiral BTA protokolü 18

2.3.4.2 Klinik endikasyonlar 27

2.4 Radyasyon ve düşük doz uygulamalar 42

2.4.1 Radyasyon dozu hesaplama 43

2.4.2 Radyasyon dozunu etkileyen parametreler 45

2.4.3 Radyasyon dozunu azaltma teknikleri 48

3. Gereç ve yöntemler 50

4. Bulgular 53

4.1 Radyasyon dozu 55

4.2 Damar görülebilirlik puanı 56

4.3 Damar görülebilirlik oranı 57

4.4 Pulmoner arter dansitesi 58

4.5 Pulmoner arter dansitesi standart sapması 59

4.6 Göğüs alanının pulmoner arter dansitesi ve pulmoner arter standart sapmasıyla ilişkisi 60

5. Tartışma 64

6. Sonuç 73

Özet 75

Summary 76

Kaynaklar 77

SİMGELER VE KISALTMALAR

AE : Akut emboli

ALARA : as low as reasonable achievable- mümkün olduğunca az

BT : Bilgisayarlı Tomografi

BTA : Bilgisayarlı tomografi anjiyografi

C : Coulomb

CPR : Curved planar reformat

CTD : Bilgisayarlı tomografi doz indeksi

ÇDBT : Çok detektör sıralı bilgisayarlı tomografi

DT,R : Dokunun absorbe ettiği ortalama dozdur

DUS : Doppler ultrasonografi

E : Efektif doz

EKG : Elektrokardiografi

g : Gram

Gy : Gray

HU : Hounsfield Ünitesi

kj : Kilo Joule

KOAH : Kronik obtruktif akciğer hastalığı

kVp : Kilovolt

mA : Miliamper

mgI/ml : Miligram İyot/mililitre

MIP : Maksimum intensite projeksiyon

mm : Milimetre

MPR : Multiplanar reformasyon

MRA : Magnetik rezonans anjiyografi

PA D : Pulmoner arter dansitesi

PASD : Pulmoner arter standart sapması

Std. Dev : Standart Deviasyon

PIOPED : Prospective investigation of pulmonary embolism diagnosis

PTE : Pulmoner tromboemboli

R : Röntgen

ROI : Region-of interest-ilgilenen alan

sn : Saniye

SSD : Shaded surface display

Sv : Sievert

V/P : Ventilasyon perfüzyon

VR : Volume rendering

3B : Üç boyutlu

ωT : Doku-ağırlık faktörü

ωR : Radyasyon-ağırlıklı coefficient

RESİMLER DİZİNİ

Sayfa No:

Resim 2.1: Sol akciğer alt lob posterobazal segmentte subsegmental bir dalda emboli ile uyumlu dolum defekti (ok) izleniyor.....17

Resim 2.2: Pulmoner arter düzeyinden alınan hazırlık görüntülerinde dinamik olarak kontrastlanma hem aksiyel kesitlerde (A,B) ve hem de grafiksel olarak (C) izlenebilir. Dansite ölçmek için kullanılan ROI pulmoner arter üzerine yerleştirilmeli (D) ve çapı pulmoner arter çapının yarısı kadar olmalıdır. 22

Resim 2.3: Vena kava superiordaki yüksek yoğunluktaki kontrast madde nedeni ile oluşan çizgisel artefaktlar (ok). 23

Resim 2.4: Oblik MPR görüntülerde kronik trombüs ve uzanımı izlenebiliyor (ok). 24

Resim 2.5: Koronal planda MIP görüntülerde normal pulmoner vasküler yapılar izlenmekte. 25

Resim 2.6: Sağda ana-yüzeyel femoral vende intralüminal dolum defekti ile karakterize DVT olgusu 28

Resim 2.7: Sol akciğerde interlober arterde emboli ile uyumlu intraluminal dolum defekti (ok) izleniyor.....33

Resim 2.8: Sağ akciğer alt lob posterobazalde subsegmental bir dalda tam dolum defekti (ok) ve simetriğine (ok başları) oranla kalibre artışı. 34

Resim 2.9: Oblik koronal reformat görüntüde railway trakt görünümüne neden olan periferi kontrastlanan (ok) santralinde dolum defekti saptanan pulmoner arter. 34

Resim 2.10: Multipl embolilere bağlı akciğerde mozaik perfüzyon alanları (siyah oklar) izlenmekte. 35

Resim 2.11: Kronik embolilere bağlı ok ile belirtilen düzeyden itibaren anterobazal subsegmental dalında kalibre azalması.....35

Resim 2.12: Mediasten (A) ve parankim (B) pencerelerinde sol akciğer alt lobda tabanı plevraya dayalı görünümde, apeksi hilusa bakan, kama şekilli, santralinde sabun köpüğü görünümü seçilen infarkt görünümü izleniyor. 38

Resim 2.13: Sol akciğer alt lobda santral nidus ve drene edici ven ile karakterize arteriyo-venöz malformasyon izlenmekte. 41

Resim 2.14: Sol akiğer bazalde abdominal aortadan beslenen sekestrasyon. 42

Resim 3.1: Pulmoner arter dalları görülebilen kesitler tüm akciğer parankimi görülen kesitlere oranlandı. (A/Bx100=pulmoner arter görülebilirliği 51

TABLOLAR DİZİNİ

Sayfa No:

Tablo 2.1: PTE şüphesi olan hastalarda pulmoner anjiyografi endikasyonları. 15

Tablo 2.2: PTE şüphesi durumunda uygulanması önerilen tanı algoritması. 32

Tablo 2.3: PTE olasılığı düşük hastalarda tanı algoritması. 32

Tablo 2.4: 10 mm kesit kalınlığı ve 120 kVp değerleri uygulandığında farklı mAs değerlerindeki radyasyon dozları. 46

Tablo 2.5: 300 mA, 1 sn ve 10 mm sabit değerler uygulandığında değişen kilovolt değerlerine bağlı doz değişimi. 46

Tablo 2.6: 120 kVp, 300 mA, 1 sn ve 10 mm sabit değerler uygulandığında değişen pitch değerlerine bağlı doz değişimi. 47

Tablo 2.7: Tek dedektörlü cihazda 120 kVp, 300 mA sabit değerler uygulandığında değişen kolimasyon değerlerine bağlı doz değişimi. 48

Tablo 2.8: Çok dedektörlü cihazda 120 kVp, 300 mA sabit değerler uygulandığında değişen kolimasyon değerlerine bağlı doz değişimi. 48

Tablo 4.1: Tüm hastalara ait veriler. 53

Tablo 4.2: Gruplar arasında DLP değerleri. 56

Tablo 4.3: Damar görülebilirlik puanları normalite testi. 56

Tablo 4.4: Üç grubun damar görülebilirlik puanları ortalamaları. 56

Tablo 4.5: Damar görülebilirlik oranları. 57

Tablo 4.6: Her iki akciğerin damar görülebilirlik oranı için ayrı Kruskal-Wallis testi. 57

Tablo 4.7: Her iki akciğer için damar görülebilirlik oranı için ayrı Kruskal-Wallis çoklu karşılaştırma değerleri. 58

Tablo 4.8: Gruplar arasında pulmoner arter dansitesi 58

Tablo 4.9: Kruskal-Wallis testi.....59

Tablo 4.10: Kruskal-Wallis çoklu karşılaştırma testi. 59

Tablo 4.11: Gruplar arasında pulmoner arter dansitesi standart sapması.....59

Tablo 4.12: Pulmoner arter dansitesi standart sapmasında normalite testi.....60

Tablo 4.13: Kruskal-Wallis testi.....60

Tablo 4.14: Kruskal-Wallis çoklu karşılaştırma testi. 60

Tablo 4.15: 80 kV grubunda göğüs alanının pulmoner arter dansitesi ve dansitesini standart sapması ile ilişkisi. 62

Tablo 4.16: 100 kV grubunda göğüs alanının pulmoner arter dansitesi ve dansitesini standart sapması ile ilişkisi. 62

Tablo 4.17: 120 kV grubunda göğüs alanının pulmoner arter dansitesi ve dansitesini standart sapması ile ilişkisi. 63

GRAFİK DİZİNİ

Sayfa No:

Grafik 4.1: Göğüs alanı-pulmoner arter dansitesi ilişkisi.....61

1 GİRİŞ

Akut pulmoner tromboemboli (PTE) yüksek mortalite ve morbidite nedeni olan oldukça sık bir hastalıktır (1). Ülkemizde yeterli istatistik bulunmamakla birlikte, A.B.D.'de her yıl yaklaşık 650.000 hastanın PTE tanısı ile hastaneye yatırıldığı ve yılda ortalama 50.000 kişinin PTE nedeniyle öldüğü bildirilmektedir. PTE hastane ölümlerinin %15'inden sorumludur. Tedavi edilmeyen olgularda PTE'den ölüm oranı %30'a ulaşmakta, erken tanı ve uygun tedavi ile bu oran %3-10'a indirilebilmektedir (2,3). Yıllık görülme insidansı binde 1.22 ile 1.83 arasında olduğu düşünülmektedir.

PTE insidental saptanan asemptomatik subsegmental emboliler şeklinde manifeste olabileceği gibi hayatı tehdit eden santral tromboemboli ile de prezente olabilir. Klinik belirti ve bulgular bu şekilde geniş bir yelpaze içinde ve çok değişken olduğu için esas sorun tanı konulamamasıdır (4). Bu nedenle PTE tanısı ağırlıklı olarak görüntüleme teknikleri ile doğrulanır (3,5).

1990'lı yılların başlarına kadar PTE tanısında standart tanı yöntemleri V/P sintigrafisi ve pulmoner anjiyografi idi (6). Ventilasyon-perfüzyon (V/P) sintigrafisi PTE şüphesi bulunan hastalarda hızla ve noninvaziv olarak uygulanabilen ilk tarama testi olarak görülüyordu. Bununla birlikte emboliyi görüntülemede indirekt bir yöntemdir ve nonoklüziv embolilerde tanı değeri düşüktür (7).

Selektif pulmoner anjiyografi, PTE tanısında uygun magnifikasyon tekniklerinin kullanılması ile "altın standart" niteliğindedir. Ancak pulmoner anjiyografi invaziv bir prosedürdür ve aritmi, hipotansiyon, kontrast kullanımına bağlı diğer yan etkiler gibi riskler taşır (8,9). Ancak bu iki yöntemin söz konusu sınırlamaları PTE tanısında noninvaziv yeni görüntüleme yöntemlerine ihtiyaç duyulmasına neden olmuştur. Bu yeni görüntüleme yöntemleri arasında noninvaziv ve direkt görüntüleme özellikleri ile en popüler olanları spiral bilgisayarlı tomografi anjiyografi (BTA) ve 3 boyutlu kontrastlı magnetik rezonans anjiyografi (MRA)'dır (7). Magnetik rezonans anjiyografi inceleme süresinin uzun olması, uzaysal çözünürlüğünün düşük olması, her merkezde bulunmaması, acil şartlarda erişimin

zor olması gibi nedenlerle pulmoner tromboemboli tanısında sık olarak kullanılmamaktadır.

Teknolojik gelişmelere paralel olarak tarama süresinin çok kısalması, kesit kalınlıklarının incelmesi, spesifisite ve sensitivitesinin artmış olması sebebiyle çok detektör sıralı bilgisayarlı tomografi (ÇDBT) ile yapılan anjiyografi rutin kullanıma girmiştir.

Günümüzde birçok klinisyen acil servise başvuran göğüs ağrısı ve nefes darlığı olan hastalar için BTA talebinde bulunmaktadır. Bu yüksek talep nedeni ile gereksiz inceleme sayısı giderek artmaktadır. Hastanın maruz kaldığı radyasyon pek akla gelmemektedir. İyonizan radyasyonun akciğer, tiroid ve meme üzerine kanserojenik etkisi olduğu bilinmektedir. Bazı çalışmalar göstermiştir ki 0,1 rad değerinde radyasyon maruziyeti 100000 hastada 5 fazla kanser gelişmesine neden olmaktadır (10,11). Standart toraks BTA uygulamasında, 10-25 adet çift yönlü mamografi ve 100-400 adet direkt grafi çekiminde alınan radyasyon miktarı kadar radyasyon maruziyeti vardır (12-15). Mamografi uygulamalarında malignite riski nedeni ile sık takipten kaçınılmaktadır, ancak BTA uygulamalarında maruz kalınan yüksek radyasyon pek akla gelmemektedir (16).

BTA'da alınan radyasyon miktarı yüksekliği bizi yeni arayışlara sürüklemektedir. 1990 yılında ilk olarak Naidich tüp akımını azaltmıştır (17) 1990'dan itibaren düşük mAs değerleri ile ilgili pek çok yayın yapılmıştır (16). Bazı incelemelerde düşük doz uygulamalar rutin kullanıma girmiştir. Bunlar arasında nefrolitiazis için yapılan üriner BT (18), kanser tarama ve nodül takibi için toraks BT (19) sayılabilir. Ayrıca son zamanlarda özellikle çocuk hastalarda düşük doz uygulamaları ile ilgili makaleler yayınlanmış ve çeşitli çekim protokolleri geliştirilmiştir (20).

Pitch ve Kilovolt (kV) değerlerinin değiştirilmesi ile ilgili sınırlı sayıda makale vardır. Literatürde pulmoner BTA incelemelerinde kV değerleri azaltılarak yapılan düşük doz uygulaması ile ilgili makale bulunmamaktadır.

Bu çalışmada Ağustos 2005-Aralık 2006 tarihleri arasında Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyodiagnostik Anabilim Dalı'nda PTE şüphesi bulunan 137 hasta çalışmaya dahil edilmiştir. Hastalar diğer çekim protokolleri sabit kalmak koşulu ile 80 kVp, 100 kVp ve 120 kVp'li protokollerle incelenmişlerdir. Üç ayrı protokolle alınan radyasyon dozu, oluşan artefaktların şiddeti ve görüntü kalitesindeki değişiklikler araştırılmıştır.

2 GENEL BİLGİLER

2.1 EMBRİYOLOJİ

Brakiyal arkuslar gelişimin 4-5. haftalarında oluşurlar. Her arkus kendi kraniyal sinirini ve aortik arkus olarak bilinen arterini alır. Bu arterler turunkus arteriyozusun en distal kısmı olan aortik keseden gelişirler. Turunkus arteriyozusun aortikopulmoner septum tarafından bölünmesi, kalbin çıkış kanalını ventral aorta ve pulmoner arter olarak ikiye ayırır. Pulmoner arkus olarak da bilinen 6'ıncı aortik arkus, gelişmekte olan akciğer tomurcuğuna doğru büyüyen önemli bir dal verir. Sağ tarafta, proksimal kısım sağ pulmoner arterin proksimal segmenti haline dönüşür. Bu arkusun distal kısmı dorsal aorta ile ilişkisini kaybederek yok olur. Sol tarafta, distal kısım intrauterin yaşam boyunca duktus arteriyozus olarak kalır (21- 23).

2.2 PULMONER ARTER ANATOMİSİ

Akciğerin arteriyel sistemi pulmoner ve bronşial arteriyel sistemden oluşmakta olup bu iki sistem arasında kısmi komünikasyonlar mevcuttur.

Bronşiyal sistemin esas olarak besleyici fonksiyonu vardır. İki taraflı bronşiyal arterler inen aortadan köken alırlar ve seyirleri boyunca bronşlara eşlik ederler. Perihiler bölgelerde kan bronşiyal venler yolu ile azigoz-hemiazigoz sistemine drene olur. Akciğer periferinde, bronşiyal arterler perialveolar kapiller ağa açılırken iki vasküler sistem arasında bir anastomoz oluşturur (24).

Pulmoner sistem pulmoner arterler, perialveolar kapillerler ve pulmoner venleri içerir. Sağ kalpten pompalanan deoksijenize kan pulmoner sisteme girer, pulmoner kapillerlerde oksijenize olarak sol kalp tarafından sistemik dolaşıma pompalanır.

Fonksiyonel olarak pulmoner vasküler sistem 5-20 mmHg arasında değişen basıncı ile sistemik venöz basıncı andırır. Bu basınç, pulmoner damarların yüksek kompliyansı nedeni ile sistemik arterlerden belirgin derecede düşüktür. Dinlenme

durumunda bir erişkinde akciğerlerden geçen kan akım hızı yaklaşık 5 litre/dakika'dır. Dinlenme durumunda akciğer kapillerlerinin sadece %25'i perfüze olur. Egzersiz sırasında kalp debisi artar, buna karşılık daha fazla kapiller ve büyük damarlar dilate olur. Böylece pulmoner arteriyel basınçta sadece hafif bir artış olur.

Pulmoner damar kompliyansı akciğerlerde mevcut normal ortostatik perfüzyon gradiyentinden (ortostatik kaudalizasyon) sorumludur. Ayakta ve derin inspiryumda akciğer apeksinden bazallere doğru artan bir perfüzyon gradiyenti vardır. Bu durum radyolojik olarak bazal zonlarda daha dilate vasküler gölgeler olarak kendini gösterir. Çünkü hidrostatik basınç bazalde apeksten daha yüksektir ve bazal damarlarda daha fazla dilatasyona neden olur. Ekspiryumda damarlar akciğer intrensek ağırlığı ile komprese olurlar ve hidrostatik basınç etkisi elimine olur. Bazı patolojik durumlarda (örneğin pulmoner venöz hipertansiyon) normal ortostatik perfüzyon gradiyenti kaybolur ve perfüzyon geçici olarak üst zonlara yönlendirilir (24).

Pulmoner arter

Pulmoner arter**,** pulmoner kapaktan başlar ve perikardiyumun içerisinde sağ ve sol dallarına ayrılır. Hilusa girmeden önce üst lob dallarını verir. Pulmoner arterler akciğer içerisinde bronşlar ile birlikte seyreder ve bronşlara paralel olarak dallanır. Pulmoner arterler ortalama 28 kez dallanma gösterirler. Terminal ve respiratuar bronşiyol düzeyinde 6'ıncı kuşak arter yaklaşık 300 μm çapındadır (25).

Ana pulmoner arter, pulmoner semilunar kapak ile sağ ventrikülün pulmoner konusundan ayrılan kısa geniş bir damardır. Yukarı doğru ve hafif medial-posterior seyirle sağ ve sol pulmoner arterlerin bifurkasyosuna uzanır. Ana pulmoner arter bifurkasyosunda açı 100-180° arasında değişir.

Ana pulmoner arter çapı 28 ± 3 mm'dir. Santral pulmoner arterlerin normal çap sınırları sağda 18.7 ± 2.8 mm, solda 21 ± 3.5 mm arasında değişir. Sağ ve sol ana damarların toplam çapı ana pulmoner arter çapından büyüktür. Ana pulmoner arter

ve dallarının çapı sistol ve diastolde değişir. Dotter, pulmoner arter çapında ilerleyen yaşlarda hafif artış olduğunu bildirmiştir (26,27).

Sağ pulmoner arter, horizontal olarak hafifçe aşağı doğru uzanır, sağ akciğer hilusunu geçerek ilerler, asendan ve desendan dallarına ayrılır. Asendan aortanın, süperior vena kava ve sağ üst lob pulmoner veni arkasında, trakea bifurkasyonu ile özofagus önünde uzanır (26,27)

Sol pulmoner arter ana pulmoner arterin devamı olarak süperior-posteriora ve sol akciğer hilusunda sola ve aşağı doğru döner. Desendan aorta önünde ve arkus aorta kurvi aşağısında, ligamentum arteriyosum ile bitişik olarak uzanır (26,27).

Pulmoner arter segmental dalları her iki tarafta, sık varyasyonlar görülmekle birlikte, genellikle segmental bronşları takip eder. Her segment için segmental dallarına ayrılmayabilir veya iki dal tek bir lob ya da segmental bronkus ile ilişkili olabilir. Periferal pulmoner arteriyel dallar bronşiyal ağaçtan daha fazla sayıdadır (26-27).

Segmental arterler ve dalları perifere gittikçe derece derece incelir. Arteriyel dallanma iki tiptir; bifurkasyonel dallanmada, benzer çapa sahip iki dal 10-60°'lik bir açı ile ana arterden ayrılır. Kollateral dallanmada, turunkuslar farklı çapta iki dala ayrılır, büyük olan dal ana turunkus yönünde ilerler. Diğer küçük dallar 30-80°'lik açı ile ayrılır. Her iki tipte de dalların toplam çapı turunkusun çapını aşar (26-27).

2.2.1 Sağ Akciğer Arterleri

Sağ pulmoner arter sağ hilusta iki ana dala ayrılır; sağ üst lobu besleyen asendan (anterior) turunkus (sağ üst lob arteri) ve sağ orta ve alt lobu besleyen desendan turunkus (interlober arter). Sağ pulmoner arterin asendan dalı sağ üst lobu besler.

Sağ üst lob arteri yukarı doğru kısa bir seyirden sonra üç segmental artere ayrılır: apikal, posterior ve anterior segmental arterler.

Apikal segmental arteri, sağ üst lob segmental arterlerinin en büyüğüdür. Hemen sonra sağ üst lobun apikal bronkopulmoner segmentinin apikal ve posterior kesimlerini besleyen iki majör dala ayrılır.

Posterior segmental arteri, sağ üst lob arterinin trifurkasyonundan ayrılır, posteriora ilerler ve sağ üst lobun posterior bronkopulmoner segmentini besler. Frontal projeksionda oblik ve lateral olarak apikal ve anterior segment arterleri arasında ilerler. Posterior segment arteri posterior ve lateral ramus olmak üzere iki majör dal verir.

Anterior segment arteri aynı adlı bronkopulmoner segmenti besler ve sağ üst lob arterinin trifurkasyonunun en inferior arteridir. Kısa bir seyir sonra anterior ve lateral ramuslara ayrılır. Frontal görüntülerde anterior ramus inferior ve paramediastinal olarak ve lateral grafilerde anteriora; lateral ramus perifere doğru horizontal olarak uzanır (26-27).

Sağ pulmoner arter desendan turunkusu (interlober arter) sağ orta ve alt lobları besler. Sağ hilustan aşağı doğru ilerler ve ilk dalları orta lob arteri, sağ alt lob süperior segment arteri; devamında medial bazal segment ve anterior bazal segment arterleridir. Ana damar sonrasında posterior ve lateral bazal segment arterlerine ayrılır (26-27).

Sağ orta lob arteri sağ alt lob süperior segment arterinin orifisi karşısında, interlober arterden ayrılır. Anterior ve inferiora doğru uzanır. Lateral ve medial segment arterlerine ayrılır, sağ orta lobun bronkopulmoner segmentlerini besler. Frontal projensiyonda sağ orta lobun medial segment arteri inferiorda, kalp konturuna paralel ilerler. Frontal görüntülerde bu damar sağ pulmoner arter desendan dalı ile sıklıkla süperpoze olması nedeni ile zor ayırt edilir. Sağ orta lob lateral segment arteri frontal projeksiyonda lateral ve hafif aşağıya doğru uzanır, alt lobun anterior ve lateral bazal segment arterlerinin üzerinde horizontal fissüre paralel uzanır (26-27).

Sağ alt lob arteri süperior, mediobazal, posteriobazal, lateral bazal ve anterior bazal segment dallarına ayrılır.

Süperior segment arteri posteriorda yukarı doğru ve laterale uzanır, RLL'nin en üst kesimini besler.

Medial bazal segment arteri, sağ pulmoner arterin desendan dalının 3. majör dalı olarak RLL süperior segment arteri orijininin distalinde ayrılır. Frontal projeksiyonda, sağ atrial konturun üstünde aşağı ve mediale doğru uzanır.

Anterior bazal segment arteri, medial bazal segment arteri orijininin inferiorunda, sağ pulmoner arter desendan dalının antero-lateral tarafından ayrılır. Aynı adlı bronkopulmoner segmenti beslemek üzere lateral ve anteriorda uzanır. Frontal projeksiyonda en lateraldeki bazal segment arteridir ve sağ kostofrenik sulkusta ilerler.

Lateral bazal segment arteri, sağ pulmoner arterin desendan dalından posterior segment arteri ile birlikte bifurkasyon oluşturarak ayrılır. İnferior ve laterale ilerler. Frontal projeksiyonda anterior ve posterior bazal segment arterleri arasında uzanır.

Posterior bazal segment arteri sağ akciğerin segmental arterlerinin en büyüğüdür. İnferior ve posteriorda ilerler. Frontal projeksiyonda medial ve lateral bazal segment arteri arasında seyreder (26-27).

2.2.2 Sol Akciğer Arterleri

Sol pulmoner arter bifurkasyosu sol hilus düzeyindedir. Sol üst lobun iki segmentini besleyen asendan dal ve lingula ile sol alt lobu besleyen desendan dal (interlober arter) ayrılır.

Sol pulmoner arter asendan dalı orijininden 2-4 cm sonra apikoposterior segment arteri ve daha küçük anterior segment arterlerine ayrılır (27).

Sol üst lob apikoposterior segment arteri süperior ve posterior seyir gösterir. Frontal projeksiyonda süperiora uzanan ve ikiye ayrılan (apikal ve posterior ramus)

kısa bir turunkus izlenir. Apikal ramus medialde ve genellikle daha geniştir, sol akciğer apeksine doğru süperiora uzanır. Posterior ramus oblik bir seyirle süperior ve laterale uzanır (27).

Sol üst lob anterior segment arteri bifurkasyon sonrasında inferiora uzanır, anterior ve lateral ramuslara ayrılır. Frontal projeksiyonda anterior segment arteri anterior ve lateral ramuslara ayrılmadan önce kısa bir segmentte sol pulmoner arterin desendan dalına paralel seyreder. Anterior ramus inferior olarak, lateral ramus horizontal olarak akciğer periferine uzanır (27).

Sol pulmoner arter desendan dalı (interlober arter) sol pulmoner arter seyrinin devamı olarak uzanır. Lingula arteri, sol alt lob süperior segment arteri ve sol alt lob bazal segment arterlerini verir (27).

Lingula arteri, sol pulmoner arter bifurkasyosunun yaklaşık 2 cm inferiorunda sol desendan turunkustan ayrılır. Kısa bir turunkus oluşturduktan sonra iki segmental komponente ayrılır.

Lingula süperior segmental arteri süperiora horizontal olarak seyreder ve periferde hafif aşağı uzanır.

Lingula inferior segment arteri oblik olarak aşağı uzanır. Genellikle sol alt lob anterior bazal segment arterine paralel seyreder (27).

Sol alt lob segmental arterleri sağ alt lobunkiler ile benzerdir (22,27).

2.2.3 Pulmoner Arter Varyasyonları

Pulmoner arter segmental dallarında orijin ve sayı bakımından varyasyonlar görülebilir, reduplikasyonlar sıktır. Cory ve ark. 521 kısmi pnömonektomiyi inceleyerek bazı varyasyonlar tanımlamışlardır (22). Sağ ve sol üst loblar en fazla varyasyon oranına sahiptir. Sağ tarafta 152 operasyonda 14 tip, sol tarafta 107 operasyonda 29 tip patern tanımlanmıştır. Diğer loblarda varyasyonlar daha nadir

olup sağ orta lobda 5, sağ alt lobda 6 ve sol alt lobda 4 patern tanımlanmıştır. En sık görülen paternler şunlardır;

Sağ üst lob:

Tip 1 : 3 segmental arter, apikal ve anterior ortak bir dal olarak ayrılır (%60).

Tip 2 : 3 segmental arter ortak bir dal olarak ayrılır (%17).

Tip 3 : Tip l gibi ancak posterior segmental arterde reduplikasyon görülür (%8.5).

Tip 4 : Tip 2 gibi ancak posterior segmental arterde ikinci bir ayrılma söz konusudur.

Sağ orta lob:

Tip 1 : 2 segmental arter varlığı (%49).

Tip 2 : 2 segmental arter ortak bir köke sahip (%45).

Sağ alt lob:

Tip 1 : l süperior, 2 bazal olmak üzere 3 segmental dal varlığı (%72).

Tip 3-6: süperior dalda reduplikasyon ve bazal dallarda atipik orijin. Üç ya da 4 segmental arter olup bazal segment arterleri ortak bir turunkusu paylaşırlar.

Sol üst lob:

Tip 1-7 : 4 yada 5 segmental dal izlenir, çoğu erken bifurkasyon gösterir.

Tip 8-29 : Segmental arterlerin sayısında ve sol pulmoner arterlerden ayrılma düzeyinde varyasyonlar izlenir. Bifurkasyon tip l-7'den daha nadirdir, trifurkasyon görülür.

Sol alt lob:

Tip 1 : 1 apikal, 2 bazal segmental arter varlığı (%77).

Tip 2 : Tip 1 gibi ancak 2 apikal dal var (%15).

Tip 3 : Tip 1 gibi ancak 3 bazal dal var (%5). Tip 4: 2 bazal, 3 apikal dal var (22).

2.3 PULMONER TROMBOEMBOLİZMDE GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİ

2.3.1 Akciğer Radyografisi

Emboli sıklıkla ana pulmoner arterin bifurkasyosunda (*saddle* emboli) veya sağ ya da sol proksimal pulmoner artere yerleşmekte ve arteriyel akımda obstruksiyona neden olmaktadır. Nadiren santral pulmoner damarların masif oklüzyonunda, akciğer radyografisinde pulmoner damarların dilatasyonu, oklüzyonun proksimalindeki damarlarda dilatasyon ve oklüzyonun distalinde ise oligemik alan, sağ ventrikül ve sağ atriumda dilatasyon görülmektedir. Bazen akciğer akciğer radyografisi hilustan çıkan pulmoner arterdeki ani kesilmeyi (amputasyon bulgusu-*cut off sign*) gösterebilir. Kaynaklarda akut pulmoner embolinin tanısında, akciğer radyografisinin duyarlılığı %33 ve özgüllüğü %59 olarak belirtilmektedir. Ancak pulmoner emboliye benzeyen diğer olguları ekarte etmede önemli rolü vardır. İnfarktüse neden olmayan pulmoner embolide radyografi bulguları sıklıkla normaldir ve nadiren tanısal bulgular vermektedir. Akciğer radyografisinde tek taraflı olarak diafragmada yükselme, akciğer alt zonlarında diafragmaya paralel çizgisel opasiteler (Fleischner çizgileri), sağ ve sol inen pulmoner arterde genişleme (Fleischner bulgusu), oklüde damarın distal alanında oligemi ve saydamlık artışı (Westermark bulgusu) ve minimal derecede plevral effüzyon pulmoner embolinin oluştuğunu göstermektedir (28).

Pulmoner embolilerin sadece %10'u enfarktı belirten klinik ve radyografik bulgulara neden olmaktadır. Akciğer enfarktında, genellikle başlangıçta akut yan ağrısı, nefes darlığı, derin solunum ve öksürük ile artan göğüs ağrısı veya hemoptizi

gibi klinik bulgular vardır. Bazı embolilerin neden akciğer enfarktüsüne yol açtığı, ancak bazılarının da neden enfarkta yol açmadığı konusu bilinmemektedir. Ancak akciğer dokusu hem bronşial arter hem de pulmoner arter ile beslenmektedir. Bu nedenle bu iki vasküler sistemin dolaşımı uyumsuz olduğu zaman enfarkt meydana gelmektedir. Bronşial arter ile akciğere gelen kan, akciğer dokusunun beslenmesi için yeterlidir. Dolayısı ile her emboli olgusu enfarkt ile sonuçlanmamaktadır. Akciğer enfarktına neden olan pulmoner emboliler periferik alanda ve alt zonlarda üçgen veya kama şeklinde konsolidasyona neden olmaktadır. Parankimal konsolidasyon embolik ataktan 12-24 saat sonra meydana gelmektedir. Enfarkta neden olmayan konsolidasyon parankimdeki kanamayı belirtir ve bir hafta içerisinde radyografik olarak kaybolur. Enfarkt gelişmiş ise birkaç ayda rezolüsyona uğrar ve sıklıkla fibrotik skar dokusu gelişir. Enfarkt alanı daima plevral yüzeyle temas eder. Ancak yeni enfarkt alanı brokopnömoniye benzeyen non-spesifik bir görünüm arz eder. Kostofrenik açıdaki enfarkt alanı serbest sıvı veya plevral kalınlaşmaya benzer görünümde olabilir. Ancak sınırları hilusa doğru konveks kontur (Hampton hörgücü bulgusu) gösterir. Enfarkt zemininde kavite oluşumu nadirdir. Enfarktta bulunan kavite enfeksiyon ya da septik emboli sonucunda meydana gelmektedir Pulmoner embolide sıklıkla plevral effüzyon vardır ve hemorajiktir. Olguların 1/3'ünde sadece effüzyon vardır. Olguların 2/3'ünde ise plevral effüzyon ile birlikte enfarkt veya kanama vardır (28).

2.3.2 Radyonüklid Görüntüleme

Pulmoner tromboembolinin (PTE'nin) tanısında perfüzyon sintigrafisi duyarlıdır fakat spesifik değildir. Pnömoni, atelektazi, tümöral lezyonlar, kronik obstrüktif akciğer hastalıkları, akciğer ödemi gibi patolojiler de perfüzyon anomalilerine neden olmaktadır. Bu nedenle kombine perfüzyon ve ventilasyon (V/P) sintigrafisi yapılan olgularda ventilasyon sintigrafisinin normal olduğu bölgelerde perfüzyon defekti (mis-matched defect/uyumsuz defekt) varsa pulmoner emboli düşünülmelidir. Perfüzyon defekti bir segmentte veya daha küçük bölgede (subsegmental) veya bir lobda lokalize olabilir. Uyumsuz perfüzyon defekti

komplike olmayan PE'dir. Pulmoner emboli enfarkta neden olmuşsa ventilasyon defekti de oluşmaktadır. Perfüzyon defektinin çevresindeki normal akciğer alanında ventilasyon devam ettiği için ventilasyon defekti perfüzyon defektine göre daha küçüktür. Akciğer enfarktının tanısal bulgusu perfüzyon defekti ile birlikte uygun radyografik patolojinin bulunmasıdır. Normal ventilasyon sintigrafisi bulguları birçok sayıda segmental perfüzyon defektleri gösteren perfüzyon sintigrafisi ve uygun klinik bulgular varsa yüksek olasılıkla (%90'dan fazla) pulmoner emboliyi belirtir. Klinik bulgular şüpheli ise uyumsuz perfüzyon defekti daha önceki iyileşmemiş PTE ile uyumlu olabilir. Destrüktif özellikteki akciğer hastalıkları (abse ve granülomatöz hastalıklar) aynı akciğer alanlarında hem ventilasyon hem de perfüzyon defektlerine (matched defect) neden olmaktadır. Lober pnömoni, lober kollaps, subpulmoner effüzyon, mukus tıkaçları ve bronşiektazi gibi hastalıklarda akciğerin herhangi bir bölgesinde ventilasyon defektinin perfüzyona göre daha büyük olması nedeni ile reversed (uyumsuz) defekt meydana gelmektedir. Bu olgularda ventilasyon yetersizliğine rağmen perfüzyon devam etmektedir.

Büyük bir olgu serisini içeren PIOPED (Prospective investigation of pulmonary embolism diagnosis) çalışma grubunda V/P sintigrafisi ile kombine klinik bulguların doğru tanıya ulaşmada esas olduğu belirtilmektedir. PIOPED çalışma grubu PTE tanısında aşağıda belirtilen kriterleri tanımlamaktadır:

1. Yüksek olasılıklı V/P genellikle uygun klinik bulgularla birlikte PTE'nin (%90'dan fazla) varlığını göstermektedir. Daha önce PTE öyküsü varsa yüksek olasılıklı V/P bulguları daha az görülür.

2. Normal veya normale yakın V/P ya da düşük olasılıklı V/P ile birlikte uygun olmayan klinik bulgular PTE'nin ihtimal dışı olduğunu belirtmiştir.

3. Orta olasılıklı (intermediate/indeterminate-düşük veya yüksek olasılıklı gruba girmeyen) V/P ile birlikte uygun klinik bulgular, PTE tanısını dışlamada veya ortaya koymada yardımcı değildir. PIOPED grubundaki olguların %60'ı bu gruba girmektedir. Bundan dolayı da V/P sintigrafi yapılan olguların çoğunda PTE'yi dışlamak için diğer tanı yöntemlerinin uygulanması gerekir. PIOPED çalışma grubunda, yüksek olasılıklı V/P sintigrafili olguların %88'inde pozitif pulmoner

anjiografi; orta olasılıklı (indeterminate) V/P sintigrafili olguların %66'sında pozitif pumoner anjiografi; düşük olasılıklı V/P sintigrafili olguların %40'ında pozitif pulmoner anjiografi; normal veya normale yakın ya da düşük olasılıklı V/P sintigrafili olguların %4'ünde pozitif pulmoner anjiografi bulgularının tespit edildiği belirtilmektedir. Segmental lokalizasyonlu PE'nin tanısında V/P sintigrafisinin duyarlılığı %42 ve özgüllüğü %78 olarak belirtilmektedir. V/P sintigrafisinin limitasyonlarının bulunması ve özgüllüğünün düşük olması nedeni ile pulmoner emboliden kuşku duyulan olgularda sintigrafi ile birlike pulmoner anjiografi, alt ekstremite venografi ve Doppler ultrasonografi (DUS) gibi yöntemlerin uygulanması gerektiği belirtilmektedir (28).

2.3.3 Pulmoner Anjiyografi

Klasik bilgilere göre selektif pulmoner anjiyografi, uygun magnifikasyon tekniklerinin kullanılması halinde vasküler yapıları göstermede ve PTE tanısında 'altın standart' niteliğindeydi. Ancak pulmoner anjiyografi invazivdir ve risk taşır. Mortalite oranı %0.5, majör komplikasyon oranı %1 ve minör komplikasyon oranı %5'tir (29). Pulmoner hipertansiyonlu hastalarda mortalite %2'ye kadar yükselir (30). Anjiyografi tecrübeli ellerde yapıldığında, mortalite ve morbidite oranı çok düşük (mortalite %0.3, morbidite %l-3) olmasına karşın, sağ kalp kateterizasyonu ve intravenöz kontrast madde enjeksiyonu açısından risk taşımaktadır (30). Pulmoner anjiyografiye bağlı ölümlerin çoğu pulmoner hipertansiyon ve sağ kalp yetmezliği olan yüksek riskli hastalarda olmaktadır (12).

Bilgisayarlı tomografi incelemeleri kalitesi arttıkça konvansiyonel anjiografi giderek rutin kullanımdan kaldırılmıştır (28).

Pulmoner emboli tanısında pulmoner anjiyografi yöntemi ile ilgili en geniş seriye sahip ve en güvenilir çalışma PIOPED çalışmasıdır. Pulmoner anjiyografi, tanı protokolünün bir parçası olan ventilasyon-perfüzyon sintigrafisi ve alt ekstremite ultrasonografisi ile birlikte kullanıldığında pulmoner emboli tanısında güvenli ve maliyeti uygun bir modalitedir (31). Pulmoner anjiyografi PTE tanısında yüksek

doğruluğa sahip olmakla birlikte yöntemin sınırlamalarından biri pulmoner embolinin, nonembolik pulmoner vasküler obliterasyon nedenlerinden (neoplastik, postinflamatuar ve fibrotik obliterasyonun diğer tipleri) ayırıcı tanısında yeterli etkinliğinin olmamasıdır. Ayrıca subsegmental arterlerdeki embolileri göstermede en iyi yöntem konvansiyonel anjiyografi olmasına karşın küçük periferal embolilerin saptanmasında yorumlayan radyologlar arasındaki uyum düşüktür. Segmental dalların distalindeki embolilerin tanısında radyologlar arasındaki uyum %13-66 arasında değişir (32).

Ventilasyon perfüzyon sintigrafisi, DUS sonuçları ve klinik şüpheye göre pulmoner anjiyografi endikasyonları tablo 2.1'de sunulmuştur (33).

Tablo 2.1: *PTE şüphesi olan hastalarda pulmoner anjiyografi endikasyonları.*

V/P sintigrafisinde olasılık	**DUS'de DVT**	**Klinik şüphe**
Düşük	Negatif	Yüksek
Orta	Negatif	Orta-yüksek
Yüksek	Negatif	Düşük-orta

Aşağıda sıralanan durumlarda;

- V/P sintigrafisi sonucu yüksek olasılık grubuna giren ve heparin kullanımı kontrendike olan hastalar,
- Kronik obtruktif akciğer hastalığı (KOAH) olan ve PTE şüphesi olan hastalar,
- Masif PTE'si olanlarda embolektomi öncesi,
- Vena kava filtresi yerleştirilmesi planlanan hastalarda *öncelikle pulmoner anjiyografi uygulanır* (4).

Selektif pulmoner anjiyografi genellikle bir kateterin ven yoluyla kalbe ve ana pulmoner artere itilmesi şeklinde uygulanır. Pulmoner arter basıncı kaydedildikten sonra pulmoner anjiyografi yapılmalıdır. Genellikle 25 ml/sn olacak şekilde 50 ml bolus kontrast madde yeterlidir; ayrıca büyük bir film formatı, hızlı bir film değiştirici, tüm akciğerin hızlı-erken/yavaş-geç filmleri ile deneyimli bir ekip gerektirir (34). Majör santral ve segmental bir embolide, selektif pulmoner anjiyografi ile iki bulgu tanımlanmıştır (28):

a) Pulmoner arterlerde keskin sınırlı intralüminal dolum defekti,

b) Radyoopak madde akışının kesilmesi (“cut-off” bulgusu).

Bu bulgulardan daha sık ve güvenilir olanı intralüminal dolum defekti olup kesin tanı koydurur (34).

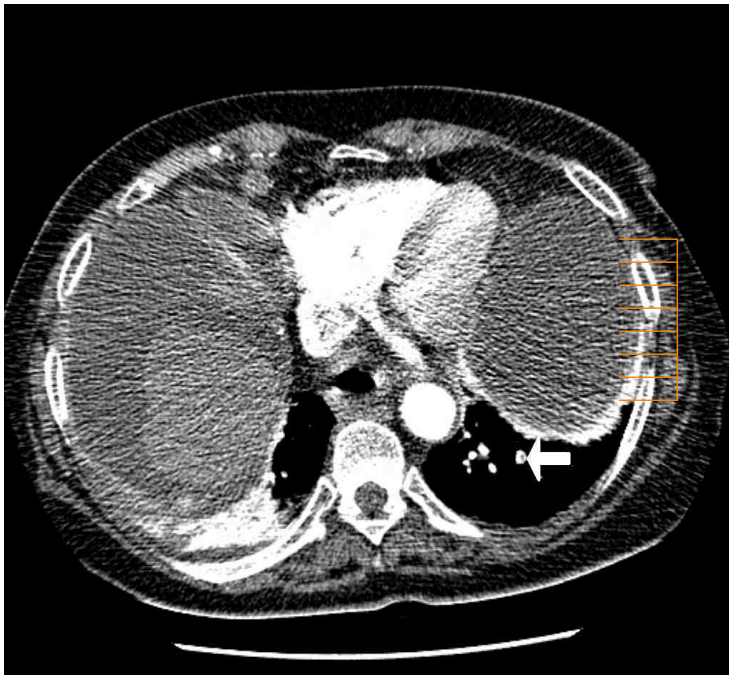
Ayrıca parankimal hipovaskülarizasyon, pulmoner arteriyel ya da venöz akım yavaşlaması gibi pulmoner embolinin sekonder bulguları görülebilir ancak bunlar tıkayıcı embolinin vizüalize edilemediği durumlarda pulmoner emboli tanısını koydurmaz. Diğer sekonder bulgular; oklüde damarın rekanalizasyonu, vasküler yapılarda budanmış ağaç görünümü ve atenüasyon, büküntülü arteriyel kollaterallerin görülmesidir (34).

Pulmoner anjiyografi PTE tanısında yüksek doğruluğa sahip olmakla birlikte genellikle pulmoner embolinin, emboli dışı pulmoner vasküler obliterasyon nedenlerinden (neoplastik, postinflamatuar ve fibrotik obliterasyonun diğer tipleri) ayırıcı tanısında etkili değildir. "Eyer emboli" gibi büyük santral emboliler kolaylıkla tanınabilir. Multipl küçük periferal emboliler kalıcı olabilir ve pulmoner hipertansiyon ve sağ kalp yetmezliğine neden olabilir. Magnifikasyon teknikleri ve selektif enjeksiyonlar kullanılarak, uygun şekilde yapıldığında pulmoner anjiyografi 0,5 mm kadar küçük embolileri de gösterebilir. Aynı şekilde uygun teknikle iyi bir şekilde yapılan pulmoner anjiyografi sonucu negatif ise pulmoner emboli tanısından uzaklaşılabilir. Eğer pulmoner anjiyografi negatif olan bir hastada rekürren semptomlar varsa, pulmoner anjiyografinin tekrarı düşünülmelidir, çünkü hastanın takiben pulmoner embolisi gelişmiş veya ilk emboli gözden kaçmış olabilir.

Rekürren pulmoner mikroemboliler pulmoner hipertansiyon ve kor pulmonaleye yol açabilir. İspatı zor olmasına rağmen birkaç ay hatta birkaç yıllık periotta gelişen kor pulmonale olgularında mikroemboli olasılığı gözönünde bulundurulmalıdır.

2.3.4 Spiral Bilgisayarlı Tomografi Anjiyografi

Günümüzde daha az invaziv modern teknikler PTE tanısında pulmoner anjiyografi gibi invaziv yöntemlerin yerini büyük ölçüde almıştır (35,36). Bu tekniklerin bazı avantajları (kısa tarama süresi, üç boyutlu görüntüler elde edilmesi gibi) sayesinde PTE'de tanı koyma olasılığı artmıştır. Kontrast madde kullanılarak yapılan spiral BT incelemesi bu avantajlara sahiptir. 1990'lı yılların başlarından itibaren pulmoner sistemin spiral BTA uygulaması hızla kabul görmüş, çapı 2-3 mm'ye kadar olan pulmoner damarların uniform opasifikasyonu sağlanmıştır. Çok dedektör sıralı BT cihazlarının kullanıma girmesi ile daha küçük damarların görülebilirliği artmıştır ve anjiografinin yerine altın standart olarak kullanılmaya başlanmıştır (Resim 2.1) (37,38).



Resim 2.1: *Sol akciğer alt lob posterobazal segmentte subsegmental bir dalda emboli ile uyumlu dolum defekti (ok) izleniyor.*

Bilgisayarlı tomografi anjiografi ayrıca periferal pulmoner vasküler sistemin anatomik detaylarının doğru bir şekilde analizine olanak vermektedir. Pulmoner arterlerin spiral BTA ile değerlendirilmesinde eskiden bazı merkezler önce toraksa yönelik kontrastsız BT incelemesi yapmaktaydı. Bu ön hazırlığın 3 amacı vardı: İlki akciğer parankimi, plevra ve göğüs duvarının eşlik eden hastalıklarının değerlendirilmesi; ikincisi, nonkontrast inceleme ile hiler lenf nodülleri gibi kalsifiye lezyonlar ya da kalsifiye trombüslerin ayırt edilmesi; üçüncüsü ise spiral BT inceleme öncesinde taranacak bölgenin anatomik olarak doğru lokalizasyonunun belirlenmesiydi (39). Ancak ön hazırlık niteliğindeki bu kontrastsız BT taraması, günümüzdeki yeni nesil cihazların çözünürlüğünün ve hızının artmış olması nedeni ile artık yapılmamaktadır.

Ayrıca BTA'nın önemli avantajlarından biri dispne ve plöretik göğüs ağrısı ile gelebilecek alternatif tanılarda da kullanılabilmesidir. Pnömoni, malignite, plevral effüzyon, özofajit, perikardit ve aort diseksiyonu bu hastalıklara bazı örneklerdir. Pulmoner arter embolisi ön tanısı gelen hastalarda başka bir tanı çıkma olasılığı %25-46 olarak bildirilmiştir (40-42).

2.3.4.1 Spiral BT protokolü

Son zamanlarda Fishman tarafından birdirilen BT anjiyografi ile ilgili protokoller üç kategoriye ayrılır: verilerin elde edilmesi ("data acquisition"), işlenmesi ("data processing") ve veri gösterilmesi ("data display").

"Acquisition" parametreleri: Tüm hastaların BT incelemelerinde her iki hemitoraksın tamamı mümkün olan en ince kesit kalınlığı ile taranır. İlgili bölge kraniyokaudal ya da kaudokraniyal yönde taranabilir. Klinik pratikte masa hareket yönü spiral BT incelemenin kalitesini çok etkilemez. Ancak kaudokranial yöntem uygulanırsa incelemenin sonunda hasta nefesini bırakırsa üst zonlar daha az etkileneceğinden görüntü kalitesi pek bozulmaz.

Radyologlar masa hareket hızı ve kolimasyon seçiminde iki şeye dikkat etmelidir; birincisi, hastanın nefes tutma süresi ve nefes tutma süresi kısa ise tek bir BT eldesinde öncelikle değerlendirilmesi gereken alanların incelemeye dahil olmasıdır. İkincisi ise, kısmi hacim etkisini azaltmak için incelemenin mümkün olan en ince kolimasyon ile yapılmasıdır. Bu ikinci nokta periferal pulmoner arterlerin değerlendirilmesinde çok önemli bir etkiye sahiptir. Son yıllarda çekim protokollerinin modifikasyonu ve rotasyon süresinin 1 saniyenin altına inmesi ile spiral BT'nin spasiyal rezolüsyonu oldukça artmıştır. Tüp rotasyon süresinin kısalması ve spiral teknikte pitch'in 1-2 arasında seçilebilmesi tarama süresini kısaltmıştır, bu da incelemelerin süresini kısaltmış ve aynı nefes tutma süresiyle yapılan bir incelemede daha ince kolimasyon kullanmamızı dolayısıyla da geometrik ya da uzaysal çözünürlüğümüzün artmasını sağlamıştır. Bu protokol segmental ve subsegmental pulmoner arterlerin analizinin belirgin olarak iyileştiğini göstermiştir. Çok kesitli cihazlar ile inceleme tek nefeste birkaç saniyede tamamlanabilmektedir.

İncelemenin hasta nefesini tam tutmuşken yapılması önerilmektedir. Şiddetli akciğer hasarı olan hastalarda incelemenin hasta yavaşça nefes alırken yapılması mümkündür. Ancak ikinci durumda iki sınırlama söz konusudur: pulmoner dolaşımın güvenli bir şekilde değerlendirilmesi santral damarlar ile sınırlıdır ve yüksek kalitede multiplanar ve/veya 3 boyutlu (3B) reformasyon sağlanamamaktadır. Arteriyel opasifikasyonun derecesi ve pulmoner arteriyel rezistans düzeyi arasındaki direkt ilişkiden dolayı olabildiğince hastalar total akciğer kapasitesinde incelenmelidir. Fizyolojik çalışmalar göstermiştir ki, akciğer inflasyonunun küçük alveoler damarlarda kompresyona neden olmasından dolayı akciğer inflasyonunun yüksek olduğu durumlarda pulmoner rezistans artar. Bu da yüksek kalitede arteriyel opasifikasyona olanak sağlar. Derin inspiryumun sağlanması PTE kuşkusu bulunan bazı hastalarda zor olabilir. Bu durumda hastanın nefesini ekspiryum sonuna yakın tutması gibi birkaç fizyolojik önlem ile pulmoner rezistansın yüksek seviyede tutulması ile iyi bir arteriyel opasifikasyonun sağlanması olanaklıdır. Çok kesitli cihaz ile çalışılıyor ise entübe hastalarda manüel olarak ventilasyonun derin

inspiryumda yaklaşık 10 saniye durdurulması ile mükemmel kalitede inceleme elde edilebilir (43).

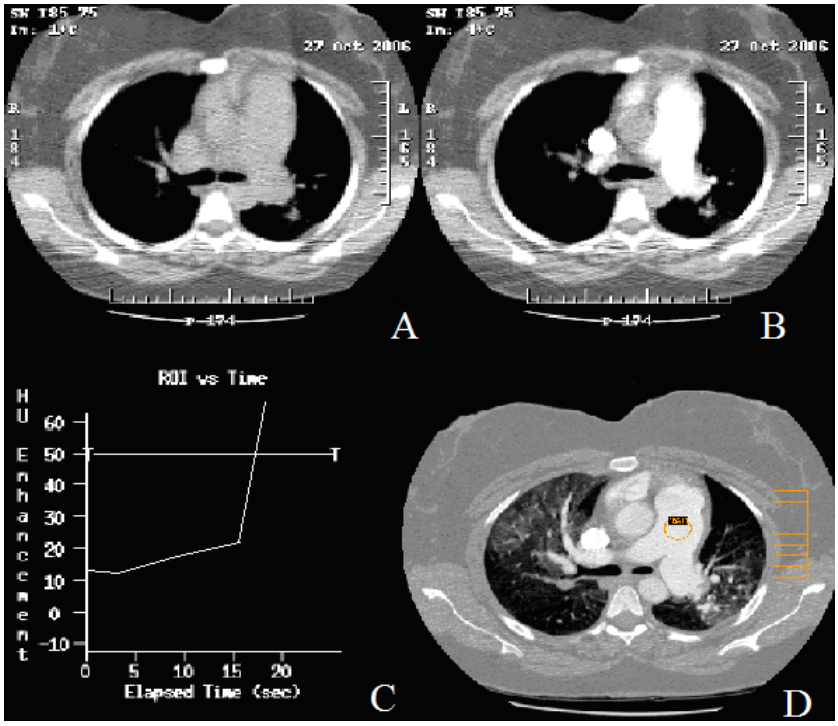
Kontrast madde kullanılması: İntravenöz yolla yapılan enjeksiyonla bolusun süresi ve enjeksiyonun başlangıcı ile taramanın başlaması arasındaki gecikme zamanı optimal olmalıdır. Bunda amaç taranması istenen vasküler ağaç opasifiye olurken çevre yapıların opasifiye olmadan kalmalarıdır. Pulmoner arterlerin optimal şekilde incelenmesi için radyoloğun en uygun kontrast maddeyi ve gecikme zamanını belirlemesi gerekmektedir.

Kullanılan bir yöntem bifazik bolus enjeksiyonudur. İlk olarak test bolus enjeksiyonu uygulanır ve bu sayede uygun kontrast madde miktarı ve akım hızı saptanarak iyi görüntüler elde edilebilir. Kontrast maddenin venöz enjeksiyon yerinden hedef vaskülariteye ulaşması için geçen süre bir test enjeksiyonu ile belirlenir. Bu test enjeksiyonunun hızı tarama sırasında kullanılacak hız ile aynı, ancak kullanılan kontrast miktarı ve enjeksiyon süresi belirgin derecede kısadır. Enjeksiyonun elle ya da otomatik enjektörle verilmesini takiben 8-24 saniyeler arasında, her iki saniyede bir aynı düzeyden kesitler alınır. Daha sonra bilgisayar yardımı ile zamana karşı kontrastlanma eğrileri oluşturularak maksimum boyanmanın oluştuğu zaman tespit edilir. Bu süre incelemenin gecikme zamanı olarak kullanılır (43). Bilgisayarlı tomografi anjiyografide tanımlanan gecikme süresi 15-25 saniyeler arasında değişmektedir (44). İnceleme kalitesinin iyi olması için tek kesitli cihazlarda pulmoner arter ve dallarında 300 HU değerinde kontrastlanma gereklidir (22). Ancak bazı yayınlar 93-211 HU dğerlerinin ÇKBT incelemelerde yeterli olabileceğini söylemektedir (44).

Otomatik enjektörler aracılığı ile yapılan enjeksiyon spiral inceleme boyunca homojen ve sabit bir arteriyel kontrastlanma sağlanması için zorunludur. Spiral BT incelemelerinin çoğunda 18 ya da 20 gauge kateter kullanılarak, medial lokalizasyonlu antekubital venden bolus şeklinde 2 ve 5 ml/sn arasında güvenli bir enjeksiyon hızı ile verilmelidir. Eğer antekubital venden girilemiyor ise daha

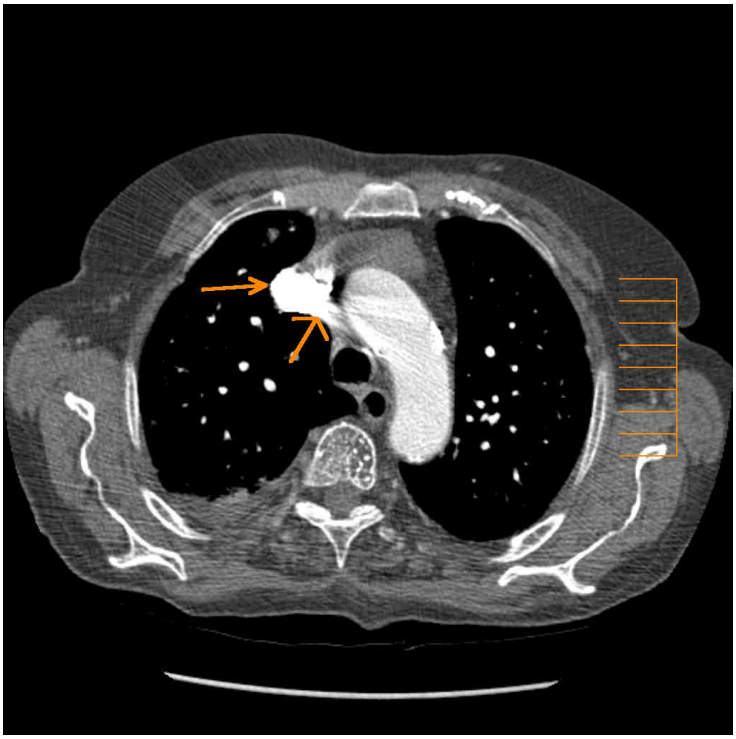
periferal vene girilebilir ancak küçük ve frajil periferal venlerden ekstravazasyon olabileceği gözönünde bulundurulmalıdır. Bu durumda enjeksiyon hızı azalır ve başlama zamanı 4-6 saniye gecikir. Santral venöz girişim uygulanan olgularda maksimum enjeksiyon hızı (sıklıkla 4-5 ml/sn) elde edilir, gecikme zamanı kısa seçilir (44).

Otomatik enjektörlerle yapılan incelemelerde daha az miktarda iyot kullanılarak mükemmel kalitede arteriyel opasifikasyon sağlanabilir. Pulmoner damarların spiral BT ile değerlendirilmesinde çeşitli yaklaşımlar bildirilmiştir: düşük konsantrasyon-yüksek hızlı protokol ya da yüksek konsantrasyon-düşük hızlı protokol seçilebilir. Düşük konsantrasyonlu-yüksek hızlı protokolde 150-250 mg iyot/ml kontrast madde 4-5 ml/sn hızda verilir. Yüksek konsantrasyonlu-düşük hızlı protokolde ise 300-350 mg iyot/ml kontrast madde 2-3 ml/sn hızla verilir. Normal sağ ventrikül fonksiyonuna sahip hastalarda 12-15 saniye gecikme zamanı pulmoner arterlerin hemen her zaman iyi derecede opasifikasyonu için yeterlidir. Sağ ventrikül yetmezliği ve pulmoner hipertansiyonu olan hastalarda daha uzun bir gecikme zamanı gerekmekte olup gecikme zamanı 15-18 saniye arasında değişir. Olguların çoğunda gecikme zamanının ampirik tayini iyi kalitede arteriyel opasifikasyon için yeterlidir. Alternatif olarak, kontrast maddenin enjeksiyonunun erken dönemi sırasında kontrast verilmesi vizüel ya da dansitometri ile izlenebilir (Resim 2.2). Bolus tetikleme yöntemi (bolus triggering method) olarak bilinen bu yöntemde pulmoner arter düzeyinden alınan görüntülerde istenen dansiteye ulaşıldığında tarama otomatik olarak başlatılır. Günümüzde en çok kullanılan yöntem de bu yöntemdir. Bu metod anatomik yapılardaki optimal kontrastlanmada bireysel farklılıklar olduğunu göstermiştir (39).



Resim 2.2: *Pulmoner arter düzeyinden alınan hazırlık görüntülerinde dinamik olarak kontrastlanma hem aksiyel kesitlerde (A,B) ve hem de grafiksel olarak (C) izlenebilir. Dansite ölçmek için kullanılan ROI pulmoner arter üzerine yerleştirilmeli (D) ve çapı pulmoner arter çapının yarısı kadar olmalıdır.*

Yüksek konsantrasyon-düşük hızda uygulanan protokolün dezavantajı kontrast madde verilmesi sırasında genellikle vena kava süperior düzeyinde çizgisel artefaktlar oluşmasıdır (Resim 2.3). Bu nedenle sağ santral pulmoner arter, sağ üst lob pulmoner arteri ve segmental dallarında opasifikasyon kalitesinde önemli derecede azalma görülür. Buna karşılık düşük hızda enjeksiyon protokolü genellikle büyük embolilerin tespitinde yeterlidir. Ancak segmental arterler düzeyindeki embolilerin saptanması için uygun değildir; subsegmental emboliler ise tanımlanamaz (39).



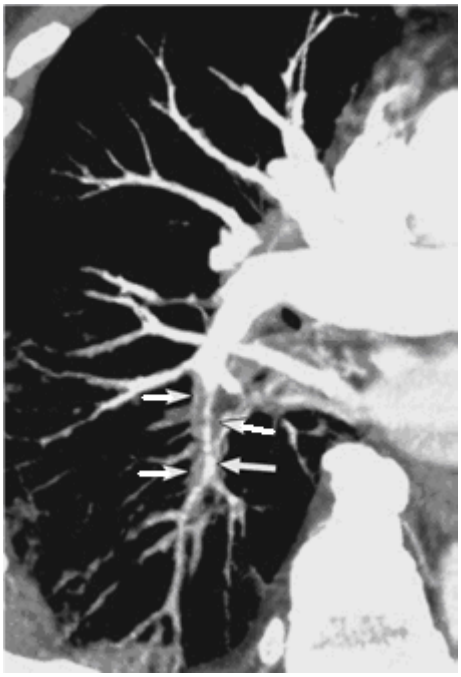
Resim 2.3: *Vena kava superiordaki yüksek yoğunluktaki kontrast madde nedeni ile oluşan çizgisel artefaktlar (ok).*

Görüntü rekonstrüksiyonu: Pulmoner dolaşımın değerlendirilmesinde kullanılan "postprocessing" yöntemlerinin teknik özellikleri aşağıda tartışılmıştır.

Transvers görüntüler: Transvers BT incelemede her bir veri seti sistematik olarak rekonstrükte edilir. Eski teknolojiye sahip tek tedektör sıralı spiral BT cihazlarıyla yapılan pulmoner BT anjiyografilerde nispeten kalın kesitler rekonstrükte edilir. Kolimasyonun 5 mm olduğu incelemelerde kısmi hacim artefaktlarından kaçınmak için örtüşür (*overlapping*) rekonstrüksiyon önem kazanır. Kolimasyon 2 mm seçildiğinde incelemenin spasyal rezolüsyonunun önemli derecede iyileştirilmesinden dolayı ardışık kesitlerin rekonstrüksiyonu günümüzde oldukça yaygın kullanılmaktadır. İnce kolimasyonla elde edilen veri setlerinden kesitlerin örtüşür (*overlapping*) rekonstrüksiyonuyla endolüminal pıhtı arter duvarının kısmi hacim etkisinden ayırt edilebilir (43). Daha hızlı çok dedektör sıralı BT cihazlarıyla yapılan pulmoner BT anjiyografi incelemelerinde kolimasyonun 1

mm'nin de altına indirilmesi mümkün olmuş, bu sayede uzaysal çözünürlük belirgin olarak artmıştır.

Multiplanar reformasyon (MPR): Bu teknik en sık transvers BT veri setlerinden sagital ya da koronal görüntüler elde edilmesinde kullanılmakla birlikte oblik ve kurvilineer görüntülerin sağlanmasında da kullanılabilir (Resim 2.4). Patolojinin longitüdinal uzanımı, intralüminal komponenti ve hastalığın mural tutulumuna dair optimal bilgilendirmede önemli rol oynar. Multiplanar reformasyon (MPR) seçilmiş düzlemin dışında kalan piksellerin süperpozisyonunu tamamen elimine eder ve reformat düzlemdeki tüm atenüasyon değerlerini görüntüleyebilir. İlgili damar boyunca elde olunan longitüdinal kesitler (*curved planar reformat* (CPR) görüntüler) ile mural trombüs, plak ve kalsifikasyonlar gösterilebilir (39,46).



Resim 2.4: *Oblik MPR görüntülerde kronik trombüs ve uzanımı izlenebiliyor (ok).*

Maksimum intensite projeksiyon (MIP) görüntüleme tekniği: Günümüzde MIP, 3B BTA görüntülerinin elde edilmesinde en popüler metoddur (Resim 2.5). MIP görüntüde her pikselin intensitesi içinden geçen ışın boyunca rastlanan

maksimum intensitedir. Her bir ışın boyunca rastlanan en parlak pikseli yansıtacağından vasküler yapının önündeki ve arkasındaki kemik dokular tarafından süperpoze olması söz konusudur. Spiral BTA kemik ve diğer istenmeyen parlak yapıları elimine etmek için hacim bilgisinin işlenmesini gerektirir. Antero-posterior veya lateral projeksiyonlar öncesinde kemik yapıların görüntü planından eliminasyonu ile hedeflenen lokalizasyondaki damarlara ekstra süperpozisyonlar engellenmiş olur. Neticede denebilir ki MİP görüntüler hastaların çoğunda yararlıdır ancak aksiyel kesitlerin yerini tamamen alamamıştır. Kesit planına paralel seyreden damarlar kısmi hacim etkisinden daha fazla etkilenir, ancak kolimasyon değerinin aşağı, pitch faktörünün yukarı çekilmesi ile bu etkinin olabildiğince azaltılması mümkündür. Taramanın ve rekonstrüksiyonun daha ince bir gridle yapılması MIP artefaktlarını minimale indirecektir. Bununla birlikte bir defa veri taraması yapılır ve BT görüntüler rekonstrükte edilirse MIP artefaktları elimine etmek için fazla bir şey yapılamaz. Taranan kesitler arasında boşluklar bulunması bu etkiyi daha da arttırır. Çakışan kesitlerin rekonstrüksiyonu spiral BT'nin özellik arzeden bir yeteneği olup kısmi hacim etkisini azaltarak bu artefaktı en aza indirmenin en iyi yoludur (45,47).



Resim 2.5:*Koronal düzlemde planda MIP görüntülerde normal pulmoner vasküler yapılar izlenmekte.*

Shaded surface display (SSD): Kompleks üç boyutlu yapıların demonstrasyonu için geliştirilmiş basit bir tekniktir. Seçilen eşik değerinin uygunluğuna belirgin şekilde bağlı olup uygun olmayan eşik değeri seçildiğinde küçük çaplı damarlardaki darlıklar yanlış olarak tıkalı ya da tamamen normal olarak değerlendirilebilir. Tek eşik değerin kullanılması durumunda SSD kalsifikasyon ve damar lümenini birbirinden ayıramayabilir. Bu sebeple özellikle kalsifiye stenozların değerlendirilmesinde güvenilirliği düşüktür. Özellikle küçük çaplı arterlerin değerlendirilmesinde MIP için söylendiği gibi dikkatli olunmalıdır (48). Shaded surface display yöntemi pulmoner BT anjiyografi uygulamalarında çok başvurulan bir yöntem değildir.

Volume-rendering (VR): Vasküler yapıların anjiyografi benzeri görüntülerinin oluşturulmasında en yeni teknik *VR* tekniğidir. *Volume-rendering* ile güçlendirilen spiral BTA konvansiyonel kateter anjiyografiye alternatif ve minimal invaziv teknik ile kombine edilen en son geliştirilen ve damar ile çevrelerindeki yapıların optimal opak ve semi-transparan gösterilmesini sağlayan yeni popüler bir modalitedir. Bu teknik klinik rutinde vasküler yapıların optimal görüntülenmesine yönelik olarak diğer 3B "rendering" tekniklerinin çoğuna göre üstün özellikte olup standart metod olmaya adaydır (39). Vasküler anatomi ve patolojilern 3 boyutlu gösterilmesinde değerli bir yöntem olmakla beraber, volume rendering yöntemi pulmoner BT anjiyografi özelinde fazlaca kullanım alanı bulmamıştır.

Thin slab rendering tekniği: Thin-slab MİP veya multiplanar *volume rendering* (MPVR) gibi yeni geliştirilmiş bir teknik olup 5-20 mm arası genişlikte uygulanarak standart MPR görüntülere göre daha uzun segmentlerinin görüntülenmesini mümkün kılmaktadır. Kronik PTE kuşkusu bulunan hastalarda mural trombüslere bağlı olduğu düşünülen genişlemiş santral pulmoner arterler ve pulmoner hipertansiyon için tipik olan damar kalibresindeki ani azalmalar en iyi *thin slab* MİP ile saptanır (45,49).

Günümüzde kullanılmaya başlanan çok dedektör sıralı spiral BT (ÇDBT) cihazları önceki tek dedektör sıralı cihazlar ile karşılaştırıldığında, tüp rotasyonunun l saniyeden az (0.5-0.8 sn) ve farklı teknolojilerde 2'den 320'ye kadar değişen

dedektör sırası sayesinde çok daha hızlıdır. Böylece yeni ÇDBT teknolojisi ile daha büyük hacimler taranarak daha yüksek aksiyel rezolüsyon ve temporal rezolüsyona sahip daha kaliteli görüntüler elde edilebilme olanağı sağlanmıştır (50). ÇDBT'nin bu özellikleri ile single slice cihazlar ile değerlendirilmesi oldukça sınırlı olan subsegmental pulmoner arterlerdeki emboliler bile "yüksek rezolüsyon protokolü" seçilmesi ile saptanabilir. Solunum sıkıntısı olan hastalarda ise görüntüleme süresini kısaltmak ve solunum hareketlerine bağlı artefaktları önlemek amacıyla "yüksek hız protokolü" seçilmelidir.

Kronik PTE hastalığından şüphe edilen olgularda ÇDBT anjiyografi ile genişlemiş santral pulmoner arterler ve pulmoner hipertansiyon için tipik olan damar çapında azalma, trombüslerin BTA ile saptanması konvansiyonel anjiyografi ile karşılaştırıldığında daha başarılıdır. MPR ve MİP ile segmental stenozlar ve daha periferal damarlar değerlendirilebilir. Bütün bu avantajları ile ÇDBT anjiyografi PTE şüphesi bulunan hastalarda ilk seçilecek modalite olmalıdır (45).

2.3.4.2 Klinik endikasyonlar

a) Akut ve kronik PTE tanısı

1990'lı yılların başlarına kadar PTE tanısında standart tanı yöntemleri pulmoner anjiyografi idi. duyarlılığı ve seçiciliği %95'in üzerindedir. Ancak, düşük mortalite (<%1) ve morbiditesine (%2-5) rağmen invazif bir yöntem olması nedeniyle, yalnız ülkemizde değil, yurtdışında da rutin olarak tercih edilen bir yöntem değildir (51). Ventilasyon perfüzyon sintigrafisi (V/P sintigrafisi), AE şüphesi olduğunda yaklaşık 30 yıldır akciğer grafisinden sonra ilk tercih edilen yöntem olup AE tanısında son derece yardımcı olmuştur. Ancak, V/P sintigrafisi pıhtıyı direkt olarak göstermeyip ikincil etkilerini ortaya koymaktadır ve değerlendirme olasılıklara dayanmaktadır. Bu nedenle AE'sini doğrudan gösterecek ve pulmoner anjiyografi kadar invazif olmayan bir görüntüleme yöntemine ihtiyaç duyulmaktaydı (52). 1990'lı yılların başından itibaren pulmoner anjiyografinin yerini noninvaziv bir yöntem olan spiral BTA almıştır. İlk başlarda segmental düzeylerin distalinde tanısal değeri düşük olan bu inceleme teknolojik gelişmelere bağlı yüksek

çözünürlük özelliği ile daha küçük damarlarda etkili bir görüntüleme yöntemi haline gelmiştir.

Pulmoner trmboembolismde spiral BTA'nın iki teknik avantajı; pencere ayarlarının optimizasyonu ve BT venografi ile kombine değerlendirilmesidir. Büyük trombüsler transvers BT incelemede kolayca tanınabilir, ancak bazı kısmi dolum defektleri standart mediastinal pencere ayarlarında dens kontrast madde ile örtülebilir. Bu pratik zorluklar Brink ve arkadaşlarını akut PTE tanısında spiral BT incelemesinde optimal pencere belirlenmesini amaçlayan bir çalışmaya yöneltmiştir (47). Bu otörler, pulmoner embolide dolum defektlerinin en iyi şekilde sağ ve sol santral pulmoner arter atenüasyonlarının referans alındığı modifiye bir pencere ile gösterilebileceği sonucuna varmışlardır.

Genellikle PTE ve venöz trombozis, tromboembolik hastalık sürecinin aşamalarıdır. Loud ve arkadaşları bir deneysel çalışmada pulmoner dolaşımın spiral BT anjiyografi incelemesi ile aynı zamanda subdiyafragmatik derin venöz sistemi inceleyen bir BT protokolü kullanmışlardır (53). Ek kontrast madde ve venöz girişim olmaksızın pulmoner dolaşımın değerlendirilmesi için, verilen kontrast madde infüzyonunu takiben, alt ekstremite, pelvis ve abdominal venöz yapılar incelenebilir. Trombüs dolum defekti ve damar kalibresinde artış olarak izlenir (Resim 2.6).



***Resim 2.6**: Sağda ana-yüzeyel femoral vende intralüminal dolum defekti ile karakterize DVT olgusu.*

2.3.4.2.a.i Akut PTE'de spiral BT'nin yeri

Yıllardır kullanılmakla birlikte V/P sintigrafisi AE'yi araştıran indirekt bir yöntem olması nedeniyle bazı durumlarda yetersiz kalmaktadır. PIOPED çalışması V/P sintigrafisinin normal veya düşük olasılıkla AE olarak değerlendirdiği ve klinik şüphenin düşük olduğu olgularda, AE prevalansının %4, yüksek olasılıkla AE olarak değerlendirilen ve klinik şüphenin yüksek olduğu olgularda AE prevalansının %96 olduğunu belirlemiştir (54). Bu nedenle çoğunlukla, normal veya düşük olasılıklı incelemelerde AE klinik olarak dışlanabilirken, yüksek olasılıkla AE bildirilen olgularda antikoagülan tedavi verilebilir. Ancak, olguların yaklaşık dörtte üçü bu kategorilere girmemektedir. Ayrıca, orta ve düşük olasılıklı sintigrafileri değerlendirmede yorumcular arası uyumsuzluğun %25-30 olduğu düşünülürse, tanısal güçlük artmaktadır (55). Sostman (56) tarafından yapılan çalışmada, V/P sintigrafisinden sonra 600 olgunun %72'sinde AE şüphesi açıklığa kavuşmamıştır ve bunların ancak %12'sine pulmoner anjiyografi yapılmıştır.

Akut embolilerin büyük kısmının alt ekstremite venlerinden kaynaklanması nedeniyle venlerin invazif olmayan görüntülemeleri V/P sintigrafisine ek bir yöntem olarak kullanılmaktadır. Ancak, anjiyografi ile kanıtlanan AE olgularının yarısından daha azında ultrasonografi (US) veya pletismografi ile proksimal derin ven trombozu gösterilmiştir. Bu nedenle, US'de derin ven trombozu bulgularının olmaması AE'yi dışlamaz (55). Ayrıca, AE şüphesi olan olgularda yapılan bir çalışmada, derin ven trombüsü semptomu olmayan 89 olgunun hiçbirinde alt ekstremitede US ile trombüs gösterilememiştir. Risk faktörleri bulunan olguların %25'inde, semptomu olan olgularda ise %24 oranında US ile alt ekstremitelerde trombüs saptanmıştır (57). Bu nedenle, alt ekstremite US ancak semptomu olan veya risk faktörleri olanlarda AE algoritmasında yararlı olabilir.

Spiral BT ile AE tanısına yönelik ilk çalışma 1992 yılında Remy-Jardin ve arkadaşları tarafından yayınlanmış olup, spiral BT'nin AE tanısındaki duyarlılığı %100, seçiciliği %96 olarak bildirilmiştir (58). Aynı yazarlar 1996 yılında yayınladıkları bir çalışmada, BT'nin duyarlılığını %91, seçiciliğini %78 olarak

bildirmişlerdir (59). Anjiyografi ile BT'yi karşılaştıran başka iki çalışmada ise duyarlılık %63 ve %67, seçicilik %89 ve %100 olarak bildirilmiştir (60)

Spiral BT'de önemli sınırlamalardan biri, subsegmenter dalların değerlendirilmesinde yetersiz kalmasıdır. İzole subsegmenter embolilerin sıklığı tartışmalı bir konu olup, çeşitli çalışmalarda %5-17 oranında bildirilmiştir (59). Klasik anjiyografi subsegmenter dallardaki emboliyi daha doğru olarak göstermektedir. Ancak, subsegmenter dalların değerlendirilmesinde yorumcular arası fikir birliği düşük olup, %13 ile %66 arasında değişebilmektedir (61-63). Hayvan çalışmalarında pulmoner anjiyografi küçük periferik dallardaki pulmoner emboliyi %25 oranında göstermemiştir (64). Klinik uygulamalarda pulmoner anjiyografi %1-9 oranında yanlış negatif olabilmektedir. Bu durum, subsegmenter embolilerin gösterilmesinin güç olduğunu, pulmoner anjiyografinin ancak segmenter dallara kadar güvenilir olduğunu ortaya koymaktadır. Bu nedenle, subsegmenter emboliler için BT'nin duyarlılık ve seçiciliğini belirlemek, segmenter ve daha büyük emboliler için belirlemekten daha zordur (63).

Ayrıca izole subsegmenter embolilerin klinik önemi tartışmalıdır. Akciğerin normal fonksiyonlarından birinin, arteriyel dolaşıma girdiği takdirde vahim durumlara neden olabilecek küçük pıhtıları temizlemek olduğu düşünülürse, küçük periferik pulmoner embolilerin atlanması sanıldığı kadar önemli olmayabilir. Ancak, ağır kardiyopulmoner hastalığı olan kişilerde subsegmenter emboliler solunum yetmezliğine neden olabilir (64).

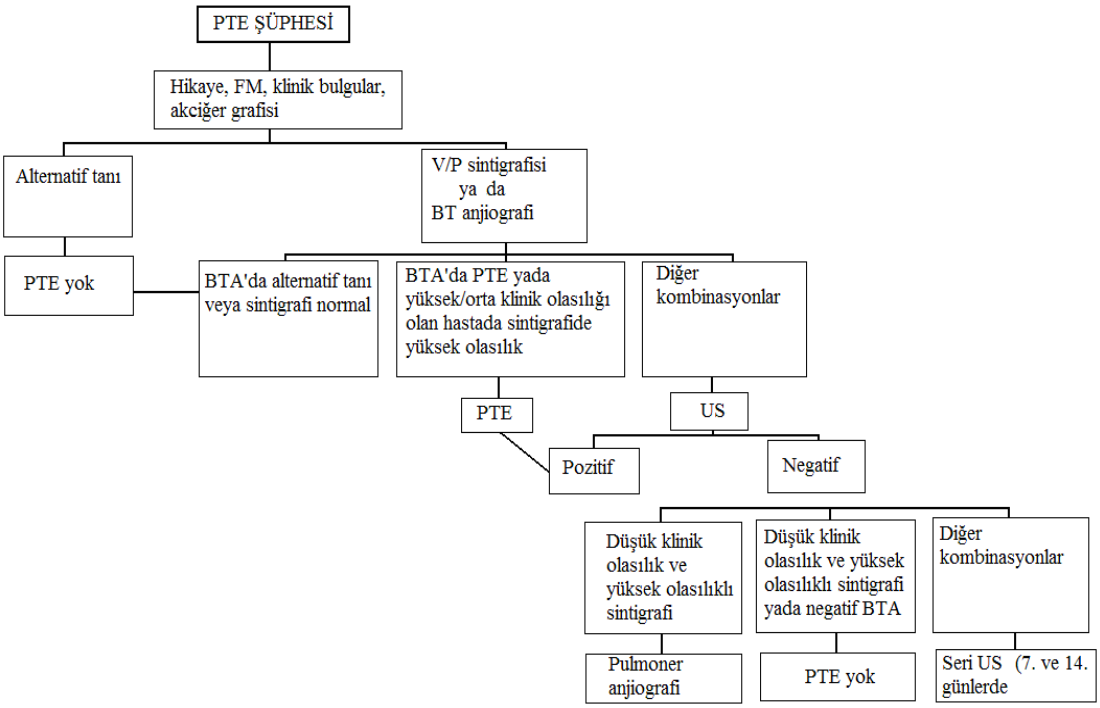
Spiral BT ve V/P sintigrafi ile yapılan çalışmalarda BT'nin duyarlılığı %75-92 olarak bulunurken, sintigrafinin duyarlılığı %49-72 olarak bildirilmiştir (41,65).

Spiral BT ile pulmoner arterlerin yanı sıra akciğer parankimi, mediasten ve toraks duvarı da değerlendirilebilmektedir. Bu nedenle, tanısal olmayan incelemelerin oranı düşüktür: klinik belirti ve bulguların akciğer embolisi dışı nedenleri %11-33 oranında saptanabilmektedir (41). Ayrıca, BT yorumcuları arası uyum (k=0.85), sintigrafi yorumcuları arası uyumdan (k=0.61) daha iyidir (66). Bu nedenlerle, birçok araştırmacı BT anjiyografinin AE şüphesi olanlarda ilk görüntüleme yöntemi olarak kullanılmasını önermektedir. Özellikle hastanede yatan

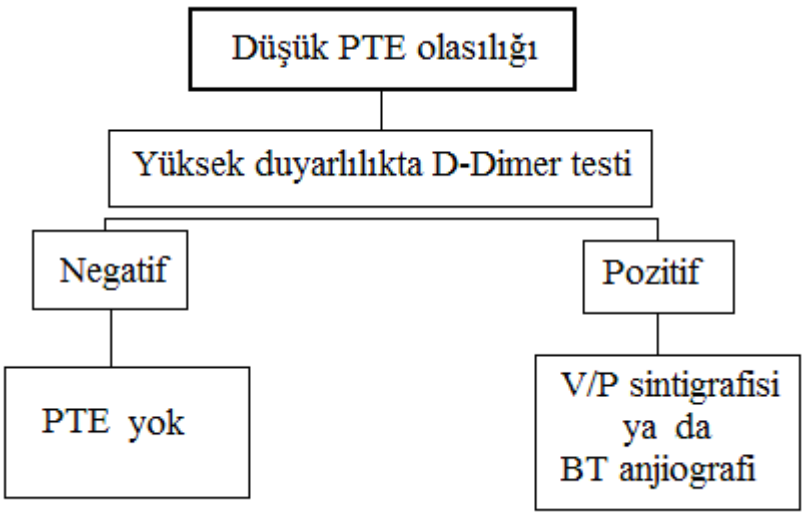
hastalarda ve kronik obstrüktif akciğer hastalığı olanlar gibi sintigrafinin "orta olasılık" (intermediate) olduğu bilinen vakalarda ilk yöntem olarak BT tercih edilebilir (66). Spiral BT, özellikle V/P sintigrafisinin orta olasılık olarak değerlendirdiği olgularda doğru tanı koyabilmektedir ve pulmoner anjiyografiye gerek kalmamaktadır (66). Başaran ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada 37 olgunun 6'sında V/P sintigrafisi orta olasılıklı olarak bildirilmiştir. Bunların 2'sinde spiral BT anjiyografide emboli tespit edilmiştir. İlk yöntem olarak hangi incelemenin tercih edileceği hastane koşullarına da bağlı bir durumdur. Gece acile başvuran hastalarda, her zaman V/P sintigrafisi yapmak mümkün olmayabileceği ve spiral BT yapılabileceği için, ilk yöntem olarak BT'nin tercih edilmelidir (52). İlk tetkik olarak V/P sintigrafisi yapıldığında, düşük olasılıkla veya yüksek olasılıkla AE olarak değerlendirilen olgularda, sonuçlar klinik değerlendirme ile uyumluysa ek incelemelere gerek yoktur. Ancak, sonuçlar klinik değerlendirme ile uyumsuzsa veya "orta olasılıklı" ise, spiral BT anjiyografi yararlı olacaktır. Klinik olarak derin ven trombozu bulguları olan olgularda alt ekstremite DUS, AE algoritmasında kullanılabilir. Bu durumda pulmoner anjiyografi, sadece klinik şüphenin yüksek olduğu, spiral BT ve alt ekstremite DUS'si normal olan hastalarda gerekli olacaktır (48).

2004 yılında Türk Hematoloji Derneği Hemostaz ve Tromboz Alt Komitesi PTE tanısında kullanılabilecek algoritmaları tanımlamıştır (67). Bu algoritmalar tablo 2.2 ve tablo 2.3'te belirtilmiştir.

Tablo 2.2: *PTE şüphesi durumunda uygulanması önerilen tanı algoritması (67).*



Tablo 2.3: *PTE olasılığı düşük hastalarda tanı algoritması (67).*

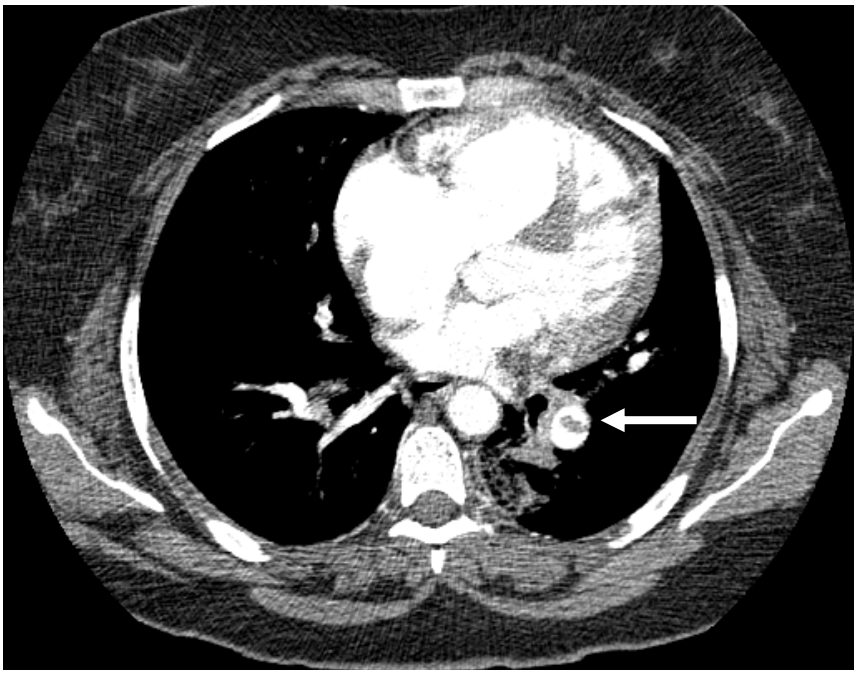


2.3.4.2.a.ii BT anjiografide pulmoner tromboembolinin bulguları

Pulmoner tromboembolinin BT bulguları iki kategoride değerlendirilebilir: vasküler değişiklikler ve parankimal değişiklikler. Akut PTE'de spiral BTA kriterleri klasik anjiyografik bulguların tomografik karşılığıdır. Primer vasküler bulgu, pulmoner arterlerde (kısmi/tam dolum defekti ve *railway track* bulgusu gibi) intralüminal dolum defektidir (Resim 2.7-2.9).

Akut PE olgularında BT kesitlerinde en güvenilir bulgu, arter içinde çevresinden kontrast madde geçişi olan santral dolum defektidir. Trombüs arter lümenini tamamen tıkadığında tam dolum defekti görülür. Damar duvarı ile dar açı yapan ve lümene projekte olan dolum defektleri de akut emboli lehinedir. Damar çapı normal veya normalden geniş olabilir (59,60)

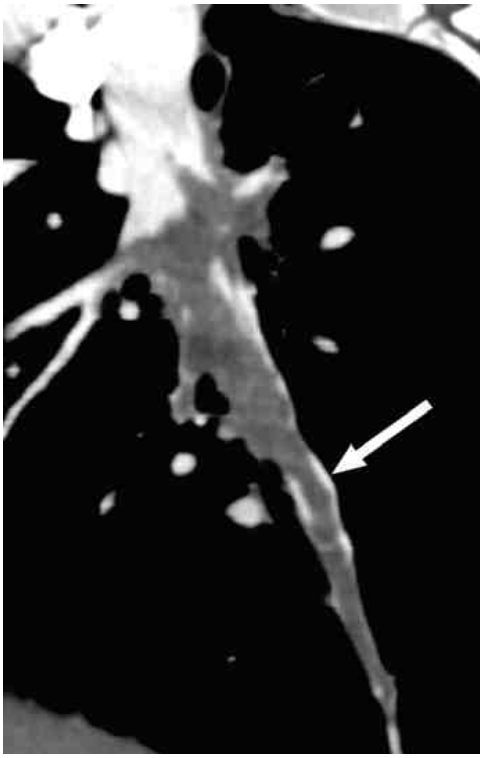
Damar duvarı ile devamlılık gösteren ve geniş açı yapan emboliler, trombüs içinde rekanalizasyon, arteriyel ağ ve damar çapında %50'den fazla küçülme kronik emboli bulgularıdır (59,60). Küçük segmenter dallarda akut-kronik emboli ayrımını yapmak mümkün değildir (59).



Resim 2.7: *Sol akciğerde interlober arterde emboli ile uyumlu intraluminal dolum defekti (ok) izleniyor.*



Resim 2.8: *Sağ akciğer alt lob posterobazalde subsegmental bir dalda tam dolum defekti (ok) ve simetriğine (ok başları) oranla kalibre artışı.*

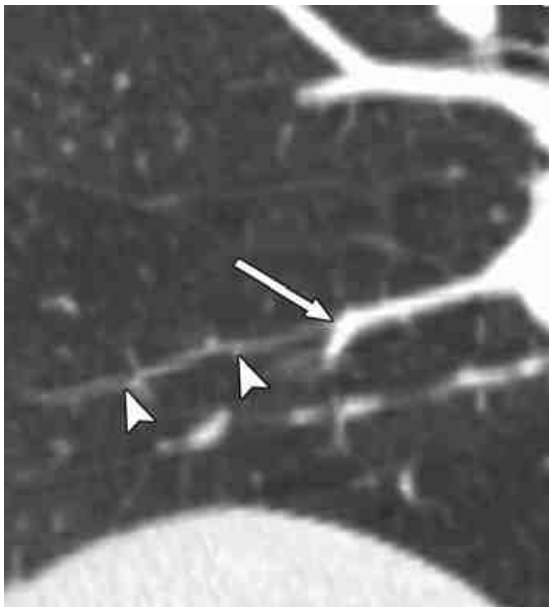


Resim 2.9: *Oblik koronal reformat görüntüde railway trakt görünümüne neden olan periferi kontrastlanan (ok) santralinde dolum defekti saptanan pulmoner arter.*

Sekonder vasküler bulgular kronik emboli bulguları olup; oligemi (Resim 2.10), ana pulmoner arter dilatasyonu, küçük dallarda kalibre azalması (Resim 2.11) ve damarlarda irregülarite şeklinde sıralanabilir (39,68).



Resim 2.10: *Multipl embolilere bağlı akciğerde mozaik perfüzyon alanları (siyah oklar) izlenmekte.*



Resim 2.11: *Kronik embolilere bağlı ok ile belirtilen düzeyden itibaren anterobazal subsegmental dalında kalibre azalması.*

Akut pulmoner embolide BT bulguları:

1. Sınırları belirli veya düzensiz kontrast madde ile kuşatılmış, düşük yoğunluklu intraluminal kısmi dolma defekti
2. Damar lümeninde tam oklüzyona neden olan düşük yoğunlukta dolma defekti
3. Damar lümeninde serbest hareket eden tromboembolik kitle varlığı (railway track sign)
4. Arter duvarında (mural) defekte bağlı düşük yoğunluklu alanların görülmesi
5. Parankimde konsolidasyon ve buzlu cam alanları, çizgisel atelektaziler, plevral effüzyon

Kronik pulmoner embolide BT bulguları:

1. Damar lümeninde kalsifiye olabilen trombüs
2. Santral ve periferik pulmoner damar duvarında düzensiz veya nodüler defektler
3. Pulmoner arterlerin çapında aniden daralma
4. Pulmoner arterin lob veya segmental dalında ani amputasyon (cut off sign)
5. Santral pulmoner arterlerde dilatasyon ve periferik dallarda daralma
6. Mediasten ve/veya hilustan geçen kesitlerde kıvrımlı yapıda plevraya yerleşmiş konsolide alanlar

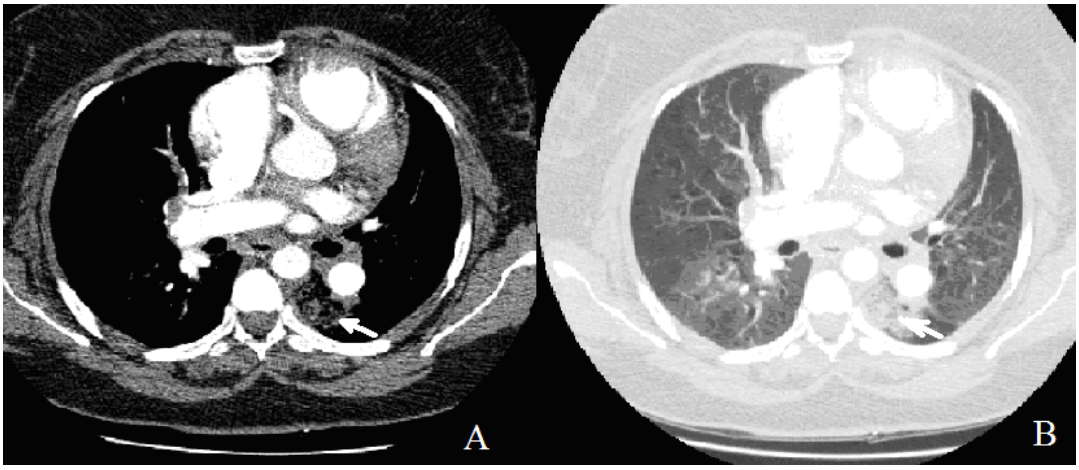
7. Vasküler bulgularla birlikte akciğer parankimindeki değişiklikler. Kronik emboli olgularında oklüde olan damarların distalindeki parankimde kanlanmanın azalması nedeniyle dansitede azalma meydana gelir. Damarları açık bölümlerin dansitesi ise normal veya daha yüksektir (kanın bu bölgelere doğru yönlenmesinden dolayı). Böylece kronik pulmoner embolide akciğer parankiminde hipo-hiperperfüze alanların oluşturduğu mozaik oligemi görünümü ortaya çıkar (28).

Vasküler oklüzyona sekonder mozaik oligemi, amfizem ve bronşiolitis obliterans gibi küçük hava yolu hastalığına bağlı akciğerde düşük atenüasyon alanlarına neden olan diğer nedenlerden ayırt edilmelidir. Amfizem olgularının çoğunda akciğer destrüksiyonu saptanabilir. Bölgesel hava hapsi alanlarının ayrımı, akciğerdeki anormal düşük atenüasyon alanlarını açıklayacak bronşiyektazi ya da bronşiyal morfolojideki diğer değişikliklerin bulunmadığı olgularda oldukça zordur. Gerekirse inspiratuar-ekspiratuar YRBT ile bu ayrım yapılabilir (69).

Parankimal İnfarkt

Santral tromboembolide, periferal emboli eşlik etmiyorsa genellikle pulmoner infarkt gelişmez. Tüm emboli olgularının ancak %10'unda infarkt gelişir. BT incelemede hemoraji, buzlu cam opasiteleri ya da hava bronkogramlarının eşlik ettiği konsolidasyonlar şeklinde görülebilir; pnömoni ve ödemden ayrımı zor olabilir.

Pulmoner infarktlar, santral bölgelerindeki düşük atenüasyon nedeni ile BT incelemede göğüs radyografilerine oranla daha spesifik bir görünüm oluşturur (Resim 2.12). BT, PTE ve infarktı saptamada konvansiyonel radyografiden daha duyarlı bir yöntemdir (69,70).



Resim 2.12: *Mediasten (A) ve parankim (B) pencerelerinde sol akciğer alt lobda tabanı plevraya dayalı görünümde, apeksi hilusa bakan, kama şekilli, santralinde sabun köpüğü görünümü seçilen infarkt görünümü izleniyor.*

Pulmoner infarktlar klasik olarak tabanı plevraya dayalı, apeksi hilusa uzanan, kama şeklinde opasiteler şeklinde görülür (Resim 2.11). Ancak etkilenen lobül sayısına bağlı olarak irregüler polihedral yapıda olabilirler (69). Neoplazmlar, hemoraji, pnömoni ya da ödem de benzer görünüm oluşturabilir. Bununla birlikte opasitenin apeksinde kalınlaşmış bir damarın bulunması 'vascular sign' infarkt olasılığını arttırır. Düşük atenüasyon bölgeleri sıklıkla buzlu cam opasiteleri ve altta yatan retikülasyondan oluşmakta olup radyolojik-patolojik korelasyon bu alanların korunmuş sekonder pulmoner lobüller ile uyumlu olduğunu göstermiştir. Söz konusu infarkttan korunmuş lobüller, nonembolize pulmoner arter ile, pulmoner venden retrograd yol ile ya da bronşiyal kollateral damarlar ile besleniyor olabilir (69).

2.3.4.2.a.iii Pulmoner tromboembolinin BTA tanısında tuzaklar

I. Lenf nodülleri ve perivasküler doku: Normal hiler lenf nodülleri ve eşlik eden yumuşak dokular, spiral BT'de sıklıkla ana bronşlar ve pulmoner arterler arasında lokalize düşük atenüasyonlu alanlar şeklinde görülür. Yumuşak doku

atenüasyonu lenfatik dokuyu, peribronkovasküler bağ dokusunu ve hiler bronşiyal damarları temsil eder. Sağ hilusta normal lenf nodülleri sıklıkla üst lobun anterior segment arterinin lateral komşuluğunda (%79) ve interlober arter (%69) ile alt lob pulmoner arterinin medial komşuluğunda (%71) bulunur. Sol hilusta ise sıklıkla üst lob anterior segment arteri laterali (%49), interlober arter (%100) ve alt lob pulmoner arterleri medialinde (%60) yer alır. Hiler lenf nodülleri üçgen ya da çizgisel formda ve genellikle 3 mm'nin altında genişliktedir. Bazen lenf bezleri nodüler de görülebilir. Normal boyutta ya da büyümüş lenf nodülleri ardışık kesitlerin analizi ile doğrulanabilir. Multiplanar reformasyon perivasküler patolojilerin ayrımında yardımcıdır. Kalsifiye hiler lenf nodülleri ve kalsifiye trombüs tanıda karışıklığa yol açabilir. Kontrastlı BT anjiyogram öncesinde yapılacak kontrastsız BT incelemesi bu gibi tuzakları önler. Ancak günümüzde kontrastsız ön çekim artık kullanılmamaktadır.

II. Damar oryantasyonu ile ilgili tuzaklar: Damarların oblik ya da transvers seyri, aksiyal BT görüntülerinde pulmoner emboli ile karışabilecek düşük atenüasyonlu alanlar şeklinde görülebilir. Bu alanlar sıklıkla parankim, damar duvarı ve kan arasındaki kısmi hacim etkisine bağlıdır. Bu durumdan en sık etkilenen damarlar üst lobların anterior segmental arterleri, orta lob ve lingula arteri ile alt lobların apikal segment arterleridir. Kısmi hacim etkileri yalancı-pozitif ya da yalancı-negatif sonuçlara neden olabilir. 2B reformasyon ile bu oblik damarların longitüdinal eksenlerinin takibi yararlı olabilir.

Damarların büküntülü seyri de pulmoner embolinin yanlış yorumuna ve ana dallarda, lober arterlerde ya da segmental arterlerde karışıklık yaratacak lineer-nodüler düşük atenüasyon alanlarına neden olabilir.

III. Kinetik artefaktlar: Solunum sıkıntısı olan hastalarda solunum hareketine bağlı segmental arterlerde yalancı dolum defektleri görülebilir. Kraniyokaudal taramada incelemenin sonuna doğru hastanın nefesini tutması zorlaştığı için hareket artefaktları özellikle alt lobları etkiler. Kaudokraniyal inceleme bu probleme çözüm getirebilir. Kalp hareketleri diğer bir kinetik artefakt kaynağıdır.

IV. Akıma bağlı artefaktlar: Yalancı-pozitif artefaktlar süperior vena kava düzeyindeki çizgisel artefaktlardan kaynaklanabilir. Bunlar sıklıkla kraniyokaudal taramada, yüksek konsantrasyonda kontrast maddenin yüksek hızda enjeksiyonu sonucunda görülür. Hipodens ve hiperdens ışınsal artefaktlar özellikle sağ üst lob arteri, anterior segmental dal ve sağ ana pulmoner arter düzeylerinde görülür. İyot konsantrasyonunun azaltılması ve kaudokraniyal yönde inceleme bu gibi artefaktları kısmen azalır.

V. Yetersiz kontrastlanma: Enjeksiyonda yetersiz gecikme zamanı yorum yanlışlıklarına neden olabilir. Kraniyokaudal taramada kısa gecikme süresinin kullanılması üst pulmoner arterlerin opasifikasyonunda yetersizlik ve yalancı-pozitif ve yalancı negatif bulgular ile sonuçlanabilir.

Pulmoner arterlerin kontrastının gecikmesinde hastaya bağlı faktörler rol oynayabilir. Hastanın kollarını başının altında tutmasına bağlı olarak torakobrakiyal bileşke düzeyinde fonksiyonel venöz sistem kompresyonu görülebilir. Süperior vena kava sendromu gibi sistemik venlerde organik bir nedene bağlı ya da sağdan sola şantlı pulmoner arteriyel basınç artışı ile karakterize patent foramen ovale olgularında kontrast madde ilerleyişinde gecikme görülebilir. Yaygın hava yolu konsolidasyonu ve ipsilateral plevral effüzyon, unilateral pulmoner vasküler direnç artışına bağlı olarak yanlış-pozitif tanıya yol açabilir (46).

b) Vaskülitler

Pulmoner BTA taleplerinde ikinci sıklıkla vaskülit tutulumu şüphesi bulunmaktadır. Damar duvar kalınlığı artışı, trombüsler ve anevrizmatik dilatasyon izlenebilecek bulgular arasında sayılabilir. Damar duvarında izlenen düzensizliklerin saptanmasında (damar yapılarının daha çok kraniokaudal planda uzanması nedeni ile) multiplanar MIP görüntüler ile değerlendirme yararlı olabilir.

c) Vasküler malformasyon

Daha nadir olarak izlense de BTA ile saptanan tipik bulguları mevcuttur. İncelemenin arteryel fazda olduğu düşünüldüğünde tamamen opasifiye olan santral nidus, besleyici arter ve genişlemiş-erken opasifiye olmuş drene edici ven saptanması tanısaldır (Resim 2.13).

Santral nidusun kalsifik granülomdan ayrımı açısından kontrastsız inceleme bazen gerekebilir. Bazı arteriovenöz malformasyonlarda asıl besleyici damar bazen BTA ile ayırt edilemeyebilir. Bu durumda hem tanı hem tedavi amacı ile DSA endikasyonu vardır.



Resim 2.13: *Sol akciğer alt lobda santral nidus ve drene edici ven ile karakterize arteriyo-venöz malformasyon izlenmekte.*

d) Diğer endikasyonlar

Acil servise başvuran hastalarda göğüs ağrısı şikayeti ilk sıralarda yer almaktadır Göğüs ağrısının en sık nedeni her ne kadar kardiyak olsa da hayati tehlike

arz eden aort diseksiyonu gibi ciddi patolojilerde de benzer semptomlar ortaya çıkabilir.

Bazı acil servislerde göğüs ağrısı olan EKG'sinde patoloji izlenmeyen hastalara pulmoner BT anjiografi uygulanmaktadır. Hatta ünitede 64 kesitli cihaza sahip birimlerde koroner arterleri de içeren tüm toraks BTA incelemeler başlanmıştır.

Kardiyak anomalili hastalarda eşlik eden pulmoner arter anomalisi tarama amacıyla da BTA yapılabilir.

Diğer bir endikasyon ise pulmoner sekestrasyondur (Resim 2.14). Bu durumda gecikme zamanı arttırılmalı veya aortada kontrastlanma olduğunda incelemeye başlanmalıdır. Abdominal aorta kaynaklı besleyici arter varlığında doppler inceleme faydalı olabilir.



Resim 2.14: *Sekestrasyon ve abdominal aortadan çıkan besleyici arter (ok) görülüyor.*

2.4 RADYASYON VE DÜŞÜK DOZ UYGULAMALAR

X-ışını ilk olarak 1895 yılında Wilhelm Conrad Rontgen tarfından keşfedilmiş ve ilk klinik görüntü elde edilmiştir. 1986 yılında H. Becquerel

tarafından radyoaktivitenin keşfinin ardından 1902 yılında Piere ve Marie Curie tarafından radyum keşfedilmiş ve radyasyon hayatımıza girmiştir. Radyasyon içeren klinik cihazların başında direkt radyografi ve bilgisayarlı tomografi gelmektedir.

Günümüz tıbbında bilgisayarlı tomografinin tanısal rolü tartışılamaz. Teknolojik gelişmelere paralel olarak yeni gelişen tomografi cihazları daha iyi görüntü kalitesi sağlamaktadırlar. Ayrıca buna paralel olarak yeni endikasyonlar ortaya çıkmıştır (71). BT en büyük medikal radyasyon kaynağı olup kullanımı hızla artmaktadır. Tüm tıbbi incelemelerinin sadece %15'i olmasına rağmen hastalara verilen tüm radyasyonun %70'ini oluşturmaktadır. Amerika'da insan kaynaklı tüm radyasyonun %60'ını oluşturmaktadır (72). 2000 yılında sadece Amerika'da 7645 merkezde 57 milyon BT incelemesi gerçekleşmiştir (72).

Daha iyi görüntü elde etme amacı ile bazen özellikle çocuklarda olmak üzere gerekenden daha fazla radyasyon kullanılmaktadır. 2002 yılında Amerikan Ulusal Radyasyon Korunma ve Ölçümü Heyeti toplanmıştır (72). Ortak görüş tanısal veri kaybı olmadığı sürece dozun azaltılması gerektiğidir. Pediatrik hastalarda yaş-kilo bağımlı protokoller geliştirilmiş ve klinik kullanıma girmiştir. Karotis BT anjiografi, taş amaçlı üriner BT (35) gibi prosedürlerde düşük doz uygulamalar kullanılmaya başlanmıştır. Nodül takiplerinde düşük doz kullanımı birçok merkezde standart algoritmaya eklenmiştir (19).

2.4.1 Radyasyon Dozu Hesaplama

Radyasyonun hesaplanmasında çeşitli yöntemler kullanılmaktadır (73). Ölçümde kullanılan en basit parametre radyasyon ekspojuru olup x ışınına bağlı havadaki iyonizan madde miktarının ölçümüdür (71). Birimi rontgendir (R). Standart ısı ve basınçta bir kilogram hava başına 2.580x10(-4) C açığa çıkaran x ışını miktarıdır (74). Ölçüm birimi kilogram başına coulomb (C/kg) olarak da belirtilir. Klinik olarak fazla bir önemi yoktur. Çünkü radyasyona maruz kalan alan, doku penetrasyonu ile ilişkisi yoktur. Cildin maruz kaldığı radyasyondur. Klinik olarak sadece CT floroskopide kullanılır (75).

Absorbe edilen radyasyon dozu nesnenin kütlesi başına aldığı enerjiyi gösterir ve birimi gray (1 Gy=1 J/kj) veya rad (1 rad=100 erg/g)'dır. 100 rad 1 gray'e eşittir (74) Radyasyon ekspojurundan farkı nesnenin kütlesi ile orantılıdır. Ancak her organın absorbsiyonu farklı olduğundan bu değer tüm vücut uygulamalarında yeterli bilgi veremez (71).

Efektif doz daha kullanışlı bir parametredir. Çünkü radyasyona bağlı riskleri daha doğru verir. Değişik organların radyasyon sensitiviteleri göz önüne alınarak hesaplanır. Formülü:

$$E=\Sigma T(\omega T.\ \omega R.DT,R)$$

E efektif doz, ωT doku-ağırlık faktörü, ωR radyasyon-ağırlıklı coefficient (x ışını için 1), DT,R dokunun absorbe ettiği ortalama dozdur (74). Birimi Sievert (Sv) veya rem'dir. 100 rem 1 Sv'e eşittir. Efektif dozun da kısıtlamaları vardır. Sadece genel popülasyon veya çalışanların maruziyetini gösterir (71). Direkt ölçüm imkansızdır.

Diğer bir yöntem bilgisayarlı tomografi doz indeksidir (CTDI). CTDI plastik bir fantom (baş veya gövde) kullanılarak oluşturulur (71). Formülü:

$$\mathrm{CTDI} = (1/nT) \int_{-7T}^{7T} D_{\mathrm{single}}(z)\ \mathrm{d}z,$$

CTDI'da ardışık 14 kesit değerlendirilir. Her bir kesit kalınlığı 7 mm olduğunda sadece sadece 14 kesitin değerlendirilmesi yetersiz olabilir Bu amaçla

CTDI100 kavramı ortaya atılmıştır. 100 mm'lik alandaki kesitler değerlendirilir (74). Formülü:

$$\mathrm{CTDI}_{100} = (1/NT) \int_{-5\,\mathrm{cm}}^{5\,\mathrm{cm}} D_{\mathrm{single}}(z)\, \mathrm{d}z,$$

Ancak buradaki kısıtlama da santral ve periferdeki dozun farklı olmasıdır. Bu amaçla CDTIw kavramı kullanılır. Formülü:

CTDI w= (1/3)(CTDI100)santral+(2/3)(CTDI100) periferal

CTDIvol ise CTDIw değerinin pitch ile bölünmesi ile ortaya çıkar (CTDIvol=CTDIW/pitch). Pitch tüpün 360 derece dönmesi esnasında masanın hareketi olarak tanımlanır.

Bir diğer kavram ise DLP'dir. CTDIvol değerinin tarama uzunluğu (cm) ile çarpımıdır. Birimi Gy-cm'dir (71)

Bazı otörler tanımlama kargaşasına son vermek için CTDI değerlerinin ortak dil olarak kullanılmasını önermektedir (20).

2.4.2 Radyasyon Dozunu Etkileyen Parametreler

BT'de radyasyon dozunu azaltmada birçok yöntem uygulanabilir. Bunların başında radyolog ve teknisyen eğitimi ve uygun cihaz kullanımı gelmektedir (72). Cihaz ayarlarında yapılan bazı değişiklikler de radyasyon miktarını değiştirebilir.

1990 yılında Naidich (17) mA değerlerini azaltarak düşük doz inceleme yapılabileceğini göstermiştir. Bu konu hakkında günümüze dek birçok araştırma yapılmıştır (76). Radyasyon dozunu etkileyen diğer parametreler kesit kalınlığı, kesit sayısı, pitch değerleri ve kilovolt değerleri olarak sıralanabilir (71).

Tek dedektörlü BT cihazları kullanıldığında diğer değerler sabit tutulduğunda mAs değerleri ile doz değişimi Tablo 2.4'de verilmiştir (74).

Tablo 2.4: *10 mm kesit kalınlığı ve 120 kVp değerleri uygulandığında farklı mAs değerlerindeki radyasyon dozları.*

Tüp akımı-üretim süresi (mAs)	Kafa fantomu kullanıldığında CTDIw (mGy)	Gövde fantomu kullanıldığında CTDIw (mGy)
100	13	5,7
200	26	12
300	40	18
400	53	23

Yine tek dedektörlü cihazlar kullanıldığında diğer değerler sabit tutulduğunda kilovolt ile doz değişimi Tablo 2.5'de verilmiştir (74).

Tablo 2.5: *300 mA, 1 sn ve 10 mm sabit değerler uygulandığında değişen kilovolt değerlerine bağlı doz değişimi.*

Enerji (kVp)	Gövde fantomu kullanıldığında CTDIw (mGy)
80	4,5
100	9,5
120	16
140	25

Tablo 2.4 ve Tablo 2.5 göstermektedir ki mAs ve kVp değerleri arasında orantı mevcuttur. Bu değerlerin her hangi birinin azaltılması radyasyon dozunu düşürmektedir. Radyasyon dozunun kilovoltun karesi ile doğru orantılı olduğu görülmektedir. Bu da göstermektedir ki kilovolt değerlerindeki azalma miliamper değerlerindeki azalmadan daha fazla radyasyon dozunu düşürmektedir.

Helikal cihazlarda pitch kavramı karşımıza çıkmaktadır. Tüpün 360 derece dönmesi esnasında masanın ilerleme mesafesinin kesit kalınlığına oranını tanımlar. Fantom ve dozimetreler kulanılarak pitch ile radyasyon dozu ilişkisi gösterilmiştir (77). Tablo 2.6'da tek dedektörlü cihazlar kullanıldığında diğer değerler sabit olmak koşulu ile pitch-radyasyon dozu değişim tablosu verilmiştir (74).

Tablo 2.6: *120 kVp, 300 mA, 1 sn ve 10 mm sabit değerler uygulandığında değişen pitch değerlerine bağlı doz değişimi.*

Pitch	Kafa fantomu kullanıldığında CTDIw (mGy)	Gövde fantomu kullanıldığında CTDIw (mGy)
0,5	80	38
0,75	53	24
1,0	40	18
1,5	27	12
2,0	20	9

Kolimasyon değerleri dozu etkileyen diğer bir faktördür. Tek dedektörlü (Tablo 2.7) ve çok dedektörlü (Tablo 2.8) cihazlarda kolimasyon-radyasyon dozu değişim tablosu verilmiştir (74). Tablolardan anlaşılacağı gibi kolimasyon değerleri azaldıkça radyasyon dozu artmaktadır.

Tablo 2.7: *Tek dedektörlü cihazda 120 kVp, 300 mA sabit değerler uygulandığında değişen kolimasyon değerlerine bağlı doz değişimi.*

Kolimasyon (mm)	Kafa fantomu kullanıldığında CTDIw (mGy)	Gövde fantomu kullanıldığında CTDIw (mGy)
1	45	19
3	41	19
5	40	18
7	40	18
10	40	18

Tablo 2.8: *Çok dedektörlü cihazda 120 kVp, 300 mA sabit değerler uygulandığında değişen kolimasyon değerlerine bağlı doz değişimi.*

Kolimasyon (mm)	Total kalınlık (mm)	Kafa fantomu kullanıldığında CTDIw (mGy)	Gövde fantomu kullanıldığında CTDIw (mGy)
4x1.25	5	62	33
2x2,5	5	62	33
1x5	5	62	33
4x2,5	10	46	24
2x5	10	46	24
4x5	20	40	20

2.4.3 Radyasyon Dozunu Azaltma Teknikleri

Daha önceden de belirtildiği gibi radyasyon değerleri aşağıda belirtilen değerlerde değişiklik yapılarak azaltılabilir.

a. Miliamper-saniye değerini azaltmak: Tüm diğer değerler sabit olmak koşulu ile miliamper değerleri doz ile doğru orantılıdır. mAs azaldıkça doz da doğru

orantılı olarak azalacaktır. Ancak miliamperdeki azalma gürültüyü arttırır. Gürültü artışı formülize edilecek olursa:

$$1/\sqrt{(\mathrm{mAs})}$$

Örnek verecek olursak mAs değerlerinde %50 azalma radyasyonu da %50 azaltır ancak gürültü %41 artar (74).

Toraksta olduğu gibi parankime göre yüksek dansite farkı olan lezyonlarda sinyal/gürültü oranındaki farklılaşma tolere edilebilir. Ancak karaciğer gibi solid organlarda küçük lezyonların gözden kaçmasına neden olabilir (74).

b. Pitch değerini arttırmak: Radyasyon dozu pitch değeri ile ters orantı göstermektedir. Pitch değerinin arttırılması dozu azaltabilir. Ancak pitch değerlerindeki artışa bağlı olarak efektif kesit kalınlığı artar ve buna bağlı kısmi volüm etkisi artar, görüntü kalitesi düşer (74).

c. kVp değerinin azaltılması: Daha önce de tartışıldığı gibi kVp değerinin azalması radyasyon dozunda azalmaya neden olur. Doz kilovoltun karesi ile doğru orantı göstermektedir(78). Bu nedenle Ancak görüntüdeki gürültü artar. Çok daha düşük değerlerde ciltteki relatif doz artar (74).

3. GEREÇ VE YÖNTEMLER

Ağustos 2005-Aralık 2006 tarihleri arasında pulmoner emboli, pulmoner arter anevrizması gibi çeşitli nedenlerle kliniğimize başvuran 137 hasta çalışmaya dahil edilmiştir. Hastaların yaşları 18 ile 70 arası değişmekteydi. Genel durumu kötü, serum kreatinin değeri yüksek (Cre>1,2) hastalar çalışmaya dahil edilmemiştir. Hastalara çekim öncesinde nefes egzersizi yapılmıştır.

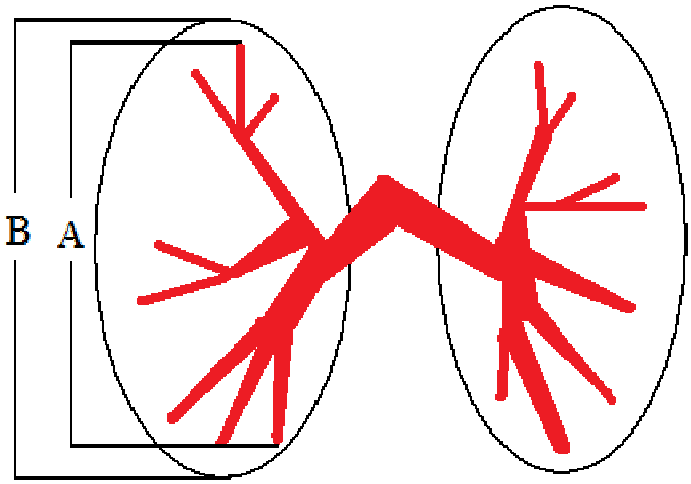
Tüm incelemeler 8 dedektör sıralı Lightspeed Ultra (GE Medical Systems Milwaukee, Wisconsin, Amerika Birleşik Devletleri) bilgisayarlı tomografi cihazı ile gerçekleşmiştir. 18-20 G kalınlıkta kateter antekübital vene yerleştirilmiştir. Tüm toraksı içeren pilot görüntü alındıktan sonra karinanın hemen altından geçen görüntülerde ana pulmoner arter tespit edilip pulmoner artere ROI (region of interest) ikonu yerleştirilmiştir. 4 ml/sn hız ile otomatik enjektör aracılığı ile 100 ml 350 mgI/ml noniyonik kontrast madde zerk edildikten sonra bu düzeyden saniyede bir alınan görüntülerde ana pulmoner arterdeki dansite 200 HU'nun üzerine çıktığında inceleme başlatılmıştır. İncelemeler hastalara derin inspiryumda nefes tutturularak gerçekleştirilmiştir. Kolimasyon 1,25 mm, pitch değeri 1.35:1, tüp rotasyon süresi 0.5 sn, mA 200 olarak seçilmiştir. Uygulanan kVp değeri 80, 100 ve 120 olacak şekilde hastalar 3 gruba ayrılmıştır. Çekim esnasında deneyimli bir radyolog hasta başında bulunarak görüntüleri değerlendirmiştir. Tüm görüntüler arşivlenerek değerlendirilmeye alınmıştır. Deneyimli başka bir radyolog incelemenin kVp değerini bilmeden görüntüleri monitörden değerlendirmiştir.

Radyasyon dozu, göğüs alanı yanısıra görüntü kalitesi parametreleri olarak pulmoner arter dansitesi, dansitedeki standart sapma, pulmoner arter görülebilirlik oranı ve puanı parametreleri kullanılmıştır.

Hastaların pulmoner arter dansiteleri ve standart sapmaları hesaplanmıştır. Pulmoner arterin en geniş olarak görüldüğü düzeyde ölçüm ikonu pulmoner arter çapının yarısı olacak şekilde pulmoner artere yerleştirilmiştir. Standart sapma gürültü ölçütü olarak kullanılmıştır. Farklı kilovolt değerleinin pulmoner arter dansitesi ve standart sapmaya etkisi araştırılmıştır.

Aynı kesitte toraksın ön-arka çapı ve lateral çapları not edilmiştir. Göğüs alanı her iki çap kullanılarak eliptik formül ile hesaplanmıştır. Ayrıca göğüs alanları minimum ve maksimum değerleri bulunarak alanlara göre üç bölüme ayrılmıştır. <500 cm², 500-600 cm² arası ve >600 cm²'lik gruplar tüm hasta grubunu değer ve sayı olarak üçe bölmektedir. Göğüs alanının pulmoner arter dansitesi ve standart sapmasına etkisi araştırılmıştır.

Pulmoner arter görülebilirlik oranı hesaplanırken mediasten penceresinde (pencere genişliği 350 HU/pencere düzeyi 40 HU) pulmoner arterlerin görülebildiği kesit sayısı sayılmış (A) ve akciğer parankiminin görüldüğü kesit sayısına (B) oranlanmıştır (pulmoner arter görülebilirlik oranı=A/Bx100) (Resim 5.1) Bu oranın kilovolt değerleri ile ilişkisi araştırılmıştır.



Resim 3.1: *Pulmoner arter dalları görülebilen kesitler tüm akciğer parankimi görülen kesitlere oranlandı. (A/Bx100=pulmoner arter görülebilirliği)*

Pulmoner arterlerin görülebilirlik puanı subjektif olarak 1 ile 10 arasında puanlandırılmıştır. Puanlamada şu kriterler kullanılmıştır:

1: Hiçbir damar kontrastlanmamış

2: Zayıf olarak ana pulmoner arter opaklaşmış

3: Sadece ana pulmoner arter opaklaşmış

4: İnterlober arter distali opaklaşmamış

5: Segmental arterlerin sadece başlangıç kesimleri opaklaşmamış

6: Segmental dallar zorlukla değerlendirilebiliyor

7: Sadece segmental dallar görülebiliyor.

8: En distal uç haricindeki çoğu periferal damar kontrastlanmış

9: Birkaç segment dışında tüm periferal damarlar kontrastlanmış

10: Tüm periferal damarlar kontrastlanmış

Radyasyon dozu hesaplamada CTDIvol ve DLP değerleri kullanılmıştır. Birim olarak mGy ve mGy-cm kullanılmıştır. Doz ölçümü 32 cm çaplı gövde fantomu kullanılarak ayarlanmış cihazda otomatik olarak yapılmıştır.

Tüm veriler tablo haline getirildikten sonra istatistiksel değerlendirme Kruskal-Wallis testi ve Kruskal-Wallis çoklu karşılaştırma testi ile yapılmıştır.

4. BULGULAR

Bütün grubun ölçümleri tablo 4.1'de ayrıntılı olarak gösterilmiştir.

Tablo 4.1: *Tüm hastalara ait veriler.*

Hasta No	Göğüs alanı (mm²)	PA D (HU)	PA SD	Sağ Oran	Sol Oran	Doz (mGy-cm)	Kesit sayısı	Total Doz (mGy-cm)	Puan	kV
1	41135,57	577	28,5	70,95	72,35	105,47	225	107,24	8	80
2	48862,325	457	37,5	68,3	80,47	98,62	212	100,39	7	80
3	51762,115	533	43,7	85,02	85	105,62	227	109,75	7	80
4	38078,78	788	40,9	86,62	83,05	88,15	187	89,92	10	80
5	38533,295	725	32,8	81,32	79,53	82,91	175	85,27	8	80
6	58171,64	678	63	80,52	81,5	119,44	235	122,39	7	80
7	45754,51	539	27,6	84,61	83,91	107,21	230	109,57	10	80
8	53266,175	482	41,4	80,55	78,73	93,75	200	95,75	7	80
9	51572,93	552	39,3	83,56	79,63	100,23	214	102,59	10	80
10	62949,15	415	72,9	66,46	77,14	94,99	201	97,94	8	80
11	57249,265	405	71	69,28	85,02	105,46	225	107,83	7	80
12	38574,9	712	33,8	83,88	83,08	102,12	219	106,25	10	80
13	60375,92	579	94,8	78,98	81,41	79,27	167	81,63	7	80
14	70538,53	495	47	82,82	84,37	91,64	196	94	9	80
15	59699,25	574	31,2	73,93	79,36	108,96	190	111,32	9	80
16	41911,15	535	31,8	85,56	86,84	103,72	190	106,08	8	80
17	47257	625	46,6	85,02	86,51	105,47	225	107,24	8	80
18	47121,195	726	47,3	88,04	85,1	105,62	227	107,98	8	80
19	45319,62	876	58,6	78,88	78,24	84,66	180	87,61	6	80
20	62211,25	896	63,5	84,15	80,73	96,74	205	99,1	10	80
21	34810,825	664	37	80,6	76,66	79,42	168	82,99	8	80
22	48095,38	586	41,3	77,95	90.4	91,5	200	93,86	9	80
23	60664,8	504	89,3	84,25	74,23	100,23	214	103,18	7	80
24	51496	860	71,8	82,32	87,11	91,5	195	94,45	7	80
25	60281,72	503	71,5	83,23	80,43	89,9	191	92,85	7	80
26	35124,04	854	29,5	85,51	76,88	101,97	218	104,33	10	80
27	61733,97	777	102,5	81,44	89,77	95,14	204	97,5	8	80
28	50691,375	686	35,3	77,77	85,18	82,76	175	84,53	9	80
29	65464,29	972	60,3	85,02	83,25	116,92	239	118,69	10	80
30	53279,52	547	40,4	84,65	81,55	101,97	217	103,74	10	80
31	47104,71	463	40,3	81,02	88,23	110,86	239	113,22	9	80
32	52441,14	544	57,5	78,38	82,8	89,9	192	92,26	8	80
33	73696,585	427	69,4	84,32	83,33	96,74	205	99,69	8	80
34	58477,79	576	59,3	88,23	86,98	96,74	205	99,69	8	80
35	67128,49	689	190	84,36	80	90,5	207	90,6	8	80
36	44653,155	431	30	79,4	82,4	197,4	170	201,96	8	100
37	58623,015	475	34,5	79,6	79,3	145,78	150	150,78	8	100
38	51376,68	388	30	78,1	66,7	165,07	169	168,49	7	100
39	69414,41	580	41	63,8	80,5	192,71	205	198,41	9	100
40	46982,25	404	17,7	76,5	77,9	225,87	239	230,43	9	100
41	47987,835	735	35,9	77,1	84,6	179,3	185	186,14	9	100
42	58013,07	344	26	72,64	75,46	200,96	212	206,66	8	100
43	49827,09	489	21,8	75,26	71,9	190,28	200	195,98	9	100
44	45310,2	430	15,2	80,16	82,57	269,61	271	274,2	10	100
45	47257	323	18	72,12	74,23	161,51	166	164,93	8	100
46	61093,41	386	49,4	78,79	73,49	200,96	207	205,52	9	100
47	41127,72	385	18,6	72,64	76	186,42	302	189,82	10	100
48	62949,15	384	33,8	78,95	79,77	222,01	234	226,57	9	100
49	53003,2	419	27,4	81,98	82,22	179,3	186	186,14	9	100
50	56736,66	606	41,6	85,29	78,36	222,31	235	229,15	8	100
51	55142,325	237	31,5	73,13	67,72	168,63	173	173,19	7	100

52	48998,13	192	18,6	80,49	83,43	302	186	183,86	7	100
53	63977,5	476	24	76,63	73,56	197,1	205	200,52	7	100
54	61374,44	535	22,5	76,01	78,94	247,22	263	251,78	10	100
55	75962,88	519	24,7	83,55	82,92	232,68	247	237,24	9	100
56	49360,015	593	37,9	78,04	76,68	197,38	208	200,8	9	100
57	73201,25	313	24,7	85,91	83,72	204,21	213	207,63	9	100
58	54752,18	306	24,4	81,13	74,54	189,98	199	193,98	8	100
59	57841,94	468	25,5	74,28	74,85	165,07	170	170,77	10	100
60	56449,35	434	33,3	79,78	86,26	188,09	200	192,65	9	100
61	42554,85	378	20,7	81,81	80,9	236,24	243	241,94	9	100
62	55177,65	521	20,3	80,9	80,78	232,99	248	238,68	10	100
63	62649,28	536	26,4	83,96	82,09	236,54	251	241,1	9	100
64	72722,4	671	58,3	75,31	88,95	190,28	200	194,84	7	100
65	62831,4	153	18,8	80,71	80,47	218,45	230	225,29	6	100
66	51351,56	635	34	82,03	81,54	193,5	202	198,1	8	100
67	42547,785	558	35,2	83,22	82,71	179,3	186	185	8	100
68	49455	498	32,3	80,23	80,8	190,28	200	194,84	8	100
69	40568,8	450	27,3	74,88	78,14	207,77	217	213,47	9	100
70	57185,68	456	20,7	80,6	80,3	190,28	200	193,7	9	100
71	67258,8	668	36,7	82,1	81,51	204,52	216	209,08	9	100
72	66109,56	266	34,8	76,07	70,98	182,86	189	187,42	7	100
73	34744,1	480	19,6	66,05	73,29	186,42	195	190,98	8	100
74	44380,76	456	28,8	69,49	84,45	237,61	418	242,17	8	100
75	52588,72	526	28,6	76,31	73,3	183,17	192	188,87	8	100
76	68671,8	315	43,9	86,48	75,26	186,72	197	192,42	7	100
77	47374,75	406	20,7	73,29	78,85	179,61	188	184,17	7	100
78	56487,815	428	25,7	79,75	81,48	190,28	200	197,12	7	100
79	62470,3	485	23,8	76,21	79,57	200,66	190	204,08	8	100
80	46773,44	276	21,5	76,35	75,63	232,25	248	241,79	10	100
81	55240,45	489	18,9	77,15	79,09	204,52	215	207,94	10	100
82	41033,52	308	20,4	83,24	77,48	186,72	196	206,1	8	100
83	40564,875	743	27,3	81,25	82,95	193,54	197	193,54	9	100
84	58348,265	462	24,2	77,32	70,53	190,6	227	192,5	9	100
85	43823,41	474	20,8	84,61	86,7	198,6	247	199.6	9	100
86	56542,765	567	28,2	73,24	77,03	232,68	245	236,1	9	100
87	51433,2	406	27,2	87,26	81,13	182,86	189	188,56	10	100
88	43473,3	282	19,1	85,63	82,1	183,17	191	185,87	9	100
89	54070,8	536	32,3	82,18	78,31	185,2	184	186,2	9	100
90	45145,35	700	18,7	82,35	82,27	204,5	229	207,6	10	100
91	70414,5	319	35,4	68,23	70,39	193,52	181	194,16	7	100
92	70901,985	242	19,3	78,24	81,58	190,57	224	191,12	9	100
93	52563,6	577	25,8	82,93	79,27	199,1	200	199,1	9	100
94	54706,65	460	24,3	82,96	79,4	204,8	257	212,21	8	100
95	64589,8	329	29,9	82,63	79,04	202,34	172	207,81	9	100
96	38838,66	692	21,3	77,59	72,67	202,2	200	202,9	10	100
97	41598,72	771	30	84,18	85,18	221,21	233	221,21	10	100
98	50691,375	364	23,5	80,69	70,53	225,87	239	230,47	10	100
99	35920,03	559	19,2	80,1	78,28	211,63	223	215,05	10	100
100	57917,3	257	21,9	69,27	77,22	204,52	216	207,94	8	100
101	71540,19	291	28,5	71,89	85,43	345,43	166	355,67	8	120
102	50453,52	264	10,2	73,51	80,67	366,09	229	374,32	10	120
103	38432,815	353	11,9	79,89	76,66	342,75	190	350,98	10	120
104	39140,1	371	12,6	84,23	85,79	366,09	231	374,91	10	120
105	52836,78	291	18,7	74,87	72,13	395,91	249	404,14	9	120
106	57857,64	413	23	80,57	84,24	276,01	205	283	9	120
107	67093,95	365	28,6	83,02	82,5	324,49	184	334,04	9	120
108	59157,6	334	25,1	77,83	76,96	318,89	200	327,12	10	120
109	64154,91	293	29,9	81,75	80,27	289,07	179	298,62	8	120
110	39434,475	470	15,4	87,04	89,15	330,31	206	339,86	9	120
111	43859,52	539	18,1	76,29	79,78	366,09	229	373,73	9	120
112	51090,94	93	15	76,32	74,29	360,64	228	379,74	5	120
113	52502,37	428	29,2	76,28	72,84	288,56	177	296,2	9	120
114	53537	177	16,3	78,36	75,62	327,16	190	334,8	7	120
115	57328,55	424	25,2	87,11	87,05	366,09	225	377,55	9	120

116	57845,865	390	30,9	71,76	74,21	330,31	206	355,14	8	120
117	48112,65	309	13,9	75	76,74	312,93	177	320,57	9	120
118	42323,275	580	19,2	70,11	75,12	413,8	220	419,53	8	120
119	60143,56	338	28,5	82,86	84,66	294,53	182	307,9	9	120
120	43896,415	236	19,2	68,37	80,88	247,33	140	253,06	8	120
121	52394,04	318	19,2	76,1	75,91	306,96	192	312,69	7	120
122	53157,06	410	16,5	76	71,84	336,78	212	344,42	10	120
123	73176,13	351	50,7	62,1	71,19	336,78	211	348,24	7	120
124	66001,23	227	17	74,49	73,6	330,82	208	338,46	7	120
125	74873,3	320	18,5	75,84	72,33	342,75	216	352,3	9	120
126	71898,15	276	19,5	81,02	78,61	372,06	234	379,7	9	120
127	56158,9	346	23,7	79,68	78,39	360,64	227	368,28	10	120
128	64665,945	291	30,5	69,95	75,61	324,86	203	333,09	8	120
129	45117,09	168	12,4	72,41	68,11	330,82	208	342,28	8	120
130	74168,37	454	23,9	77,31	77,31	360,13	226	370,27	10	120
131	63490,8	296	35,9	75,55	77,99	306,96	191	317,1	8	120
132	41245,47	265	14,2	80,26	78,62	300,96	188	306,69	8	120
133	58160,65	315	20,4	80,95	77,66	342,24	213	357,52	10	120
134	60303,7	367	14,6	79,28	79,13	408,35	259	415,99	10	120
135	67724,305	365	28,9	72,13	72,41	342,24	215	354,84	10	120
136	57430,6	466	26	74,85	75,47	330,58	180	345,45	10	120
137	63104,58	302	38,4	76,33	75,58	340,54	178	355,21	9	120

(PA D: Pulmoner arter dansitesi, PA SD: Pulmoner arter standart sapması)

Tüm hastaların göğüs alanı ortalaması 80 kVp grubunda 51.134 mm², 100 kVp grubunda 53.894 mm², 120 kVp grubunda ise 54.599 mm² olarak hesaplandı. İstatistiksel olarak gruplar arasında anlamlı fark saptanmadı ($p>0,05$).

Hastaların yaş aralıkları 18 ile 72 arasında değişmekteydi. Her üç grubun yaş ortalamaları arasında anlamlı fark olmadığı görüldü ($p>0,05$).

4.1 Radyasyon dozu

137 hastanın 35'i 80 kVp, 65'i 100 kVp, 37'si 120 kVp'lik gruptaydı. Radyasyon dozunun kVp'nin artmasıyla belirgin olarak artığı saptanmıştır. Ortalama radyasyon dozu 80 kVp grubunda 100 mGy-cm, 100 kVp grubunda 205 mGy-cm ve 120 kVp grubunda 346 mGy-cm olarak hesaplanmış olup fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$). 80 kVpile karşılaştırıldığında 100 kVp'de yaklaşık 2 kat, 120 kVp'de ise 3,5 kat fazla radyasyon maruziyeti olduğu görülmektedir.

Tablo 4.2: *Gruplar arasında DLP değerleri.*

Grup	DLP (mGy-cm)					Standart Deviasyon
	Ortalama	Ortanca	Minimum	Maksimum	Aralık	
80 kVp	100	99,7	81,6	122,4	40,8	10
100 kVp	204,9	199,5	150,8	274,2	123,4	24,3
120 kVp	345,5	345,5	253	419,5	166,5	36,2

4.2 Damar görülebilirlik puanı:

Puanlamalar göz önüne alındığında 1. grupta (80 kV grubunda) ortalama 8.26, 2. grupta (100 kV grubunda) ortalama 8.60, 3. grupta (120 kV grubunda) ortalama 8.73 olarak hesaplanmıştır. "kV" değerleri arttıkça puan ortalamasında minimal artış olduğu görülmekle birlikte bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (P>0,05).

Tablo 4.3: *Damar görülebilirlik puanları normalite testi.*

Grup	Kolmogorov-Smirnov		Shapiro-Wilkoxon	
	İstatistik	P değeri	İstatistik	P değeri
80 kVp	0.244	0.000	0.871	0.001
100 kVp	0.236	0.000	0.890	0.000
120 kVp	0.213	0.000	0.864	0.000

Tablo 4.4: *Üç grubun damar görülebilirlik puanları ortalamaları.*

Grup	Damar görülebilirlik puanı					Standart Deviasyon
	Ortalama	Ortanca	Minimum	Maksimum	Aralık	
80 kVp	8,26	8	6	10	4	1,12
100 kVp	8,6	9	6	10	4	1,03
120 kVp	8,73	9	5	10	5	1,17

4.3 Damar görülebilirlik oranı:

Sağ hemitoraks için ortalama değerler sırası ile 81.16, 78.59 ve 76.8; sol hemitoraks için oran sırası ile 82.05, 78.62 ve 77.79 olarak hesaplanmıştır.

Tablo 4.5: *Sağ ve sol hemitoraks için damar görülebilirlik oranları.*

Grup		SAĞ ORAN	SOL ORAN
80 kVp	Ortalama	81,16	82,05
	Standart sapma	5,41	3,97
	Ortanca	83,03	82,8
	Minimum	66,46	72,35
	Maksimum	88,23	89,77
	Aralık	21,77	17,42
100 kVp	Ortalama	78,59	78,62
	Standart sapma	4,96	4,68
	Ortanca	79,6	79,27
	Minimum	63,8	66,7
	Maksimum	87,26	88,95
	Aralık	23,46	22,25
120 kVp	Ortalama	76,81	77,79
	Standart sapma	5,23	4,87
	Ortanca	76,29	77,14
	Minimum	62,1	68,11
	Maksimum	87,11	89,15
	Aralık	25,01	21,04

Tablo 4.6: *Her iki akciğerin damar görülebilirlik oranı için ayrı Kruskal-Wallis testi.*

Grup		Mean Rank
Sağ Oran	80 kVp	89,96
	100 kVp	66,71
	120 kVp	52,18
Sol Oran	80 kVp	91,46
	100 kVp	63,87
	120 kVp	54,54

Tablo 4.7: *Her iki akciğer için damar görülebilirlik oranı için ayrı Kruskal-Wallis çoklu karşılaştırma değerleri.*

	SAĞ	SOL
Fark 80 kVp -100 kVp	0,003	0,001
Fark 80 kVp -120 kVp	0,000	0,000
Fark 100 kVp -120 kVp	0,064	0,228

Kruskal-Wallis çoklu karşılaştırma testi göstermektedir ki 80 kVp grubu hem 100 kVp hem de 120 kVp grubundan anlamlı olarak farklı iken ($p<0,025$), 100 kVp grubu 120 kVp grubundan istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0,025$). Bu da göstermektedir ki 80 kVp grubunda 100 ve 120 kVp grubuna göre daha distaldeki dallar görülebilmektedir. 100 kV ve 120 kV grupları arasında ise bu bağlamda anlamlı farklılık yoktur.

4.4 Pulmoner arter dansitesi:

80 kVp grubunda ortalama 622 HU, 100 kV grubunda ortalama 455 HU, 120 kVp grubunda ortalama 338 HU olarak hesaplanmıştır. Her üç grubun da birbirinden farklı olduğu görülmüştür. Pulmoner arter dansitesi 80 kVp grubunda hem 100 kVp hem de 120 kVp grubundan, 100 kVp grubunda da 120 kVp grubundan anlamlı olarak fazla olduğu görülmektedir.

Tablo 4.8: *Gruplar arasında pulmoner arter dansitesi.*

Grup	Pulmoner arter dansitesi					Standart Deviasyon
	Ortalama	Ortanca	Minimum	Maksimum	Aralık	
80 kVp	622	577	405	972	567	147
100 kVp	455	456	153	771	618	139
120 kVp	338	334	93	580	487	98

Tablo 4.9: *Kruskal-Wallis testi.*

	Pulmoner arter dansitesi
Chi-Square	55,186
df	2
Asemp. Sig.	0.000

Tablo 4.10: *Kruskal-Wallis çoklu karşılaştırma testi.*

Fark 80 kVp -100 kVp	0.000
Fark 80 kVp -120 kVp	0.000
Fark 100 kVp -120 kVp	0.000

Kruskal-Wallis çoklu karşılaştırma testinde her üç grubun da birbirinden farklı olduğu görülmüştür ($p<0,05$). Bu da göstermektedir ki kilovolt düştükçe pulmoner arter dansitesi anlamlı olarak artmaktadır.

4.5 Pulmoner Arter Dansitesi Standart Sapması

Ortalama standart sapma değerleri 1. grupta 56 HU, 2. grupta 27.3 HU ve 3. grupta 22.4 HU olarak bulunmuştur.

Tablo 4.11: *Gruplar arasında pulmoner arter dansitesi standart sapması.*

Grup	Pulmoner arter dansitesi					Standart Deviasyon
	Ortalama	Ortanca	Minimum	Maksimum	Aralık	
80 kVp	56,0	46,8	27,6	190,0	162,4	30,0
100 kVp	27,3	25,7	15,2	58,3	43,1	8,2
120 kVp	22,4	19,5	10,2	50,7	40,5	8,5

Tablo 4.12: *Pulmoner arter dansitesi standart sapmasında normalite testi.*

Grup	Kolmogorov-Smirnov		Shapiro-Wilkoxon	
	İstatistik	P değeri	İstatistik	P değeri
80 kVp	0.175	0.007	0.741	0.000
100 kVp	0.110	0.049	0.905	0.000
120 kVp	0.148	0.040	0.921	0.012

Tablo 4.13: *Kruskal-Wallis testi.*

	Pulmoner arter standart sapması
Chi-Square	65.079
Df	2
Asemp. Anlam.	0.000

Tablo 4.14: *Kruskal-Wallis çoklu karşılaştırma testi.*

Fark 80 kVp -100 kVp	0.000
Fark 80 kVp -120 kVp	0.000
Fark 100 kVp -120 kVp	0.001

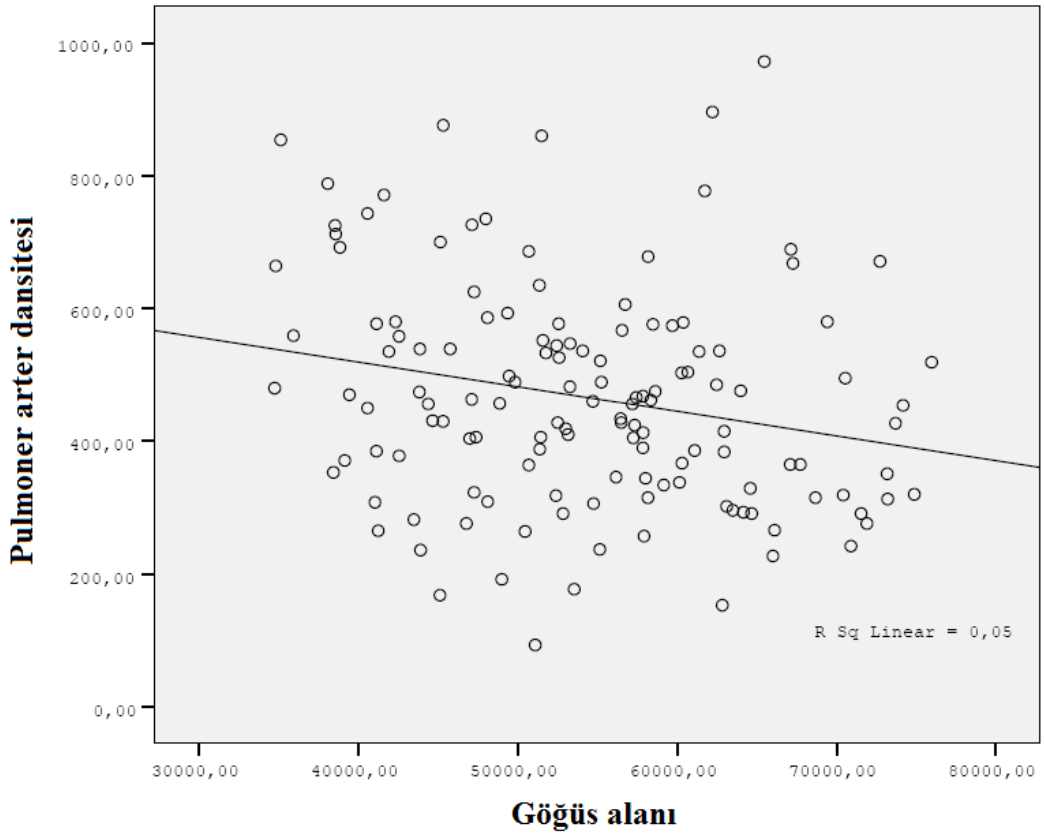
Kruskal-Wallis testi ve çoklu karşılaştırma testi uygulandığında değerlerin anlamlı olarak farklı olduğu görülmektedir. 80 kVp grubunda standart sapmanın en fazla olduğu ve kVp değeri arttıkça standart sapmanın azaldığı görülmektedir. Bu da göstermektedir ki 80 kVp değerinde gürültü daha fazla oluşmaktadır.

4.6 Göğüs Alanının Pulmoner Arter Dansitesi Ve Pulmoner Arter Standart Sapmasıyla İlişkisi

Tüm hastalar göğüs alanlarına göre <500 cm², 500-600 cm² ve >600 cm² olan 3 gruba ayrıldığında pulmoner arter dansitesi sırası ile 509 HU, 447 HU ve 438 HU; standart sapmalar sırası ile 26.4 HU, 30.9 HU ve 43.9 HU olarak bulunmuştur. Tüm gruplarda ortalama pulmoner arter dansitesinin 466 HU, standart sapma

ortalamasının 33 HU olduğu göz önüne alındığında göğüs çapı arttıkça pulmoner arter dansitesinin anlamlı olarak düştüğü, standart sapma yani artefaktın belirgin arttığı görülmektedir.

Göğüs alanına göre gruplandırma yapılmadan göğüs alanı-pulmoner dansite verileri grafik ile gösterildiğinde:



Grafik 4.1: *Göğüs alanı-pulmoner arter dansitesi ilişkisi.*

Kilovolt değerleri göz önüne alındığında;

Tablo 4.15: *80 kVp grubunda göğüs alanının pulmoner arter dansitesi ve dansitenin standart sapması ile ilişkisi.*

			Göğüs alanı	Pulmoner arter dansitesi	Pulmoner arter dansitesinin standart sapması
Spearmans'rho	Göğüs alanı	Korelasyon katsayısı	1.000	-0.262	0.731
		Anlamlılık	-	0.129	0.000
	Pulmoner arter dansitesi	Korelasyon katsayısı	-0.262	1.000	-0.009
		Anlamlılık	0.129	-	0.960
	Pulmoner arter dansitesinin standart sapması	Korelasyon katsayısı	0.731	-0.009	1.000
		Anlamlılık	0.000	0.960	-

Tablo 4.16: *100 kVp grubunda göğüs alanının pulmoner arter dansitesi ve dansitenin standart sapması ile ilişkisi.*

			Göğüs alanı	Pulmoner arter dansitesi	Pulmoner arter dansitesinin standart sapması
Spearmans'rho	Göğüs alanı	Korelasyon katsayısı	1.000	-0.153	0.371
		Anlamlılık	-	0.223	0.002
	Pulmoner arter dansitesi	Korelasyon katsayısı	-0.153	1.000	0.292
		Anlamlılık	0.223	-	0.018
	Pulmoner arter dansitesinin standart sapması	Korelasyon katsayısı	0.371	0.292	1.000
		Anlamlılık	0.002	0.018	-

Tablo 4.17: *120 kVp grubunda göğüs alanının pulmoner arter dansitesi ve dansitenin standart sapması ile ilişkisi.*

			Göğüs alanı	Pulmoner arter dansitesi	Pulmoner arter dansitesinin standart sapması
Spearmans'rho	Göğüs alanı	Korelasyon katsayısı	1.000	-0.082	0.642
		Anlamlılık	-	0.630	0.000
	Pulmoner arter dansitesi	Korelasyon katsayısı	-0.082	1.000	0.199
		Anlamlılık	0.630	-	0.237
	Pulmoner arter dansitesinin standart sapması	Korelasyon katsayısı	0.642	0.199	1.000
		Anlamlılık	0.000	0.237	-

80 kVp grubunda göğüs alanı ile pulmoner arter dansitesi ve standart sapma değerleri arasında daha belirgin ilişki olduğu görülmektedir. Bu da göstermektedir ki göğüs çapı fazla olan hastalarda 80 kVp uygulandığında inceleme kalitesi 120 kVp uygulanan gruba göre çok daha fazla olumsuz olarak etkilenmektedir.

Özetle, bulgularımız pulmoner BT anjiyografilerde sadece kVp'nin azaltılması yoluyla radyasyon dozunun anlamlı olarak düşürülebileceğini göstermiştir. Ayrıca kVp değeri düştükçe damar dansitesi artması daha distal dalların görülebilmesine olanak vermektedir. Kilovolt değeri düştükçe damar görülebilirlik oranının artması da bunu kanıtlamaktadır. Damar görülebilirlik puanları arasında anlamlı fark olmaması her üç grupta da görülebilen damarların aynı olduğu, yani inceleme kalitesinin değişmediğini göstermektedir. Ancak kVp düştükçe standart sapmanın yani gürültünün artması düşük kVp uygulamalarına bir sınırlama getirmektedir. Özellikle göğüs alanı fazla olan hastalarda artefakttaki artış düşük kilovolt uygulamalarında yüksek kilovolt uygulamalarına göre daha da belirgin olmaktadır.

5 TARTIŞMA

Akut pulmoner tromboemboli yüksek mortalite ve morbidite nedeni olan oldukça sık bir hastalıktır (1). A.B.D.'de her yıl yaklaşık 650.000 hastanın PTE tanısı ile hastaneye yatırıldığı ve yılda ortalama 50.000 kişinin PTE nedeniyle öldüğü bildirilmektedir. PTE hastane ölümlerinin %15'inden sorumludur. Tedavi edilmeyen olgularda PTE'den ölüm oranı %30'a ulaşmakta, erken tanı ve uygun tedavi ile bu oran %3-10'a indirilebilmektedir (2,3). Yıllık görülme insidansı binde 1.22 ile 1.83 arasında olduğu düşünülmektedir. Ülkemizde bu konu ile ilgili yeterli istatistik bulunmamaktadır.

Tromboembolide çeşitli risk faktörleri bildirilmiştir. Bunlar ileri yaş, ortopedik cerrahi, staz, tümörler, oral kontraseptif, lohusalık, gebelik, ağır travma, yanık, hiperhomositeinemi, faktör V Leiden, protein C/S eksikliği, antitrombin III eksikliği, artmış faktör VIII şeklinde sıralanabilir (67).

Pulmoner tromboemboli insidental saptanan asemptomatik subsegmental emboliler şeklinde manifeste olabileceği gibi hayatı tehdit eden santral tromboemboli ile de prezente olabilir. Pulmoner tromboembolide klinik belirti ve bulguların bu şekilde geniş bir yelpaze içinde ve çok değişken olduğu için esas sorun tanı konulamamasıdır (4). Tanı amaçlı birçok çalışma yayınlanmış, birçok protokol ortaya atılmıştır. Laboratuar testleri, klinik bulgular, hasta hikayesi ve çeşitli görüntüleme yöntemleri bu algoritmalara dahil edilmiştir. Laboratuar testlerinde D-Dimer testi konusunda oldukça çok makale vardır. Ancak günümüzde PTE tanısı ağırlıklı olarak görüntüleme teknikleri ile doğrulanır (3,5).

Pulmoner emboli tanısında radyografi, ventilasyon perfüzyon sintigrafisi, alt ekstremite venöz Doppler ultrasonografi, BT anjiyografi, MR anjiyografi ve konvansiyonel anjiyografi gibi yöntemler kullanılmaktadır.

Akut pulmoner embolinin tanısında, akciğer radyografisinin duyarlılığı %33 ve özgüllüğü %59 olarak belirtilmektedir. Tanısal başarının düşük olmasına karşın akciğer grafisinin pulmoner emboliye benzeyen diğer olguları ekarte etmede önemli rolü vardır. İnfarktüse neden olmayan pulmoner embolide radyografi bulguları

sıklıkla normaldir ve nadiren tanısal bulgular vermektedir. Akciğer radyografisinde pulmoner emboli bulguları arasında tek taraflı olarak diafragmada yükselme, akciğer alt zonlarında diafragmaya paralel çizgisel opasiteler (Fleischner çizgileri), sağ ve sol inen pulmoner arterde genişleme (Fleischner bulgusu), oklüde damarın distal alanında oligemi ve saydamlık artışı (Westermark bulgusu) ve minimal derecede plevral effüzyon sayılabilir (28).

Pulmoner embolinin tanısında perfüzyon sintigrafisi duyarlıdır fakat spesifik değildir. Pnömoni, atelektazi, tümöral lezyonlar, kronik obstruktif akciğer hastalıkları, akciğer ödemi gibi patolojiler de perfüzyon anomalilerine neden olmaktadır. Bu nedenle kombine perfüzyon ve ventilasyon (V/P) sintigrafisi yapılan olgularda ventilasyon sintigrafisinin normal olduğu bölgelerde perfüzyon defekti (mis-matched defect-uyumsuz defekt) varsa pulmoner emboli düşünülmelidir. Büyük olgu serisini içeren PIOPED (Prospective Investigation of Pulmonary Embolism Diagnosis) çalışma grubunda, yüksek olasılıklı V/P sintigrafili olguların %88'inde pozitif pulmoner anjiografi; orta olasılıklı (indeterminate) V/P sintigrafili olguların %66'sında pozitif pumoner anjiografi; düşük olasılıklı V/P sintigrafili olguların %40'ında pozitif pulmoner anjiografi; normal veya normale yakın, ya da düşük olasılıklı V/P sintigrafili olguların %4'ünde pozitif pulmoner anjiografi bulgularının tespit edildiği belirtilmektedir. Segmental lokalizasyonlu PE'nin tanısında V/P sintigrafisinin duyarlılığı %42 ve özgüllüğü %78 olarak belirtilmektedir. V/P sintigrafisinin limitasyonlarının bulunması ve özgüllüğünün düşük olması nedeni ile pulmoner emboliden kuşku duyulan olgularda sintigrafi ile birlikte ek görüntü yöntemlerinin kullanılması önerilmiştir (28).

Anjiyografi uygun tekniklerle yapıldığında altın standart olarak kabul görmüştü. Ancak pulmoner anjiyografi invazivdir ve risk taşır. Mortalite oranı %0.5, majör komplikasyon oranı %1 ve minör komplikasyon oranı %5'tir (29). Pulmoner hipertansiyonlu hastalarda mortalite %2'ye kadar yükselir (30). Anjiyografi tecrübeli ellerde yapıldığında, mortalite ve morbidite oranı çok düşük (mortalite %0.3, morbidite %l-3) olmasına karşın, sağ kalp kateterizasyonu ve intravenöz kontrast madde enjeksiyonu açısından risk taşımaktadır (30). Pulmoner anjiyografiye bağlı

ölümlerin çoğu pulmoner hipertansiyon ve sağ kalp yetmezliği olan yüksek riskli hastalarda olmaktadır (12).

Spiral taramanın yaygınlaşması ile bilgisayarlı tomografi pulmoner emboli tanısında non-invaziv bir yöntem olması nedeni ile büyük ilgi gördü ve diğer yöntemlerin kullanım sıklığı azaldı (36). Ayrıca anjiyografi uygulaması için deneyimli bir kadro her an acil serviste olmayabileceğinden anjiyografi uygulaması artık nadiren başvurulan bir yöntem olmuştur. Anjiografi artık gerekli endikasyonlar varlığında tromboembeolektomi uygulamalarında kullanılmaktadır (34).

Özellikle 2000 yıllarında multidedektör BT sistemleri hızlı çekim süreleri ve yüksek çözünürlük sunarak emboli şüphesinde ilk tercih edilen inceleme yöntemi olmuştur. Non-invaziv bir yöntem olması, toraksa ait diğer patolojilerin gösterilebilmesi anjiyografiye göre üstünlüğüdür. Kolay ve hızlı bir inceleme olması nedeni ile bazı klinisyenler göğüs ağrısı olan hastalarda mutlaka pulmoner BTA istemektedirler. Bu talep artışı gereksiz pulmoner BTA uygulama sıklığını da arttırmıştır. Bazı makaleler BT pulmoner anjiyografide emboli prevalansını %9-35 olarak bildirmiştir (79-80). Bizim çalışmamızda da 137 hastanın sadece 18'inde (tüm hastaların %13'ünde) emboli saptanmış olup literatür ile uyumludur.

Son yıllara kadar hastaların almış olduğu gereksiz veya fazla radyasyon miktarı hep göz ardı edilmiştir. Oysa iyonizan radyasyonun akciğer, tiroid ve meme üzerine etkisi olduğu iyi bilinmektedir. Bazı çalışmalar göstermiştir ki 0,1 rad değerinde radyasyon maruziyeti 100000 hastada 5 fazla kanser gelişmesine neden olmaktadır (20,21).

Toraks BT anjiografide cildin maruz kaldığı radyasyon dozu 2.0-4.0 cGy olarak belirtilmiştir (81). Standart toraks BT anjiografi uygulamasında, 10-25 adet çift yönlü mamografi ve 100-400 adet direkt grafi çekiminde alınan radyasyon miktarı kadar radyasyon maruziyeti vardır (12-15). Standart dozda toraks BT incelemede 2.0-5.0 cGy (2.0-5.0 rad) yüzeyel radyasyon maruziyeti olup normal mamografideki iki yönlü mamografide maruz kalınan radyasyon 3 mGy (300 mrad)'dır. Ancak düşük doz toraks BT uygulamasında yüzeyel radyasyon maruziyeti 2-4 mGy (200-400 mrad) olarak hesaplanmıştır (81). Mamografi uygulamalarında

malignite riski nedeni ile sık takipten kaçınılmaktadır, ancak BT anjiografi uygulamalarında bu kadar hassas davranılmamaktadır (16).

Son yıllarda BT kaynaklı radyasyona maruz kalan insan sayısı arttıkça radyasyon konusu radyologlar, hükümetler ve kamuoyunun ilgisini çekmeye başlamıştır (82). Radyologlar ve klinisyenler sorumlulukları gereği görüntü kalitesi ve radyasyon miktarının dengesini kurmak zorundadır (81).

Radyasyon dozu ölçümünde kullanılan en basit parametre radyasyon ekspojuru olup x ışınına bağlı havadaki iyonizan madde miktarının ölçümüdür (71). Birimi rontgendir (R). Klinik olarak fazla bir önemi yoktur. Çünkü radyasyona maruz kalan alan, doku penetrasyonu ile ilişkisi yoktur. Cildin maruz kaldığı radyasyondur. Klinik olarak sadece CT floroskopide kullanılır (75).

Absorbe edilen radyasyon dozu nesnenin kütlesi başına aldığı enerjiyi gösterir ve birimi gray (1 Gy=1 J/kj) veya rad (1 rad=100 erg/g)'dır. Radyasyon ekspojurundan farkı nesnenin kütlesi ile orantılıdır. Ancak her organın absorbsiyonu farklı olduğundan bu değer tüm vücut uygulamalarında yeterli bilgi veremez (71).

Efektif doz daha kullanışlı bir parametredir. Çünkü radyasyona bağlı riskleri daha doğru verir. Değişik organların radyasyon sensitiviteleri göz önüne alınarak hesaplanır. Sadece genel popülasyon veya çalışanların maruziyetini gösterir (71). Direkt ölçüm imkansızdır.

Diğer bir yöntem bilgisayarlı tomografi doz indeksidir (CTDI). CTDI plastik bir fantom (baş veya gövde) kullanılarak oluşturulur (71).

CTDI'da ardışık 14 kesit değerlendirilir. Her bir kesit kalınlığı 7 mm olduğunda sadece sadece 14 kesitin değerlendirilmesi yetersiz olabilir Bu amaçla CTDI100 kavramı ortaya atılmıştır. 100 mm'lik alandaki kesitler değerlendirilir (74).

Ancak buradaki kısıtlama da santral ve periferdeki dozun farklı olmasıdır. Bu amaçla CTDIw kavramı kullanılır.

CTDIvol ise CTDIw değerinin pitch ile bölünmesi ile ortaya çıkar (CTDIvol=CTDIW/pitch).

Bir diğer kavram ise DLP'dir. CTDIvol değerinin tarama uzunluğu (cm) ile çarpımıdır. Birimi Gy-cm'dir (71).

Bazı otörler tanımlama kargaşasına son vermek için CTDI değerlerinin ortak dil olarak kullanılmasını önermektedir (20). Bu nedenle biz de ölçümlerde CTDI ve DLP değerlerini kullandık.

Tomografide radyasyon miktarı şu parametrelere bağlıdır: mAs, kVp, pitch, kesit kalınlığı, taranacak alan. Tüm diğer değerler sabit olmak koşulu ile miliamper değerleri doz ile doğru orantılıdır. Miliamper değeri azaldıkça doz da doğru orantılı olarak azalacaktır. Ancak miliamperdeki azalma gürültüyü arttırır. Toraksta olduğu gibi parankime göre yüksek dansite farkı olan lezyonlarda sinyal/gürültü oranındaki azalma tolere edilebilir. Ancak karaciğer gibi solid organlarda küçük lezyonların gözden kaçmasına neden olabilir. Radyasyon dozu pitch değeri ile ters orantı göstermektedir. Pitch değerinin arttırılması dozu azaltabilir. Ancak pitch değerlerindeki artışa bağlı olarak efektif kesit kalınlığı artar ve buna bağlı volüm etkisi artar, görüntü kalitesi düşer. kVp değerinin azalması radyasyon dozunda azalmaya neden olur. Ancak imaj gürültüsü artar. Çok daha düşük değerlerde ciltteki relatif doz artar (74).

Tomografide radyasyon miktarının azaltılması çalışmalarına ilk olarak 1990 yılında Naidich ve arkadaşları tarafından başlanmıştır. 20 miliamper ile yaptıkları çalışmada akciğer parankiminin değerlendirilmesinde anlamlı fark saptanmamış olup özellikle mediasten penceresinde oluşan artefaktlar nedeni ile kalitenin düştüğü belirtilmiştir (17).

Son yıllarda özellikle pediatri hastalarında düşük doz uygulama rutin pratiğe girmiştir. Çocukların, özellikle de kız çocuklarının, iyonize radyasyonun aynı efektif dozu ile kanser oluşumuna, erişkinden 10 kez daha duyarlı oldukları ve BT'de erişkin protokolleri kullanılması durumunda bebeklerin ve küçük çocukların maruz

kalacağı efektif radyasyon dozunun %50'den daha fazla olacağı gösterilmiştir (83-85).

2002 yılında yapılan toplantıda otörler diagnostik bilgi kaybı olmadığı sürece mümkün olan en düşük dozun kullanımını önermektedirler (72). Ancak tomografide radyasyon dozu optimizasyonu problemlidir. Çünkü konvansiyonel radyografinin aksine BT'de radyasyon dozunu etkileyen birçok parametre mevcuttur. Ayrıca konvansiyonel radyografide yüksek ekspojur durumunda bunun tespiti kolay olmasına rağmen tomografide kolay değildir. Tomografide en iyi görüntü kalitesi arzusu radyasyon dozunu unutturmuştur. Konvansiyonel radyografide olduğu gibi tomografide de ALARA (as low as reasonable achievable- mümkün olduğunca az) prensibi kullanılmalıdır (75). Biliyoruz ki ekspojur faktörlerini değiştirerek hastanın maruz kaldığı radyasyon dozu anlamlı olarak azaltılabilir (85). Maalesef bu faktörler aynı zamanda görüntü kalitesini belirleyen faktörlerdir. Bu faktörlerin değiştirilmesi kontrast rezolüsyonunda azalmaya, gürültüde artmaya neden olmaktadır (75).

Düşük doz BT uygulamaları toraks BT (86) ve YRBT'de (87) de kullanılmıştır. Bir düşük doz ile ilgili araştırmada bronşiektazi ve amfizem saptamada farkın anlamlı olmadığı, ancak buzlu cam dansitesinin yoğun artefakt nedeni ile değerlendirilebilmesinin zorlaştığı belirtilmiştir. Bu nedenle başlangıçta değil de takiplerde düşük doz önerilmiştir (86). Düşük doz BT ile akciğer nodülü takibi kabul görmüştür (19).

Düşük doz pulmoner BT anjiyografi konusunda sınırlı sayıda makale mevcuttur. Düşük doz incelemelerin karşılaştırılmasında en etkili yol aynı hastanın hem yüksek hem de düşük doz ile çekiminin yapılmasıdır. Ancak bu uygulama pratikte mümkün değildir. Tack ve arkadaşları 21 hastalık bir grupta standart doz ve simüle düşük doz tekniklerini karşılaştırmıştır (88). Standart çekimler 90 mAs ile yapılıp bilgisayar destekli sistem ile 60, 40, 20 ve 10 mAs ile çekim yapılmış gibi gürültülü görüntüler oluşturulmuştur. Pulmoner arterlerin dallanması ve uzanımını saptamada gruplar arası fark olmadığı sonucuna varılmıştır.

Fantomlar ile standart ölçümlerde kranial incelemelerde radyasyon dozu uniformdur, ancak gövde incelemelerinde radyasyon dozu ciltte uniform iken

santrale gidildikçe dozun azaldığı görülmüştür (81). Benzer şekilde merkezdeki radyasyon dozunun yüzeydekinin yarısı olduğu iri hastaların aksine, zayıf hastalarda radyasyon dozu hemen hemen aynıdır (89). Bu da standart protokolle çekim yapıldığında zayıf hastaların gereksiz yere fazla radyasyona maruz kaldığını göstermektedir. Araştırmamızda kilo değil de göğüs alanı kullanmamızın nedeni çap ile penetre olan radyasyon arasındaki bu ilişkidir. Hastanın kesitsel çapındaki her 4 cm'lik azalmada tüp akımı, görüntü kalitesinde ciddi bir kayıp olmaksızın %50 azaltılabilir (89).

Literatüre bakacak olursak Wintersberger ve arkadaşları abdomen BT anjiografi uygulamalarında görüntü kalitesinde anlamlı fark yaratmadan kVp değerlerinin 120'den 100'e indirilebileceğini belirtmiştir. Multidedektör BT cihazı kullanılmış olup mAs ve diğer değerler sabit tutulmuştur. Dansite ve sinyal gürültü oranları karşılaştırılmıştır. Dansitenin arttığı ancak sinyal gürültü oranında anlamlı değişiklik olmadığı belirtilmiştir (90).

Biz çalışmamızda kilovolt değerini 100 kVp ve 80 kVp'ye düşürüp 120 kVp ile kontrol grubu oluşturduk. Diğer araştırmalarda kilovolt değerinden çok mAs değerleri değiştirilerek düşük doz uygulamaları kullanılmıştır. Kilovolt değerinin 120'den 80'e düşmesi BT kaynaklı radyasyon maruziyetinin %70 oranında azalması anlamına gelmektedir.

Daha önceki araştırmalarda dansite, standart sapma veya subjektif puanlamalar kullanılmıştır. Biz de değerlendirmede objektif kriterler olarak pulmoner arter dansitesini, standart sapmasını, daha önce literatürlerde karşılaşmadığımız pulmoner arter görülebilirlik oranını ve puanını göğüs çapı ve doz ile ilişkisi araştırdık. Pulmoner arter görülebilirlik oranı en apikal ve en distaldeki görülebilen pulmoner arter dalları arasındaki mesafenin tüm akciğerin kraniokaudal uzunluğuna oranı olarak belirtilebilir. Bu değer ne kadar büyük olursa o kadar plevraya yakın distal dal görülebilmektedir denebilir. Ayrıca pulmoner arter görülebilirlik puanında objektif kriterler kullanarak puanlama yaptık.

Araştırmamızda kilovolt değerlerinin azalması tek başına pulmoner arter dansitesini arttırmaktadır. Wintersperger ve arkadaşlarının araştırmasında da kilovolt

değerinin azalmasının dansiteyi arttırdığı sonucu ortaya çıkmıştı. Dansitedeki bu artış pulmoner arterin daha iyi görülebilmesine olanak sağlayabilir (90). Distal dal görülebilirlik oranı olarak kullandığımız değerler (sağ ve sol için ayrı ayrı yapılmıştır) pulmoner dansitedeki artış ile korelasyon göstermektedir. 80 kVp uygulanan hastalarda görülebilirlik oranı da pulmoner arter dansitesi gibi benzer şekilde artış göstermektedir. Dansitedeki bu artış 80 kVp'lik grupta pulmoner arter görülebilirlik oranının neden yüksek olduğunu açıklamaktadır. Bu parametreler göstermektedir ki düşük doz uygulanan hastalarda distal dallar daha iyi görülmektedir. Ayrıca damar görülebilirlik oranının istatistiksel olarak benzer bulunması görüntü kalitesi, artefaktlar ve gürültü bakımından düşük kVp ve standart kVp arasında anlamlı fark olmadığını göstermektedir.

Düşük doz uygulamasında pulmoner arter dansitesi ve damar görülebilirlik oranı arttığı için teorik olarak daha az kontrast madde ile benzer damar kontrastlanması sağlanabilir. Böbrek fonksiyonları kritik düzeydeki hastalarda daha az kontrast vermek amacı ile düşük kVp değerleri ile çekim uygun olabilir.

Bir diğer problem gebelerdir. Gebelikte emboli insidansı artar ve maternal mortalitenin bir nedenidir (91). Winer-Muram ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada; pulmoner emboli için çekilen BT anjiyografilerde, tüm trimesterlerde, ventilasyon-perfüzyon sintigrafisine oranla ortalama fetüs radyasyon dozunun daha az olduğunu göstermiştir (92). Schuster ve arkadaşları, Avrupa Toraks Radyoloji Derneği üyeleri arasında yapılan ve hamile hastalarda pulmoner BT anjiyografi stratejilerini araştıran bir ankette; hamile hastalara pulmoner BT anjiyografi yapan 43 katılımcının yalnızca %40'ının radyasyon dozunu düşürmek için BT protokollerini değiştirdiklerini bildirdiler (92). Bu oran radyologların bu konuda pek duyarlı olmadıklarını göstermektedir. Fetal güvenli doz 5 rad (0,05 Gy) olarak belirtilmektedir (93). Sintigrafide de standart BT anjiyografide de alınan doz bu sınırın altındadır. Yine de çoğu radyolog ve klinisyen inceleme yapmamayı tercih ediyor. İncelemeyi kabul eden bazı radyologlar dozu azaltmak için hiçbir işlem yapmazken bir kısmı taranacak alanı küçülterek dozu azaltma yoluna gidiyor (94). Düşük doz incelemeler belki ileride gebelerde rutin kullanılabilir.

Düşük kVp uygulamalarda tek sınırlayıcı etki gürültü artmasıdır. Göğüs çapındaki artış da benzer şekilde artefaktı artırmaktadır. Göğüs alanı <500 cm² olan hastalarda artefakt çok fazla değil iken >600 cm² olan hastalarda anlamlı olarak artmaktadır. Göğüs çapı artışı ile artefaktın artışı düşük kV'da daha belirgindir. Yani göğüs çapı arttıkça 80 kVp'li incelemede 120 kVp'li incelemeden daha çok gürültü artışı olur. Göğüs alanı 500 cm² altında olanlarda daha güvenli olarak 80 kVp uygulanabilirken 600 cm² üstünde olduğunda 80 kVp değerleri oluşan yoğun artefakt nedeni ile önerilmemektedir.

Özetle düşük kVp ile yapılan pulmoner BT anjiyografilerde pulmoner arter dansitesinde ve arter görülebilirlik oranında artış olur ancak gürültünün artıyor olması bu incelemeye sınırlama getirmektedir. 80 ve 120 kVp'lik gruplar arasında damar görülebilirlik puanı arasında istatistiksel fark olmaması görüntü bilgisinde anlamlı kayıp olmadığını göstermektedir. Gürültünün göğüs kafesi geniş hastalarda daha fazla artıyor olması nedeni ile kilolu hastalarda düşük doz önerilmemektedir. Ancak genç ve zayıf hastalara düşük doz uygulamasının gerekli olduğunu düşünmekteyiz. Ayrıca kilovoltun düşmesi böbrek fonksiyonları sınırdaki hastalarda daha az kontrast madde kullanımını sağlayabilir. Gebelerde de düşük doz uygulaması daha güvenle kullanılabilir.

6 SONUÇ

1. Akut pulmoner emboli yüksek morbidite ve mortalite nedeni olan bir hastalıktır. Tedavi edilmeyen olgularda ölüm oranı %30 olup tedavi ile bu oran %3-10'a düşürülebilir. Ülkemizde yeterli istatistik olmamakla birlikte ABD'de her yıl yaklaşık 650.000 hasta PTE tanısı ile hastaneye yatırılmaktadır.
2. Pulmoner emboli tanısında radyografi, ventilasyon perfüzyon sintigrafisi, alt ekstremite venöz Doppler ultrasonografi, BT anjiyografi, MR anjiyografi ve konvansiyonel anjiyografi gibi yöntemler kullanılmaktadır.
3. Pulmoner anjiyografi pulmoner embolilerde altın standart kabul edilmekteydi. Ancak spiral multidetektör BT cihazlarının kullanıma girmesi ile kovansiyone anjiyografinin kullanım sıklığı azalmıştır. BTA'nın non-invaziv olması, kolay ve hızlı bir inceleme olması, ayırıcı tanıdaki diğer patolojilerin gösterilebilmesi konvansiyonel anjiyografiye üstünlüğüdür.
4. Standart BTA ile hastanın maruz kaldığı radyasyon 10-25 adet çift yönlü mamografi ve 100-400 adet direkt grafi çekimindeki radyasyon miktarına eşittir.
5. Radyasyon dozunu azaltmak için mAs, kVp, pitch, kolimasyon değerleri değiştirilebilir. Radyasyon dozu kVp'nin karesi ile doğru orantılıdır. Tüp akımı ile radyasyon arasında lineer orantı mevcuttur. Yani kVp değerlerindeki düşüş mAs değerindeki düşüşten daha fazla olarak radyasyon dozunu düşürmektedir.
6. Kilovolt değerinin 120'den 100'e düşmesi ile radyasyon miktarı %30, 80'e düşmesi ile % 70 azalmaktadır.
7. Kilovolt değerinde düşme pulmoner arter dansitesinde artışa neden olmaktadır. Bu da daha az kontrast madde kullanılabilmesine olanak verebilir.

8. Kilovolt değeri azaltılarak damar görülebilirlik oranı da artar, dolayısıyla distal subsegmental dallar daha iyi izlenebilir. Bu da subsegmental embolilerin görülebilme oranını artırabilir.
9. Göğüs alanındaki artış gürültüyü arttırmaktadır.
10. Kilovolt değerindeki azalma gürültüyü arttırmaktadır.
11. Düşük kilovolt kullanıldığında göğüs alanına bağlı gürültü artışı yüksek kilovolta göre daha fazla olmaktadır.
12. Düşük kilovolt ve yüksek kilovolt değerlerinde damar görülebilirlik puanında anlamlı fark saptanmamıştır.
13. Bu sonuçlar da göstermektedir ki özellikle göğüs çapı küçük olan hastalar başta olmak üzere düşük doz protokoller ile görüntü kalitesi belirgin düşmeden radyasyon miktarını düşürebiliriz.

ÖZET

Pulmoner Tromboembolizmde Düşük Kilovolt Pulmoner BT Anjiografi:

Amaç: Düşük kilovoltla (80 kVp and 100 kVp) yapılan pulmoner bilgisayarlı tomografi (BT) anjiyografilerin standart kilovolt (120 kVp) ile yapılan anjiyografilerle görüntü kalitesi ve radyasyon dozu açısından karşılaştırılması.

Materyal-Metod: 137 hastada pulmoner BT anjiyografi incelemeleri üç farklı kilovoltaj kullanılarak gerçekleştirildi. 80 kVp ile 35, 100 kVp ile 65, 120 kVp ile 37 hasta incelendi. Miliampersaniye, pitch, kolimasyon, kontrast madde miktarı ve enjeksiyon hızı üç grupta da aynıydı. Pulmoner arter dansitesi ve gürültünün bir ölçütü olarak pulmoner arter dansitesinin standart sapması ana pulmoner arterde standart bir noktadan "region-of interest" yöntemi kullanılarak hesaplandı. Dansite ölçümünün yapıldığı aksiyel kesitte ön-arka ve transvers çaplar kullanılarak toraks alanı hesaplandı. Pulmoner arter görülebilirlik puanı ve oranı hesaplandı. Üç grup radyasyon dozu ve görüntü kalitesi (pulmoner arter dansitesi, standart deviasyonla ölçülen gürültü, pulmoner arter görülebilirlik oranı ve puanı) açısından karşılaştırıldı. İstatistiksel analizde Kruskal-Wallis çoklu karşılaştırma testi kullanıldı.

Bulgular: Ortalama radyasyon dozu 80 kVp grubunda 100, 100 kVp'de 205, 120 kVp'de 346 mGy-cm olarak hesaplandı. Radyasyon dozu 80 kVp'de 100 kVp'ye göre %51, 120 kVp'ye göre %71 daha azdı. Radyasyon dozu 100 kVp'de 120 kVp'ye göre %41 daha azdı. Düşük kilovolt grubunda pulmoner arter dansitesinin standart kilovolta göre daha fazla olduğu görüldü (sırası ile 622 HU, 455 HU, 338 HU). Ayrıca pulmoner arter görülebilirlik oranının da düşük kilovolt grubunda fazla olduğu görüldü. Gürültü (pulmoner arter dansitesi standart sapması), göğüs alanı arttıkça artmaktaydı; gürültünün göğüs alanına bağımlılığı düşük dozda daha belirgindi. Her üç grupta da pulmoner arter görülebilirlik puanları arasında anlamlı fark saptanmadı.

Sonuç: Özellikle küçük toraks çapına sahip hastalarda pulmoner BT anjiyografilerde 80 kVp veya 100 kVp kullanılabilir. Böylece radyasyon dozu belirgin olarak azalacaktır. Düşük kilovoltta pulmoner arter dansitesi daha yüksek olduğu için daha az kontrast madde ile BT anjiyografi yapmak da mümkün olabilir.

Anahtar sözcükler: Pulmoner bilgisayarlı tomografi anjiyografi (BTA), düşük kilovolt, radyasyon dozu, pulmoner arter dansitesi, pulmoner arter görülebilirlik oranı ve puanı.

SUMMARY

Low-kilovoltage Pulmonary CT Angiography in Pulmonary Thromboembolism

Purpose: To compare the image quality and radiation dose of low-kilovoltage (80 kVp and 100 kVp) and standard kilovoltage (120 kVp) pulmonary computed tomography angiography (CTA).

Materials and Methods: 137 patients underwent pulmonary CTA with three different kilovolt levels: 35 patients with 80 kVp, 65 patients with 100 kVp, 37 patients with 120 kVp. Other factors including miliampereseconds, pitch, collimation, the volume and injection rate of contrast medium were held constant in all groups. The pulmonary artery mean density and standard deviation were measured at the level of the main pulmonary artery via a standard circular region of interest. At the same axial level chest area was measured by using the anteroposterior and transverse dimensions of the chest. Pulmonary artery visibility score and ratio were calculated. The three groups were compared regarding the radiation dose and image quality parameters including pulmonary artery enhancement, image noise (standard deviation of the density), pulmonary artery visibility score and ratio. Statistical analyses were performed by using Kruskal-Wallis test.

Results: Mean radiation doses were 100, 205, and 346 mGy-cm in the 80 kVp, 100 kVp and 120 kVp group respectively. In 80 kVp group, the reduction of the radiation dose was 51% and 71% when compared with the 100 kVp and 120 kVp group, respectively. Compared with 120 kVp, dose reduction was 41% in 100 kVp. Pulmonary artery enhancement was higher in low kilovoltage. The mean pulmonary artery density was 622 HU, 455 HU, and 338 HU in 80, 100, and 120 kVp groups, respectively. Pulmonary artery visibility ratio was higher in low-dose. The noise increased exponentially with chest area, and this relationship was more prominent with low kilovoltage. Pulmonary artery visibility points of the three groups were not significantly different.

Conclusion: Low-kilovoltage pulmonary CTA examinations with 80 kVp or 100 kVp can be routinely performed particularly in patients with small chests. The use of these protocols results in low radiation exposure. Since the pulmonary artery density is higher with low kilovoltage, it may also be possible to decrease the amount of contrast medium.

Key Words: Pulmonary CT angiography, low-kilovoltage, radiation dose, pulmonary artery density, pulmonary artery visibility score and point.

KAYNAKLAR

1. Van Erkel AR, van Rossum AB, Bloem J, Kievit J, Pattynama PM. Spiral CT angiography for suspected pulmonary embolism: a cost-effective analysis. Radiology 1996; 201:29-36.

2. Brown HP, Baetjer FH. Pulmoner embolism: What's wrong with this diagnosis? AJR 2000; 174:1489-1497.

3. Majo JR, et al. Pulmoner embolism: Prospective comparison of spiral CT with ventilation-perfusion scintigraphy. Radiology 1997; 205:447-452.

4. Karabıyıkoğlu G. Pulmoner tromboemboli. In: Numanoğlu N, ed. Solunum sistemi ve hastalıkları. Antıp A.Ş. yayınları, 1997; 454-467.

5. Blachere H, Latrabe, et al. Pulmonary embolism revealed on helical CT angiography: Comparison with ventilation-pefusion radionuclide lung scannign. AJR 2000; 174:1041-1047.

6. Indik JH, Alpert JS. Detection of pulmonary emboism by D-dimer assay, spiral computed tomography, and magnetic resonance imaging. Prog Cardiovasc Dis. 2000; 42:261-272.

7. Hagen PJ, Van Strijen MJL, Kieft GJ, Prins MH, Postmus PE. Availability of diagnosic facilities in the Netherlands for patients with suspected pulmonary embolism. Neth J Med. 2000; 57:142-149.

8. Christiansen F. Diagnostic imaging of acute pulmonary embolism. ACTA Radiol 1997; 38:1-33.

9. PIOPED Investigators. Value of the ventilation/perfusion scan in acute pulmonary embolism: Result of the prospective investigation of pulmonary embolism diagnosis (PIOED). JAMA 1990; 263:2753-2759.

10. International Commission on Radiation Protection (ICRP). Recommendation of the International Commission on Radiological Protection. Oxford, UK: Pergamon Pres, 1991: publication no. 60.

11. Maher MM, Kalra MK, Toth TL, Wittram C, Saini S, Shepard J. Application of rational practice and technical advances for optiizing radiation dose for chest CT. J Thorac Imaging 2004; 19:16-23.

12. Diederich S, Lenzen H. Radiation exposure associated with imaging of the chest: comparison of different radiographic and computed tomography techniques. Cancer 2000; 89:2457–2460.

13. McCollough CH, Liu HH. Breast dose during electron- beam CT: measurement with film dosimetry. Radiology 1995; 196:153–157

14. McCollough CH, Zink FE. Performance evaluation of a multi-slice CT system. Med Phys 1999; 26:2223–2230.

15. Trigaux JP, Lacrosse M. Radiation exposure and computed tomography. Rev Mal Respir 1999; 16:127–136.

16. Parker MS, Hui FK, Camacho MA, Chung JK, Broga DW, Sethi NN. Female breast radiation exposure during CT pulmonary angiography. Am J Roentgenol 2005; 185:1228-1233.

17. Naidich DP, Marshall GH, Gribin C, Arams RS, McCauley DI. Low-dose CT of the lungs: preliminary observation. Radiology 1990; 175:729-731.

18. Katz DS, Venkataramanan N, Napel S, Sommer FG. Can low-dose unenhanced multidetector CT be used for routine evaluation of suspected renal colic? AJR 2003; 180:313-315.

19. Diederich S, Lenzen H, Windmann R, et al. Pulmonary nodule: experimental and clinical studies at low-dose CT. Radiology 1999; 213:289–298.

20. Linton OW, Metler FA. National conference on dose reduction in CT, with an emphasis on pediatric patients. AJR 2003;181:321-329.

21. Sadler TW (çeviri: Başaklar C, ed.). Langman's medikal embryoloji. Altıncı baskı. Williams&Wilkins/Palme, 1993; 198-218.

22. Williams PL, Warnick R, Dyson M, Bannister LH. Splanchnology. Gray's Anatomy. 37th edition. London: Churchill Livingstone, 1989; 1245-1474.

23. Arıncı K, Elhan A. Anatomi. Üçüncü baskı. Ankara: Güneş kitapevi, 2001; 299-310.

24. Lange S, Walsh G. Radiology of chest diseases. 2nd edition. Germany: Thieme, 1998; 1-53.

25. Webb WR, Steinn MG, Finkbeiner WE, et al. Normal and diseased isolated lungs: High-resolution CT. Radiology 1988; 166:81-87.

26. Naidich DP, Webb WR, Müller NL, Krinsky GA, Zerhouni EA, Siegelman SS. Computed tomography and magnetic resonance of the thorax. 3rd edition. Philadelphia: Lippincott-Raven, 1999; 603-656.

27. Lakin PC, Rösch J. Pulmonary arteries: congenital and acquired abnormalities. in: Baum S, ed. Abrams' Angiography. 4th edition. Boston: Little, Brown and Company, 1997; 786-821.

28. Ödev K. Toraks Radyolojisi. Nobel Tıp Kitabevleri 2005; 16. Bölüm; 247-279.

29. Stein PD, Athanasoulis C, Alavi A, Greenspan RH, Hales CA, Saltzman HA, et al. Complications and validity of pulmonary angiography in acute pulmonary embolism. Circulation 1992;85:462-8.

30. Lawrence V. Hofmann, David S. Lee, Ajay Gupta, Aravind Arepally, Sahil Sood, Reda Girgis, and John Eng. Pulmonary Angiography in Patients With Pulmonary Hypertension. Am J Roentgenol 2004;183:779-785.

31. Abbott GF. Evaluation of pulmonary emboli: current concepts. Med Health RI 1999; 6:194-197.

32. Ferretti GR, et al. Acute pulmonary embolism: role of helical CT in 164 patients with intermediate probability at ventilation-pefusion scintigraphy and normal results at duplex US of the legs. Radiology 1997; 201:453-458.

33. Siewert B, Edelman RR, Wielopolski PA. Thorax-pulmonary angiography. in: Arlart İP, Bongartz GM, Marchal G, eds. Magnetic resonance angiograhy. Germany: Springer, 1996; 223-231.

34. Baum S, Pentecost MJ. Abrams' Angiography Conventional Radiology. Lippincott Williams&Wilkins 2nd edition: 965-990.

35. British Thoracic Society Standards of Care Committee Pulmonary Embolism Guideline Development Group. British Thoracic Society guidelines for the management of suspected acute pulmonary embolism. Thorax 2003; 58:470–84.

36. Shoepf UJ, Costello P. CT angiography for diagnosis of pulmonary embolism: state of the art. Radiology 2004; 230:329–37.

37. Winer-Muram HT, Rydberg J, Johnson MS, et al. Suspected acute pulmonary embolism: evaluation with multi-detector row CT versus digital subtraction pulmonary arteriography. Radiology 2004; 233:806– 15.

38. Ghaye B, Szapiro D, Mastora I, et al. Peripheral pulmonary arteries: how far in the lung does multidetector row spiral CT allow analysis? Radiology 2001; 219:629– 36.

39. Remy-Jardin M, Remy J. Spiral CT angiography of the pulmonary circulation. Radiology 1999; 212:615-636.

40. Van Strijen MJL, de Monye´ W, Schiereck J, et al. Single-detector helical computed tomography as the primary diagnostic test in suspected pulmonary embolism: a multicenter clinical management study of 510 patients. Ann Intern Med 2003; 138:307– 14.

41. Van Rossum AB, Pattynama PMT, Mallens WMC, et al. Can helical CT replace scintigraphy in the diagnostic process in suspected pulmonary embolism? A retrolective-prolective cohort study focusing on total diagnostic yield. Eur Radiol 1998; 8:90– 6.

42. Remy-Jardin M, Remy J, Baghaie F, et al. Clinical value of thin collimation in the diagnostic workup of pulmonary embolism. AJR Am J Roentgenol 2000; 175:407– 11.

43. Remy-Jardin M, Remy J. Spiral CT angiography of the pulmonary circulation. Radiology 1999; 212:615-636.

44. Wittram C. How I do it: CT pulmonary angiography. AJR 2007; 188:1255–1261.

45. Prokop M. Multislice CT angiography. European J Radiol 2000; 36:86-96.

46. Beigelman C, Chartrand-Lefebvre C, Howarth N, Grenier P. Pitfalls in diagnosis of pulmonary embolism with helical CT angiography. AJR 1998; 171:579-585.

47. Brink JA, Woodard PK, Horesh L, et al. Depiction of pulmonary emboli with spiral CT: optimalization of display window settings in a porcine model. Radiology 1997; 204:703-708.

48. Prokop M, Schaefer C, et al. Spiral CT for three-dimensional imaging of complex vascular anatomy. Radiology 1992; 181:293.

49. Prokop M, Shin HO, Schanz A, Schaefer-Prokop CM. Use of maximum intensity projection in the CT angiography: a basic review. Radiographics 1997; 17:433-451.

50. Schaller S, Flohr T, Wolf H, Kalender WA. Evalution of a spiral reconstruction algoritm for multirow-CT. Abstract Book of the 84th scientific assembly and annual meeting of the RSNA 1998; 434.

51. Goodman LR, Lipchik RI. Diagnosis of acute pulmonary embolism: Time for a new approach. Radiology 1996; 199:25-27.

52. Başaran FD. Akciğer embolisi tanısında spiral BT anjiyografisi. Toraks Dergisi, 2001; 2:69-73.

53. Loud PA, Grossman ZD, Klippenstein DL, Ray CE. Combined CT venography and pulmonary angiography: a new diagnostic technique for suspected thromboembolic disease. AJR 1998; 170:951-954.

54. The PIOPED Investigators. Value of ventilation/Perfusion scan in acute pulmonary embolism. JAMA 1990; 263:2753-2759.

55. Goodman LR, Lipchik RI. Diagnosis of acute pulmonary embolism: Time for a new approach. Radiology 1996; 199:25-27.

56. Sostman HD, Ravin CE, Sullivan DC et al. Use of pulmonary angiography for suspected pulmonary embolism: influence scintigraphic diagnosis. AJR 1982; 139:673-677.

57. Sheiman RG, McArdle CR. Clinically suspected pulmonary embolism: use of bilateral lower extremity US as the initial examination—a prospective study. Radiology 1999; 212:75-78.

58. Remy-Jardin M, Remy J, Lionel W et al. Central pulmonary thromboembolism:Diagnosis with spiral volumetric CT with the single breath hold technique- comparison with pulmonary angiography. Radiology 1992; 185:381-387.

59. Remy-Jardin M, Remy J, Deschildre F et al. Diagnosis of pulmonary embolism with spiral CT: comparison with pulmonary arteriography and scintigraphy. Radiology 1996; 199:699-706.

60. Goodman LR, Curtin JJ, Mewissen MW et al. Detection of pulmonary embolism in patients with unresolved clinical and scintigraphic diagnosis: helical CT versus angiography. AJR 1995; 164:1369-7134.

61. Drucker EA, Rivitz SM, Shepard JO et al. Acute pulmonary embolism: Assessment of helical CT for diagnosis. Radiology 1998; 209:235-241.

62. Ferretti GR, Bosson JL, Buffaz PD et al. Acute pulmonary embolism: Role of Helical CT in 164 patients with intermediate probability at ventilation-perfusion scintigraphy and normal results at duplex US of the legs. Radiology 1997; 205:453-458.

63. Diffin DC, Leyendecker JR, Johnson SP et al. Effect of anatomic distribution of pulmonary emboli on interobserver agreement in the interpretation of pulmonary angiography. AJR 1998; 171:1085-1089.

64. Gurney JW. No fooling around: Direct visualization of pulmonary embolism. Radiology 1993; 188:618-619.

65. Kim K, Müller NL, Mayo JR. Clinically suspected pulmonary embolism: Utility of spiral CT. Radiology 1999; 210:693-697.

66. Mayo JR, Remy-Jardin M, Müller NL et al. Pulmonary Embolism: Prospective comparison of spiral CT with ventilation-perfusion scintigraphy. Radiology 1997; 205:447-452.

67. Devecioğlu Ö, Dündar SV, Demir M, et al. (Türk Hematoloji Derneği Hemostaz ve Tromboz Alt Komitesi) Venöz tromboembolizm el kitabı. 2004:30-40.

68. Chintapalli K, Thorsen K, Olson DL, Goodman LR, Gurney J. Computed tomography of pulmonary tromboembolism and infarction. J Comput Assist Tomogr 1988; 12:553-559.

69. Greaves SM, Hart EM, et al. Pulmonary thromboembolism: Spectrum of findings on CT. AJR 1995; 165:1359-1363.

70. Balakrishnan J, Meziane MA, Siegelman SS, Fishman EK. Pulmonary infarction: CT appearance with pathologic correlation. J Comput Assist Tomogr 1989; 13(6):941-945.

71. Majo JR, Adrich J, Müler NL. Radiation exposure at chest CT: A statement of the Fleishner Society. Radiology 2003; 228:15-21.

72. Linton WL, Metler FA. National conference on dose reduction in CT, with an emphasis on pediatric patients. AJR 2003; 181: 321-329.

73. Huda W. Radiation dosimetry in diagnostic radiology. AJR Am J Roentgenol 1997; 169:1487-1488.

74. McNitt-Gray MF. AAPM/RSNA Physics Tutorial for residents: Topics in CT. Radiation dose in CT. Radiographics 2002; 22:1541-1553.

75. Golding SJ, Shimpton PC. Radiation dose in CT: are we meeting the challenge? (commentary). Br J Radiol 2002; 75:1-4.

76. Ravenel JG, Costello P, Schoept UJ. CT in the diagnosis of pulmonary embolism. AJR 2005; 184:1707-1708.

77. McNitt-Gray MF, Cagnon C, Solberg TD, Chetty I. Radiation dose from spiral CT: the relative effects of collimation and pitch. Med Phys 1999; 26:409–414.

78. Sigal-Cinqualbre AB, Hennequin R, Abada HT, Chen X, Paul J-F. Low-kilovoltage multi-detector row chest CT in aduts: Feasibility and ffect on imaging quality and iodine dose. Radiology 2004; 231:169-174.

79. Wells PS, Anderson DR, Rodger M, et al. Excluding pulmonary embolism at the bedside without diagnostic imaging: management of patients with suspected pulmonary embolism presenting to the emergency department by using a simple clinical model and d-dimer. Ann Intern Med 2001; 135:98–107.

80. Diederich S. Radiation dose in helical CT for detection of pulmonary embolism. Eur Radiol 2003; 13:1491-1493.

81. Nickoloff EL, Alderson PO. Radiation exposures to patient from CT: reality, public perception, and policy. AJR 2001; 177: 285-287.

82. Sternberg S. CT scans in childrenlink to cancer later. USA Today 2001; 22:1.

83. Ware DE, Huda W, Mergo PJ, Litwiller AL. Radiation effective doses to patients undergoing abdominal CT examinations. Radiology 1999; 210:645-650.

84. Committee on the Biological Effects of Ionizing Radiations (BEIR V), National Research Council. Health effects of exposure to low levels of ionizing radiation: BEIR V. Washington, DC: National Academy Press 1990; 1-436.

85. International Commision on Radiological Protection. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication no. 60. Oxford, UK: Pergamon, 1991; 1-201.

86. Majo JR, Kim KI, MacDonal SLS, Johkoh T, Kavanagh P, Coxson HO, Vedal S. Reduced radiation dose helical chest CT: effect on reader evaluation of structures and lung findings. Radiology 2004; 232: 749-756.

87. Zwirewich CV, Mayo JR, Müler NL. Low-dose high-resolution CT of lung parenchyma. Radiology 1991; 180:413-417.

88. Tack D, Maertelaer VD, Petit W, Scillia P, Muller P, Suess C, Gevenois PA. Multi-detector row CT pulmonary angiography: comparison of standart-dose and simulated low-dose technique. Radiology 2005; 236:318-325.

89. Maher MM, Karla MK, Toth TL, Wittram C, Saini S, Shepard J. Application of rational practice and technical advances for optimizing radiation dose for chest CT. J Thorac Imaging 2004; 19:16-23.

90. Wintersperger B, Jakobs T, Herzog P, et al. Aorto-iliac multidetector-row CT angiography with low kVp settings: improved vessel enhancement and simultaneous reduction of radiation dose. Eur Radiol 2005; 15:334-341.

91. Toglia MR, Weg JG. Venous thromboembolism during pregnancy. N Engl J Med 1996; 207:108-114.

92. Winer-Muram HT, Boone JM, Brown HL, Jennings SG, Mabie WC, Lombardo GT. Pulmonary embolism in pregnant patients: fetal radiation dose with helical CT. Radiology 2002; 224:487-492.

93. Boiselle PM, Reddy SS, Villas PA, Liu A,Seibyl JP. Pulmonary embolus in pregnant patients: survey of ventilation-perfusion iamging policies and practice. Radiology 1998; 207:201-206.

94. Schuster ME, Fishman JE, Copeland JF, Hatabu H, Boiselle PM. Pulmonary embolism in pregnant patients: a survey of practices and policies for CT pulmonary angiography. AJR 2003; 181:1495-1498.