

T.C

NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ

MERAM TIP FAKÜLTESİ

RADYODİAGNOSTİK ANABİLİM DALI

**DÜŞÜK DOZ IV KONTRAST MADDE VE SPONTAN RESPİRASYONLA
STANDART GECİKME ZAMANI KULLANILARAK ÇEKİLEN 64-ÇKBT
PULMONER ANJİOGRAFİDE VASKÜLER KONTRASTLANMA VE GÖRÜNTÜ
KALİTESİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dr. Hayrettin KARAKUŞ

UZMANLIK TEZİ

KONYA, 2016

T.C

NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ

MERAM TIP FAKÜLTESİ

RADYODİAGNOSTİK ANABİLİM DALI

**DÜŞÜK DOZ IV KONTRAST MADDE VE SPONTAN RESPİRASYONLA
STANDART GECİKME ZAMANI KULLANILARAK ÇEKİLEN 64-ÇKBT
PULMONER ANJİOGRAFİDE VASKÜLER KONTRASTLANMA VE GÖRÜNTÜ
KALİTESİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dr. HAYRETTİN KARAKUŞ

UZMANLIK TEZİ

Danışman: YRD. DOÇ. DR. NECDET POYRAZ

KONYA, 2016

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım tüm hocalarıma,
Birlikte çalışmaktan keyif aldığım ve desteklerini gördüğüm asistan arkadaşlarıma,
Tez danışmanım Yrd. Doç. Dr. Necdet Poyraz'a,
Desteğini hiçbir zaman esirgemeyen eşime
Varlıklarıyla hayatıma anlam katan çocuklarım Azra ve Kaan'a teşekkür ediyorum...

Ekim, 2016

Dr. Hayrettin Karakuş



ÖZET

DÜŞÜK DOZ IV KONTRAST MADDE VE SPONTAN RESPIRASYONLA STANDART GECİKME ZAMANI KULLANILARAK ÇEKİLEN 64-ÇKBT PULMONER ANJİOGRAFİDE VASKÜLER KONTRASTLANMA VE GÖRÜNTÜ KALİTESİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

DR. HAYRETTİN KARAKUŞ

UZMANLIK TEZİ

KONYA, 2016

Amaç: Pulmoner emboli tanısında Pulmoner Bilgisayarlı Tomografi Anjiyografi (PBTA) son on yılda öne çıkan tanısal test haline gelmiştir. Çok kesitli BT (ÇKBT) ve otomatik enjektörler sayesinde tanısal PBTA çekimi için kullanılması gereken kontrast madde miktarı azaltılabilmektedir. Çalışmanın amacı hastanemizde kullanılan 2 farklı PBTA protokolünü karşılaştırıp düşük doz kontrast madde kullanımının pulmoner arter kontrast yoğunluğuna etkisi olup olmadığını göstermektir.

Gereç ve Yöntem: Necmettin Erbakan Üniversitesi Meram Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı BT ünitesinde 1 Ocak 2015 ve 1 Ocak 2016 tarihleri arasında 30 cc kontrast madde ile standart gecikme zamanı kullanılarak PBTA çekimi yapılan 35 hasta (Grup A) ve 70 cc kontrast madde ile PBTA çekimi yapılan 36 hasta (Grup B) çalışmaya dahil edilmiştir. Her iki çalışma grubunda pulmoner arter dalları ve sol ventrikülden dansite ölçümleri yapılarak vasküler kontrast yoğunlukları kantitatif olarak belirlenmiştir.

Bulgular: A ve B grubundaki hastalara ait pulmoner arterlerdeki kontrast yoğunlukları ve sol ventrikül kontrast yoğunluğu student t testi ile karşılaştırılmış olup pulmoner arterlerdeki kontrast yoğunluğunda her iki grup arasında anlamlı farklılık saptanmamıştır. Sol ventrikül kontrast yoğunluğu ise B grubunda, A grubuna göre anlamlı yüksek bulunmuştur ($p < 0.01$).

Sonuç: Hastanemizde kullanılan PBTA protokolleri arasında tanısal olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır. Mevcut ÇKBT cihazları ile PBTA çekimi için gerekli kontrast madde miktarı pulmoner arter kontrast yoğunluğunu etkilemeden düşürülebilir.

Anahtar kelimeler: Pulmoner BT anjiyografi, düşük doz IV kontrast madde, standart gecikme zamanı

ABSTRACT

ASSESSING THE VASCULAR ENHANCEMENT AND IMAGE QUALITY IN PULMONARY ANGIOGRAPHY WITH LOW DOSE IV CONTRAST MATERIAL, SPONTANEOUS RESPIRATION AND STANDARD DELAY TIME USING 64-SLICE MDCT

DR. HAYRETTİN KARAKUŞ

MASTER THESIS

KONYA, 2016

Objective: Computed tomographic pulmonary angiography (CTPA) has become the modality of choice for the diagnosis of pulmonary embolism in the last decade. The amount of contrast material required for diagnostic CTPA can be reduced by using multi detector CT scanners and automatic injectors. The purpose of the study is to compare two different CTPA protocols being used in our hospital and and to show if using low-dose IV contrast material has an effect on pulmonary artery contrast enhancement.

Material and Methods: 35 patients who had CTPA with 30 cc of contrast material and standard delay time (group A) and 36 patients who had CTPA with 70 cc of contrast material (group B) in the computed tomography unit of the radiology department of Necmettin Erbakan University Meram School of Medicine between January 2015 and January 2016 were included in the study. Attenuation values in pulmonary artery branches and left ventricles were obtained to quantitatively determine the vascular contrast density for both groups of patients.

Findings: The attenuation values of pulmonary artery branches and left ventricles of the patients in the group A and B were compared using student t-test. No statistically significant difference was found between pulmonary artery contrast densities whereas left ventricle contrast densities was significantly higher in group B than group A ($p<0.01$).

Conclusion: There is no significant diagnostic difference between the CTPA protocols used in our hospital. The amount of contrast material required for CTPA in current CT scanners, can be reduced without compromising the pulmonary artery contrast density.

Key words: Computed tomographic pulmonary angiography, low dose IV contrast material, standard delay time

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
TEŞEKKÜR	iii
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	v
TABLolar.....	viii
ŞEKİLLER.....	ix
RESİMLER.....	x
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xi
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1 Pulmoner Arter Embryolojisi	2
2.2 Pulmoner Vasküler Anatomi	2
2.2.1 Pulmoner Arterler.....	2
2.2.2 Pulmoner Venler.....	4
2.2.3 Bronşiyal Vasküler Sistem.....	4
2.3 Bilgisayarlı Tomografi Fiziği	5
2.3.1 BT'nin Tarihsel Gelişimi	5
2.3.2 BT Cihazların Temel Yapısı.....	5
2.3.3 BT'de Görüntü Karakteristikleri	10
2.4 Bilgisayarlı Tomografide Kullanılan Kontrast Maddeler	11
2.5 Pulmoner Emboli.....	14
2.6 Vasküler Yapılarda Kontrast Yoğunluğunu Etkileyen Faktörler.....	16
2.6.1 Hastaya Bağlı Faktörler.....	16
2.6.2 Kontrast Maddeyle İlgili Faktörler.....	19
2.6.3 ÇKBT Tarama Faktörleri	24
2.7 Pulmoner BT Anjiyografi Çekimi	26
2.8 Kontrast Madde Nefropatisi (KMN).....	27
3.GEREÇ VE YÖNTEM.....	29
3.1 Hasta Seçimi.....	29
3.2. Kontrast Madde Uygulaması	30

3.3 BT Çekimi	30
3.4 Görüntülerin Değerlendirilmesi.....	30
3.5 İstatiksel analiz	31
4. BULGULAR	31
5. OLGU ÖRNEKLERİ.....	34
6. TARTIŞMA.....	36
7. SONUÇ.....	40
8. KAYNAKLAR.....	41



TABLÖLAR

Tablo 1: Noniyonik kontrast maddelerin farmakolojik özellikleri.....	14
Tablo 2: Pulmoner emboli risk faktörleri	15
Tablo 3: KMN risk faktörleri	28
Tablo 4: Yaş ve cinsiyete dağılımına göre gruplar ve p değerleri	32
Tablo 5: A grubu (30 cc) ve B grubundaki (70 cc) hastalara ait kontrast yoğunlukları, BT çekim süreleri ve p değerleri	33



ŞEKİLLER

Şekil 1: Birinci jenerasyon BT cihazlar.....	6
Şekil 2: İkinci jenerasyon BT cihazlar	7
Şekil 3: Üçüncü jenerasyon BT cihazlar	7
Şekil 4: Dördüncü jenerasyon BT cihazlar	8
Şekil 5: Altıncı jenerasyon BT cihazlar (helikal=spiral BT).....	9
Şekil 6: Piksel ve Voksel	10
Şekil 7: HU skalası	11
Şekil 8: Torasik aorta kontrast yoğunluğu-vücut ağırlığı eğrisi.....	17
Şekil 9: Torasik aorta kontrast yoğunluğu-kardiak output eğrisi.....	18
Şekil 10: Torasik aorta kontrast yoğunluğu-enjeksiyon süresi eğrisi	20
Şekil 11: Torasik aorta ve hepatik parankim kontrast yoğunluğu-enjeksiyon hızı eğrileri.....	21
Şekil 12: Torasik aorta kontrast yoğunluğu-kontrast madde konsantrasyonu eğrisi.....	22
Şekil 13: Torasik aorta kontrast yoğunluğu-sabit iyot konsantrasyonu eğrisi	23

RESİMLER

Resim 1: 30 cc kontrast madde kullanılarak elde edilen PBTA görüntüsü34

Resim 2: 30 cc kontrast madde kullanılarak elde edilen PBTA görüntüsünde
pulmoner arter dallarındaki emboli.....34

Resim 3: 70 cc kontrast madde kullanılarak elde edilen nondiagnostik PBTA
görüntüsü35

Resim 4: 30 cc kontrast madde kullanılarak spontan solunumla elde edilen PBTA
görüntüsünde solunum artefaktı yokluğu.....35

SİMGELER VE KISALTMALAR

BT: Bilgisayarlı tomografi

CC: Santimetreküp

ÇKBT: Çok kesitli bilgisayarlı tomografi

EKG: Elektrokardiyografi

GFR: Glomeruler filtrasyon hızı

HU: Hounsfield ünitesi

IV: İntravenöz

IVK: İnfirior vena kava

KMN: Kontrast madde nefropatisi

Kvp: Kilovolts peak

PBTA: Pulmoner bilgisayarlı tomografi anjiografi

PE: Pulmoner emboli

PIOPED: Prospective Investigation of Pulmonary Embolism Diagnosis

ROI: Region of interest

Sn: Saniye

SVK: Süperior vena kava

TGZ: Tarama gecikme zamanı

V/Q: Ventilasyon/perfüzyon görüntüleme

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Pulmoner Bilgisayarlı Tomografi Anjiyografi (PBTA) son on yılda pulmoner emboli (PE) tanısında öne çıkan test haline gelmiştir (Weiss 2006). Günümüzde PBTA çekimi için kullanılan kontrast madde miktarları 20 ile 150 ml arasında değişkenlik göstermektedir. Çok kesitli bilgisayarlı tomografi (ÇKBT) ve otomatik enjektörler sayesinde PBTA çekimi için kullanılan kontrast madde miktarı azaltılabilmektedir (Wittram 2007). 64 kesitli ÇKBT cihazları ile PBTA çekim süresi 10 saniyenin altına düşmüştür. Otomatik enjektörler yardımıyla kontrast madde 5 ml/sn hızında enjekte edilebilmektedir. Bu sayede daha kısa görüntüleme zamanıyla volüm olarak daha az ancak pulmoner arterlerdeki kontrast yoğunluğu daha yüksek PBTA çekimi yapılabilmektedir.

PBTA'nın en önemli kısıtlılığı çekim esnasında kullanılan kontrast madde miktarı ile direkt bağlantılı olan nefrotoksitedir. Bu nedenle kullanılan kontrast madde miktarı mümkün olduğu kadar az tutulmalıdır (Cavusoglu 2004).

PBTA'nın tanısal değeri pulmoner arterlerdeki kontrast madde yoğunluğu ile bağlantılıdır. Pulmoner arterlerdeki kontrast yoğunluğunu etkileyen en önemli faktör kullanılan kontrast madde miktarı ve hasta vücut ağırlığıdır. Ayrıca pulmoner arterlerdeki kontrast yoğunluğu, çekim esnasında hastanın solunum fazına bağlı da değişkenlik göstermektedir (İnspiryum, ekspiryum veya spontan solunum esnasında çekim). PBTA çekiminde kontrast madde enjeksiyonu sonrası çekimin başlama zamanı da pulmoner arterlerdeki kontrast yoğunluğunu etkileyen bir diğer önemli faktördür (Bae 2010).

Bu bilgiler ışığında; hastanemizde uygulanan, kullanılan kontrast madde miktarı, çekim başlama zamanları ve solunum fazları farklı olan, iki çeşit PBTA protokolünü karşılaştırıp düşük doz IV kontrast madde ile çekilen PBTA'nın pulmoner arter kontrast yoğunluğuna etkisi olup olmadığını göstermeye amaçladık.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Pulmoner Arter Embriyolojisi

Pulmoner arterler altıncı embriyonal kıvrımdan meydana gelirler. Embriyonal kıvrımın sağ kesiminden proksimal sağ pulmoner arter, arka kesiminden duktus arteriozus, sol ön kesiminden ise ana ve sol pulmoner arter gelişir (Kadir 1991).

2.2 Pulmoner Vasküler Anatomi

Akciğerler pulmoner ve bronşiyal arterler olmak üzere iki ayrı dolaşım sistemine sahiptir. Pulmoner dolaşım sistemi akciğerlerin fonksiyonel işlevinde görevli olup pulmoner arterler, pulmoner kapillerler ve pulmoner venlerden oluşur. Sağ kalpten pompalanan deoksijenize kan pulmoner arter sistemine girer, pulmoner kapillerlerde oksijenize olarak sol kalbe gelir, sol kalp tarafından sistemik dolaşıma pompalanır.

Pulmoner dolaşım sistemi 5-20 mmHg arasında değişen basıncı ile sistemik dolaşıma göre oldukça düşük basınçlı bir sistemdir. Bu basıncın sistemik dolaşıma göre düşük olması pulmoner damarların yüksek kompliyansına bağlıdır. İstirahat halinde bir erişkinde akciğerlerden dakikada yaklaşık 5 litre kan geçer. İstirahat halinde akciğer kapillerlerinin sadece %25'i perfüze olur. Egzersiz sırasında kalp debisi artar, buna karşılık kapiller ve büyük damarlar dilate olur. Bu nedenle pulmoner arteriyel basınçta oldukça düşük bir artış olur (Lange 1998).

Akciğerlerin beslenmesinde esas görevli sistem bronşiyal dolaşım sistemidir. Bronşiyal arterler inen aortadan köken alırlar ve bronşlara eşlik ederek akciğer periferine kadar ilerler. Kardiyak output'un yaklaşık %1'ini alan bronşiyal arterler hava yollarının terminal bronşiollelere dek beslenmesini sağlar. Bronşiyal arter sistemindeki akım akciğer dolaşımının küçük bir bölümünü oluşturur ve bu dolaşım olmadan da akciğerler görev yapabilir (Barton 1997).

2.2.1 Pulmoner Arterler

Pulmoner arter, sağ ventrikül çıkışındaki pulmoner semilunar kapaktan itibaren başlar ve

perikardiyum içinde yukarıya doğru seyrederken hafif medial-posteriora doğru da yönelim gösterir. Daha sonra sağ pulmoner arter ve sol pulmoner arter olmak üzere iki dala ayrılır. Ana pulmoner arter bifurkasyo düzeyindeki açı 100-180° arasında değişir.

Pulmoner arterler akciğer periferine doğru ilerledikçe bronşlarla beraber dallara ayrılır. Pulmoner arterler yaklaşık 28 kez dallanma gösterirler. Segmental arterler ve dalları perifere gittikçe incelikler. Respiratuar bronşiyol düzeyindeki arter çapı yaklaşık 300 µm'dir (Webb 1988).

Ana pulmoner arter çapı 28 ± 3 mm' dir. Sağ pulmoner arter çapı yaklaşık $18,7 \pm 2,8$ mm, sol pulmoner arter çapı ise $21 \pm 3,5$ mm' dir. Sağ ve sol ana damarların toplam çapı ana pulmoner arter çapından büyüktür (Naidich 1999).

2.2.1.1 Sağ Pulmoner Arter

Sağ pulmoner arter, sağ akciğer hilusundan geçtikten sonra çıkan ve inen dallarına ayrılır (Lakin 1997). Sağ akciğer üst lobuna deoksijenize kanı sağ pulmoner arterin çıkan dalı iletir. Sağ pulmoner arterin çıkan dalı, sağ pulmoner arterden ayrıldıktan sonra yukarı doğru ilerleyerek apikal, posterior ve anterior dallara ayrılır. Sağ akciğer orta ve alt lobuna deoksijenize kanı sağ pulmoner arterin inen dalı iletir. İnen dal hilustan ayrıldıktan sonra aşağı doğru ilerleyerek orta lob arterini ve alt lob süperior segmental arterini, daha distalde ise medial bazal ve anterior bazal segmental arterlerini verir. Orta lob arteri ise öne ve aşağı doğru ilerleyerek lateral ve medial segmental arterlere ayrılır (Barton 1997).

2.2.1.2 Sol Pulmoner Arter

Sol pulmoner arter, ana pulmoner arterin devamı olarak sol akciğer hilusunda sola ve aşağı doğru döner. Hilustan ayrıldıktan sonra çıkan ve inen dallara ayrılır. Çıkan dal yukarıya doğru ilerleyerek apikoposterior ve anterior segmental arterlere ayrılır (Lakin 1997, Naidich 1999). İnen dal aşağı doğru ilerleyip sırasıyla lingular, süperior bazal ve alt lobun diğer segmental arter dallarını verir. Lingular arter sol pulmoner arter bifurkasyonunun distalinde inen daldan ayrılarak süperior ve inferior lingular dalları verir (Barton 1997). Pulmoner arter segmental dalları her iki tarafta da sık varyasyonlar gösterebilmektedir ancak genellikle segmental bronşları takip eder. Her segment için segmental dallarına ayrılmayabilir veya iki dal tek bir lob ya da segmental bronş ile

ilişkili olabilir (Lakin 1997, Naidich 1999). Sol pulmoner arterde varyasyon sağ pulmoner artere göre daha azdır (Bedard 2005).

2.2.2 Pulmoner Venler

Sağ akciğerin venöz oksijenize kanı süperior ve inferior pulmoner venler tarafından drene edilir. Süperior pulmoner ven; apikal, anterior, posterior venler ve orta lob veninin birleşmesiyle oluşur. Orta lob veni ise lateral ve medial segmental venlerin birleşmesiyle oluşur. İnférieur pulmoner ven, süperior ve bazal pulmoner venin birleşmesiyle oluşur. Bazal pulmoner ven ise süperior bazal ve inferior bazal venlerin birleşmesi ile meydana gelir.

Sol akciğer süperior ve inferior pulmoner venler ile drene olur. Süperior pulmoner ven apikoposterior, anterior segmental venler ve lingular venin birleşmesi ile meydana gelir. İnférieur pulmoner ven süperior ve bazal pulmoner venin birleşmesi ile oluşur. Bazal pulmoner veni süperior bazal ve inferior bazal pulmoner venler oluşturur. Süperior ve inferior pulmoner venler sol atriyuma ayrı ayrı veya birleşerek açılabilirler. Bazen orta lob veni veya diğer segmental venler sol atriyuma bağımsız olarak açılabilir (Kadir 1999).

2.2.3 Bronşiyal Vasküler Sistem

Bronşiyal vasküler sistem bronşiyal arter ve venlerden oluşur.

2.2.3.1 Bronşiyal Arterler

Bronşiyal arterler inen aorta ve üst interkostal arterlerden köken alırlar. Bronşiyal sistem pulmoner sisteme göre oldukça incedir ve kardiyak outputun ancak %1'ini alır. Bronşiyal arterler bronşları takip eder ve bu yapıların duvarında dağılırlar. Alveol duvarlarında pulmoner arteriyel sistem ile bronşiyal arteriyel sistem arasında kapiller anastomoz vardır (Osma 2000).

2.2.3.2 Bronşiyal Venler

Bronşiyal venler derin ve yüzeysel olmak üzere iki ayrı sistem oluştururlar. Derin bronşiyal venler bronşiyal arterlerin karşılığı olup, yer yer pulmoner venlerle anastomoz yaparlar ve bir ana pulmoner venle birleşip sol atriyuma dökülürler. Yüzeysel bronşiyal venler ise visseral plevra, hiler lenf bezleri ve akciğer dışı hava yollarını drene ederler.

Bunlar sağda azigos vene, solda hemiazigos ve üst interkostal venlere açılırlar (Osma 2000).

2.3 Bilgisayarlı Tomografi Fiziği

Tomografi kelimesi tomos (kesit) ve graphia (görüntü) kelimelerinin birleşmesinden oluşmuş olup kesitsel görüntü anlamına gelmektedir. Bilgisayarlı tomografi (BT) bir X ışını yöntemidir. Kolime edilmiş X ışını kullanarak kesitsel görüntü oluşturur. X ışını demeti hedef objeyi geçtikten sonra tüpün karşısına yerleştirilmiş olan dedektörler tarafından saptanarak görüntüye dönüştürülür (Oyar 2005).

2.3.1 BT'nin Tarihsel Gelişimi

Konvansiyonel görüntüleme yöntemleri, inceleme alanındaki tüm oluşumların görüntüsünü bir film tabakası üzerine resmettiğinden, istenmeyen süper pozisyonların ortaya çıkması kaçınılmazdır. Bu süper pozisyonları engellemek ve istenen vücut katmanlarını daha ayrıntılı görebilmek için araştırmacılar, görüntüleri kesitsel hale getirmeye çalışmışlardır. Bu amaçla önce konvansiyonel tomografi geliştirilmiş daha sonra görüntülerin dijitalize edilmesiyle, bilgisayar destekli tomografi ortaya çıkmıştır. BT'nin ilk matematik prensipleri 1917 yılında Avusturyalı matematikçi Radon tarafından ileri sürülmüştür. 1963 yılında Amerikan fizikçi A. M. Cormack tarafından BT teorisi geliştirilmiştir. İngiliz elektrik mühendisi G. Hounsfield' in çalışmaları ile 1973 yılında klinik uygulamalar başlamıştır. Cormack ve Hounsfield 1979 yılında başarılı buluşları nedeniyle Nobel Tıp ödülünü kazanmışlardır. Prototip BT klinik olarak ilk defa Londra'da Atkinson Morley hastanesinde kullanılmıştır. Türkiye'de ise ilk defa 1976 yılında Hacettepe Üniversitesinde kurulmuş ve beyin görüntülemeye kullanılmıştır. Günümüze kadar çok hızlı bir ilerleme gösteren BT cihazlarının, spiral (helikal) ve sonrasında geliştirilen, multislice (çok kesitli) adı ile anılan yeni türleri ile vücut taramaları hızlı ve yüksek çözünürlükte yapabilmektedir (Oyar 1998, Baykal 2003, Oyar 2008).

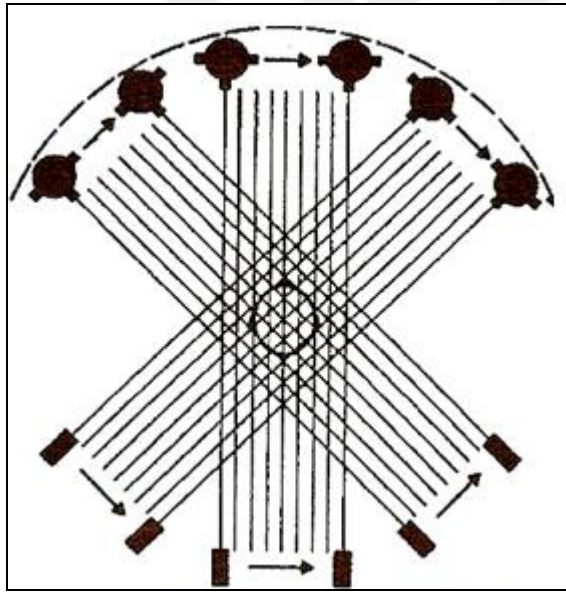
2.3.2 BT Cihazların Temel Yapısı

BT cihazı temel olarak, X ışını üreten bir tüp ile hastadan geçen X- ışınlarını saptayarak elektriksel sinyallere dönüştüren bir dedektör takımından ibarettir. Bu

dedektör takımının sayısı, yerleşim yeri ve hareket açıları, BT cihazlarının gelişim evrelerine bağlı olarak değişiklik göstermiştir (Oyar 2005, Oyar 2008).

2.3.2.1 Birinci Jenerasyon Cihazlar

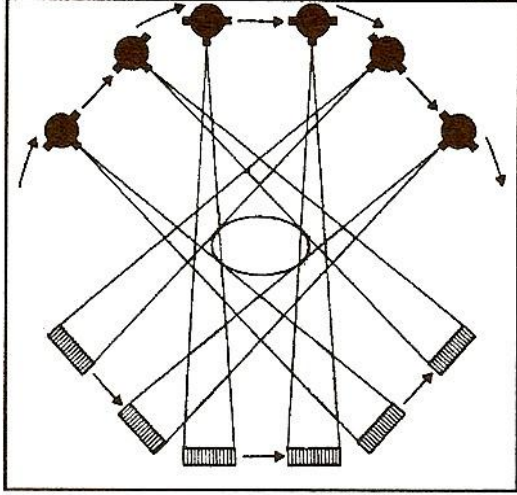
Bu cihazlarda ince bir ışın demeti kullanılmıştır. İki ayrı kesit için bilgi toplayan iki ayrı NaI (sodyum iodid) dedektörü vardır. İncelenecek alan, lineer bir doğrultuda tamamen tarandıktan sonra, tüp 1 derecelik bir açı ile döner ve obje tekrar lineer olarak taranır (Şekil 1). Projeksiyonlar birer derece ara ile 180 dereceye kadar tekrarlanır. Her BT kesiti $180 \times 160 = 28.800$ ışın ölçümü ile yapılır. İlk jenerasyon cihazlarda bu nedenle görüntü elde edilmesi oldukça uzundur. Bu cihazlar sadece kraniyal inceleme yapar. Bir çift görüntü elde etmek yaklaşık 5 dakika kadar sürmektedir (Oyar 2003).



Şekil 1. Birinci jenerasyon BT cihazlar

2.3.2.2 İkinci Jenerasyon Cihazlar:

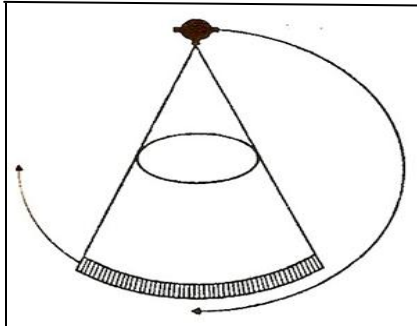
Bu jenerasyonda tarama teknolojisi birinci jenerasyonun aynısıdır (rotate-translate). Fark dedektör sayısında ve ışın geometrisindedir. Işın demeti yaklaşık 10 derecelik bir yelpaze şeklindedir (yelpaze ışın geometrisi) ve karşısına 30 kadar dedektör sıralanmıştır. Tüp hareketi 10 derecelik açılarla 180 dereceye tamamlanır (Şekil 2). Bir kesit yaklaşık 18 saniyede oluşturulmaktadır (Oyar 2003).



Şekil 2. İkinci jenerasyon BT cihazlar

2.3.2.3 Üçüncü Jenerasyon Cihazlar:

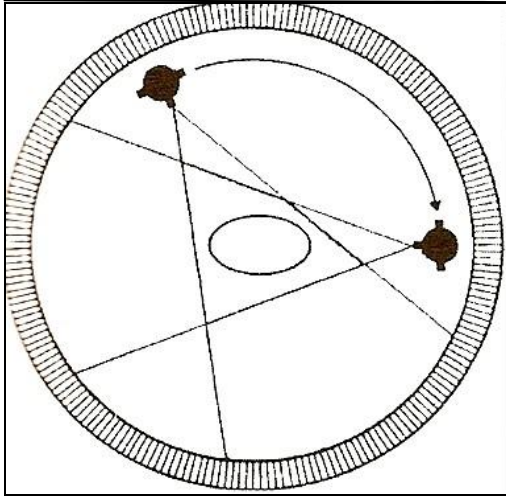
Üçüncü jenerasyon BT cihazlarında tarama teknolojisi değişmiş olup ışın yelpazesi genişlemiş ve dedektör sayısı artmıştır. X ışını yelpazesi tüm görüntüleme alanını kapsayacak kadar genişlemiştir bu sayede tarama ortadan kalkmıştır. Tüp ve dedektörler 1 ve 2. jenerasyon cihazlardan farklı olarak, incelenecek obje etrafında 360 derece dönerek veri toplar (“rotate-rotate” teknoloji) (Şekil 3). Kesit elde etme süresi bu cihazlarda birkaç saniyeye kadar düşmüştür bunun sonucunda BT tüm vücut yapılarının görüntülenmesinde kullanılabilir hale gelmiştir (Oyar 2003).



Şekil 3. Üçüncü jenerasyon BT cihazlar

2.3.2.4 Dördüncü Jenerasyon Cihazlar

Bu sistemde X ışını tüpü hareketli olup, dedektörler sabittir. Bu nedenle bu teknolojiye “ rotate/stationary” adı verilmiştir (Şekil 4). Tüpten çıkan ışın yelpaze şeklindedir. Referans ölçümü ve transmisyon ölçümü aynı dedektörle yapılır. Bu yüzden ring artefaktı gelişmez. Kesit süresi 2 saniyenin altına inmiştir. 3. ve 4. Jenerasyon cihazlarda BT tüplerini besleyen yüksek voltaj kabloları tüpün dönüşünü sınırlar. Bu sorun slip ring teknolojiyle tüpü besleyen kabloların ortadan kaldırılmasıyla çözülmüştür.



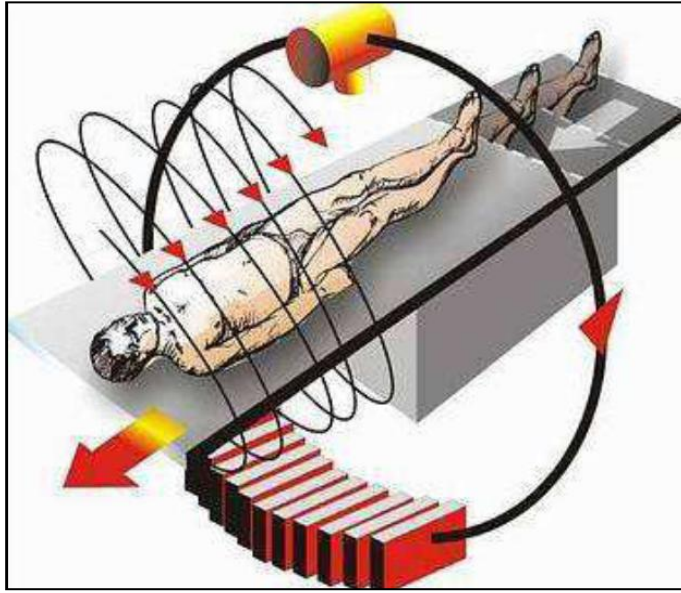
Şekil 4. Dördüncü jenerasyon BT cihazlar

2.3.2.5 Beşinci Jenerasyon Cihazlar (Elektro Beam Tomografi – EBT)

Kardiak çalışmalar için özel geliştirilmiştir. Bir elektron tabancasından çıkan elektronlar hasta çevresine sabit olarak yerleştirilmiş tungsten anota çarptırılarak X ışını üretilir. Yani sistemde X ışını tüpü bulunmaz. Sistem bu nedenle elektron demetli tarayıcı olarak da isimlendirilir. Tüp olmadığından tüp ısınmasına bağlı çekimin durması, kesitler arası bekleme gibi konvansiyonel tomografide ortaya çıkan sorunlar bu çekim tekniğinde yoktur. Tarama süresi 50 milisaniyeye düşürülmüştür ve kalbin çalışırken kesit görüntüsünü canlı olarak izlemek mümkündür (sine BT). Sistemde hareket eden bir parça olmadığı için bu teknoloji “stationary/stationary” olarak da adlandırılır (Oyar 2003).

2.3.2.6 Altıncı Jenerasyon Cihazlar (Helikal-Spiral BT)

Helikal BT’de slip ring teknolojisi kullanılmakta olup tüp devamlı dönerken hasta masası eş zamanlı kayar. Tüp dairesel dönerken hasta masası kaydığı için x ışını helikal yol izlemiş olur (Şekil 5). Tarama süresi çok kısadır. Verilen kontrast madde miktarları ve hareket artefaktları minimuma indirilmiştir. Helikal BT’lerde 3. jenerasyon teknolojisi kullanılmakta olup 4. jenerasyon cihazlar maliyetinin yüksek olması nedeniyle üretilmemektedir (Oyar 2003).



Şekil 5. Altıncı jenerasyon BT cihazlar (helikal=spiral BT)

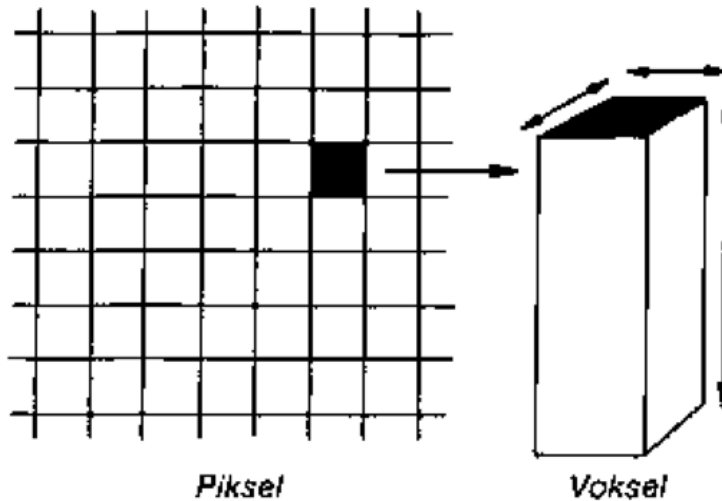
2.3.2.7 Yedinci Jenerasyon Cihazlar (Multidetektör Sıralı BT- Multiple Detector Array, ÇKBT)

Helikal BT’den farklı olarak birden çok dedektör sırası kullanılır. ÇKBT 1998 yılında klinik kullanıma girmiştir. Tüpün hasta etrafındaki bir dönüşünde tek kesit alabilen önceki helikal BT sisteminden farklı olarak, ÇKBT’de bir rotasyonda 4 veya daha fazla sayıda (8, 16, 32, 40, 64, 256, 320) kesit almaya olanak veren z eksenini (hasta masası yönü) boyunca dizilmiş çok sıralı dedektör sistemi bulunur. Aynı anda çok sayıda kesit alınması sayesinde görüntülerin çözünürlüğü artmış ve görüntüleme süresi

kısalmıştır. Kesit kalınlığını x ışını kollimasyonu değil, dedektör açıklığı belirler (Oyar 2005). Multidedektör BT sistemlerinde tek plandan elde olunan görüntüler, reformat tekniklerle, belirgin netlik ve keskinlik kaybı olmaksızın farklı planlara dönüştürülebilmektedir (Oyar 2005, Oyar 2008). 2001 yılında 8-kesitli, 2002 yılında 16-kesitli, 2004 yılında 64-kesitli, 2006'da çift tüplü 64-kesitli, 2007'de 256-kesitli ve 2008'de 320-kesitli BT'ler klinik kullanıma girmiştir (Oyar 2003).

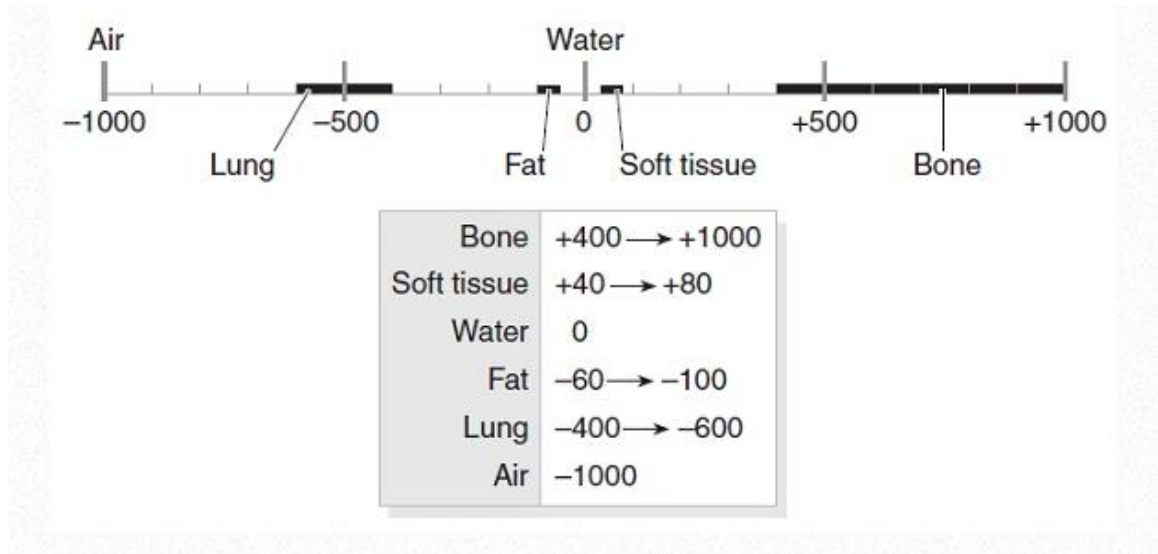
2.3.3 BT'de Görüntü Karakteristikleri

BT görüntüleri, piksel olarak isimlendirilen resim elemanlarınca oluşturulan bir matris'ten ibarettir. Pikseller seçilen kesit kalınlığına bağlı olarak voksel adı verilen bir hacme sahiptir (Şekil 6). Voksel organizmayı geçen X-ışınının atenuasyonunu gösteren sayısal bir değer taşır (Oyar 1993, Oyar 2008). Bu değer Hounsfield Units (HU) olarak adlandırılır ve 1000 ila -1000 arasındadır. Bu değerlerin ortasındaki 0 (sıfır) sayısı genel olarak suyu temsil ederken yumuşak dokular, kan ve kompakt kemik skalanın pozitif, yağ dokusu ve hava skalanın negatif tarafında yer alır (Şekil 7). BT'de doku ve organlar dansite farklılıklarına göre tanımlanmaktadır. Buna göre kemik gibi yüksek dansiteli dokular hiperdens, yağ gibi düşük dansiteli dokular ise hipodens olarak belirtilmektedir (Wegener 1992, Oyar 1998, Baykal 2003, Oyar 2008)



Şekil 6. Piksel ve Voksel

BT görüntüleri sayısal veriler üzerinden işlenerek oluşturulur. Bu nedenle elde edilmiş görüntü üzerinde farklı değerlendirme ölçümlerinin yapılması mümkündür. Elde edilmiş görüntüler üzerinde dansite, boyut, reformasyon, toplama, çıkarma gibi ölçümler yapılabilir. Ayrıca bilgisayar programları ile ileri algoritmalar kullanılarak mevcut görüntüler üzerinden üç boyutlu (3D) rekonstruksiyonlar da gerçekleştirilebilmektedir (Oyar 1998, Baykal 2003, Oyar 2008).



Şekil 7. HU skalası

2.4 Bilgisayarlı Tomografide Kullanılan Kontrast Maddeler

Kontrast maddeler, x ışını soğurulma katsayısını değiştirerek buldukları ortamda kontrast oluştururlar.

2.4.1 İyotlu Kontrast Maddeler

İyotlu bileşikler günlük radyoloji pratiğinde kullanılan tüm kontrast maddelerin yaklaşık %90'ını oluştururlar. İyotlu bileşikler anjiyografi uygulamalarında, BT incelemelerinde, ürografi, kolanjiyografi, myelografi, ERCP, histerosalpingografi gibi incelemelerde sıklıkla kullanılmaktadır.

İyotlu kontrast maddeler iyon yapısına göre *iyonik ve noniyonik*, yoğunluğuna göre *yüksek osmolaliteli ve düşük osmolaliteli* olmak üzere gruplara ayrılır.

İyonik preparatlar anyon olarak üç iyot atomu içeren benzoat halkasının yanında katyon olarak sodyum veya megluminden birini içerir. Sodyum (Na), megluminden daha toksiktir ancak daha yüksek kontrast farkı oluşturur.

Yüksek osmolaliteli kontrast maddelerde iyot/partikül oranı 3/2'dir. Düşük osmolaliteli kontrast ilaçlarda, yüksek osmolalitelilerde bulunan karboksil halkası yerine non-iyonik kök bulunur. İyot/partikül oranı bu nedenle iyot lehine artmıştır (Oyar 1993, Oyar 2008).

İyotlu kontrast maddeler benzoat halkasının tek ya da ikili olmasına göre de monomerik ve dimerik olarak iki grupta incelenir. Monomerik kontrast maddeler, molekül yapısında tek bir benzoat halkasına dizilmiş iyot ve köklerden oluşurken, dimerik kontrast maddeler kök grupları ile birbirinin simetriği bir bağlantı içindeki 2 benzoat halkasına sahiptir (Oyar 2003).

2.4.1.1 İyonik Kontrast Maddeler :

Konvansiyonel kontrast maddeler olarak da isimlendirilirler. Solüsyona girdiklerinde anyon ve katyonlarına ayrılırlar. Bunlar hipertonic kontrast maddelerdir. Osmolalitelilerinin belirgin yüksek olması (insan plazma osmolalitesinin yaklaşık 5 katı) önemli dezavantajlarıdır.

Bu türden kontrast maddelerin iyonik monomerik ve iyonik dimerik çeşitleri mevcuttur.

İyonik monomerik kontrast maddeler:

- Diatrizoat : Urografin, Urovison, Urovist
- İoksitalamat : Telebrix

İyonik dimerik kontrast maddeler :

- İogsalat: Hexabrix

2.4.1.2 Noniyonik Kontrast Maddeler:

Düşük osmolaliteli kontrast maddeler olarak da bilinirler çünkü bir katyona ihtiyaç duymadıklarından düşük osmolaliteye sahiptirler. Solüsyon içerisinde anyon ve katyonlara ayrılmazlar. İyonik kontrast maddelere göre daha güvenilirdir. Bu grubun da Monomerik ve dimerik çeşitleri vardır (Oyar 2003).

-1. Jenerasyon noniyonik kontrast madde:

Metrizamid(Amipaque)

- 2. Jenerasyon noniyonik kontrast maddeler:

Ioxaglate(hexabrix)

Ioxilan(oxilan)

Ioversol(optiray)

Iopamidol(iopamiro)

Iopromid(ultravist)

Ioheksol(omnipaque)

- 3. Jenerasyon noniyonik kontrast madde:

Iodixanol(visipaque)

Radyoopasite solüsyondaki iyot konsantrasyonu ile direkt bağlantılıdır. İdeal bir kontrast maddenin radyoopasitesi yüksek, osmolalitesi düşük olmalıdır. Bu nedenle bir kontrast maddeyi değerlendirmede moleküldeki iyot atomları sayısının, solüsyondaki partikül sayısına oranı temel ölçüttür. “İyot atom sayısı\ partikül sayısı” oranı iyonik kontrast maddelerde 3/ 2 iken, noniyonik izoozmolal kontrast maddelerde 3/1, noniyonik düşük osmolaliteli kontrast maddelerde 6/1’dir (Tuncel 2008). Noniyonik kontrast maddelerin farmakolojik özellikleri Tablo 1’de gösterilmiştir.

Product	Brand Name	Conc Mg I/ml	Ionic yes/no	Osmolality (mOsm/kg)	Viscosity 20 ^o + Or 25 ^o C (cps)	Viscosity 37 ^o C (cps)	Structure
Iohexol	Omnipaque	300	No	672	11.8*	6.3	Monomer
		350	No	844	20.4*	10.4	Monomer
Iopamidol	Isovue	300	No	616	8.8*	4.7	Monomer
		370	No	796	20.9*	9.4	Monomer
Iopromide	Ultravist	300	No	607	9.2*	4.9	Monomer
		370	No	774	22.0*	10	Monomer
Ioversol	Optiray	320	No	702	9.9	5.8	Monomer
Ioxaglate	Hexabrix	320	Yes	600	15.7*	7.5	Monomer
Ioxilan	Oxilan	300	No	585	9.4*	5.1	Monomer
Iodixanol	Visipaque	320	No	290	26.6	11.8	Dimer

Tablo 1: Noniyonik kontrast maddelerin farmakolojik özellikleri

2.5 Pulmoner Emboli

PE pulmoner arteriyel sistemin vücudun çeşitli bölgelerinden venöz dolaşım aracılığıyla gelen trombus, hava, yağ, tümör hücresi, amniyon sıvısı, kist hidatik gibi materyallerce tıkanmasıyla oluşur. PE'ye sebep olan materyal çok büyük olasılıkla alt ekstremitte venlerinden kopan trombuslar olup trombus dışı nedenler oldukça nadir görülmektedir (Torbicki 2000, White 2003). PE risk faktörleri tablo 2'de belirtilmiştir.

PE, miyokart enfarktüsü ve inmeden sonra en sık görülen üçüncü akut kardiovasküler hastalıktır (Horlander 2003). Bununla beraber akut PE'nin doğru tanısıyla ilgili belirsizlikler ve karışıklıklar mevcuttur. PE'ye eşlik eden klinik belirti ve bulgular, EKG değişiklikleri, laboratuvar, göğüs radyografisi bulguları bu hastalığa özgü değildir.

PE tanısında kullanılacak radyolojik görüntüleme yöntemleri; göğüs radyografisi, ventilasyon/perfüzyon (V/Q) görüntüleme, pulmoner BT anjiyografi, manyetik rezonans görüntüleme ve anjiyografi, BT-MR venografiler ve alt ekstremitte doppler ultrasonografisini içerir.

Pulmoner emboli tanısında kullanılacak test; doğru, somut, hızlı, güvenilir, kolay ulaşılabilir ve düşük maliyetli olmalıdır. Göğüs radyografisindeki bulgular PE'ye spesifik değildir ayrıca göğüs radyografisinin bulguları göstermede duyarlılığı da düşüktür.

Büyük bir pulmoner arter pıhtısında bile göğüs radyografisi normal olabilir (Wenger 1972). Klinik olarak PE şüphelenilen hastaların ancak %30'unda PE saptanmaktadır (PIOPED 1990), bu nedenle tanıda kullanılacak test klinik bulguları benzer diğer hastalıkların varlığı ve derecesiyle ilgili de bilgi vermelidir. PBTA hariç diğer tanı araçları yukarıdaki kriterlerin tamamını karşılamamaktadır.

Faktör	Yorum
Yaş	Risk 50 yaşında belirgin hale gelir ve 80 yaşına kadar hayatın her yıl ile birlikte artar.
Obezite	Risk BMI>35kg/m2 olduğunda başlar ve BMI'daki artışla birlikte artar.
Gebelik	Risk trimestirlerle birlikte artar(ancak gebelik boyunca toplam risk düşük olarak seyreder).
Solid kanserler	Adenokarsinomla ve metastatik hastalıkta risk en yüksektir. Uzak, inaktif kanser öyküsü muhtemelen riski arttırmamaktadır.
Hematolojik kanserler	Akut lösemiler en yüksek riski teşkil eder
Kalıtısal trombofili	Faktör V Leiden ve ailevi protein C eksikliği en güçlü riske sahiptir
Yakın zamanda geçirilmiş cerrahi operasyon ya da travma	Risk postoperatif olarak en az 4 hafta ya da yoğun bakımından çıktıktan sonra devam eder
Immobilite	Akut ekstremitte immobilitesi en yüksek riski taşır.
Yatak istirahati	Yaklaşık 72. saatte risk faktörü haline gelir
Kalıcı kataterler	Koldaki derin ven trombozlarının yaklaşık yarısının nedenidir.
Uzak-mesafeye seyahat	Basılmış bilgiler çelişkilidir
Sigara içmek	Tek başına bir risk faktörü değildir ancak oral kontraseptifler gibi başka faktörlerin riskini artırabilir
Konjestif kalp yetmezliği	Temel olarak sistolik disfonksiyona bağlıdır
İnme	Risk olaydan sonraki ilk 1 ay en yüksektir.
Östrojen	Östrojen içeren tüm kontraseptiflerVTE riskini artırır.
Enfeksiyöz olmayan inflamatuvar durumlar	Örnekler; inflamatuvar barsak hastalığı, lupus, nefrotik sendromdur.Risk kabaca alta yatan hastalığın ciddiyetiyle orantılı olarak artar

Tablo 2: Pulmoner emboli risk faktörleri

PBTA kullanıma girmeden önce V/Q sintigrafi PE tanısında kullanıla esas görüntüleme yöntemi idi, ancak 'Prospective Investigation of Pulmonary Embolism Diagnosis' (PIOPED) çalışmasına dâhil edilen hastaların %39'unda şüpheli sintigrafi sonuçları bulunmuş olup bu hastaların da %30'unda PE saptanmıştır. Ayrıca sintigrafide düşük olasılıklı PE öngörülen hastalarda da sintigrafilerin PE'nin dışlanmasında yeterli olmadığı gösterilmiştir (PIOPED 1990). Kateter pulmoner anjiyografi tanıda altın standarttır ancak ek patolojileri gösterememesi, her merkezde yapılamaması ve invaziv

olması nedeniyle sık kullanılmaz. Bu nedenlerden dolayı PBTA birçok merkezde PE tanısında kateter anjiyografi ve sintigrafiden daha çok tercih edilen bir test haline gelmiştir.

Son yapılan çalışmalara göre subsegmental arterler düzeyine kadar olan PE tespitinde ÇKBT'nin duyarlılığının % 96 ile %100, özgüllüğünün ise %89 ile %98 arasında olduğu gösterilmiştir (Coche 2003, Winer-Muram 2004). Ayrıca araştırmalar PBTA'nin PE şüphelenilen hastaların üçte ikisinde alternatif tanı (pnömoni, pnömotoraks, aort diseksiyonu, plevral efüzyon v.b.) sağlayabildiğini göstermiştir (Hull 1994).

PBTA'nin limitasyonları; kontrast madde alerjisi, böbrek yetmezliği, hastanın BT'ye transportunun mümkün olmaması, uygun damar yolu bulunmaması, hastanın sırtüstü yatamaması ve nefes tutamamasıdır. PBTA'nin diğer kısıtlılıkları ise kalp hareketi nedeniyle oluşan hareket artefaktları, pulmoner arterlerdeki kontrast yoğunluğunun yetersiz kalması, kısmi hacim etkisi, ışınal artefaktlar ve obez hastalardaki görüntü gürültüsüdür (Colins ve Stern 2008).

2.6 Vasküler Yapılarda Kontrast Yoğunluğunu Etkileyen Faktörler

Toraksa yönelik ÇKBT uygulamalarının çoğunda vasküler, mediastinel, hiler ve kardiyak yapıların görüntülenmesi için kontrast maddeye ihtiyaç duyulur. Kontrast maddenin insan vücudunda sirkülasyonunu etkileyen temel faktör hemodinamik fizyolojidir. Dolaşım sistemine kontrast madde uygulandığında uygulama alanından uzaklaştıkça kontrast madde kan tarafından dilüe edilir. ÇKBT'ler tek dedektörlü BT'lere göre daha etkili ve daha esnek kontrast kullanım şansı sunar. Toraks vasküler yapılarındaki optimal kontrast yoğunluğunu sağlamak ve optimal tarama zamanlamasını belirlemek için çalışmalar devam etmektedir.

BT'de kontrast yoğunluğunu etkileyen faktörler 3 grupta incelenebilir; hastaya bağlı faktörler, kontrast maddeye bağlı faktörler ve çekimin yapıldığı BT cihazına ait faktörler (Bae 2010).

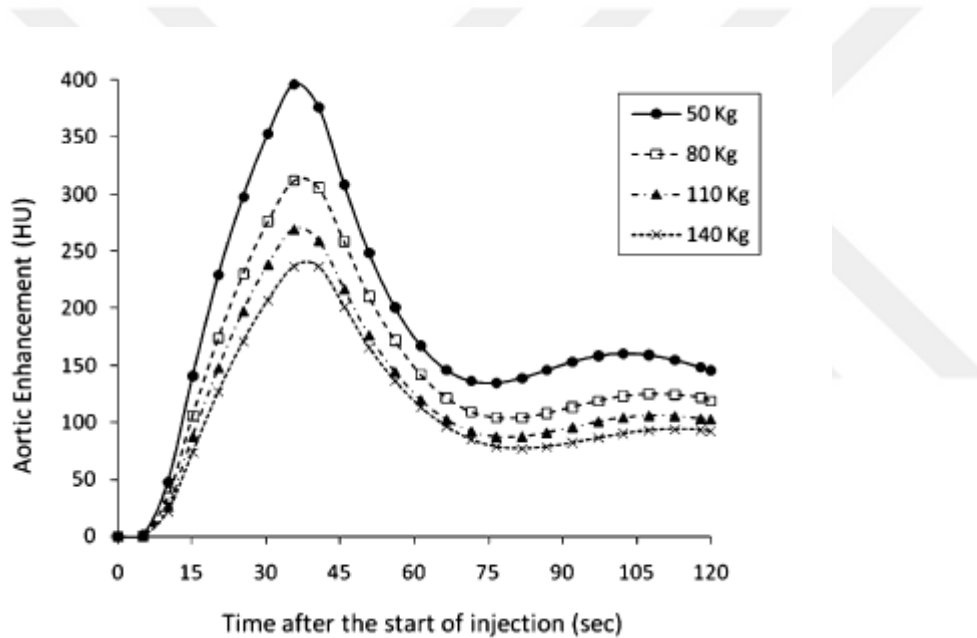
2.6.1 Hastaya Bağlı Faktörler

Kontrast yoğunluğunu etkileyen hastaya bağlı en önemli faktörler; vücut ölçüleri (ağırlık, boy) ve kardiyak outputtur. Hastanın yaşı, cinsiyeti, enjeksiyon yapılan venöz yol

ise daha az etkili olan faktörlerdir. Böbrek fonksiyon bozukluğu, siroz, portal hipertansiyon gibi hastaya bağlı patolojik durumlar da hedef vasküler yapıdaki kontrast yoğunluğunu etkiler (Bae 2010).

2.6.1.1 Vücut ağırlığı, kütlesi ve yüzey alanı

Hastaya bağlı faktörlerden vasküler ve parankimal kontrast yoğunluğunu etkileyen en önemli faktör vücut ağırlığıdır (Kormano 1983, Bae 2003). Verilen kontrast madde miktarı sabit tutulduğunda hasta ağırlığı arttıkça hedef vasküler yapıdaki kontrast yoğunluğu azalmaktadır (Şekil 8).



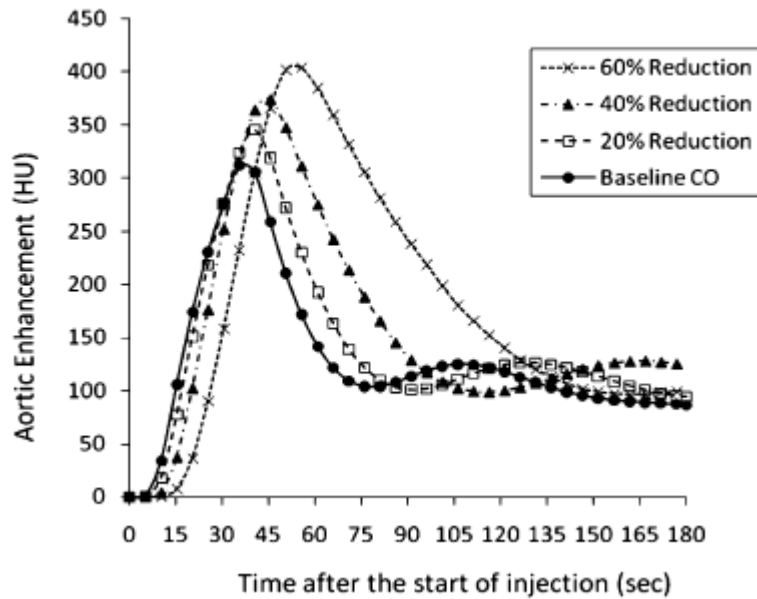
Şekil 8. Torasik aortadaki kontrast yoğunluğu eğrileri, vücut ağırlığı farklı olan 4 hastaya göre simüle edilmiştir. Simülasyona göre hastalar 60 yaşında olup boyları 170 cm'dir. 370 mgI/mL yoğunluğundaki kontrast maddeden 120 mL kullanılmış olup enjeksiyon hızı 4 mL/sn'dir. Hasta vücut ağırlıkları farklı olup (50 kg, 80 kg, 110 kg, 140 kg) hasta vücut ağırlığı arttıkça aortadaki kontrast yoğunluğu azalmaktadır.

Vücut ağırlığına göre kullanılacak kontrast madde miktarı değiştirilmelidir. Pratik yaklaşımda daha önceleri her 1 kilograma karşılık 1 mL kontrast madde kullanılmaktaydı. Ancak bu yöntemin özellikle obez hastalarda bazı kısıtlılıkları vardır. Obez hastalarda yağ dokusunda belirgin artış vardır ancak bu yağ dokusu metabolik olarak diğer dokulara göre çok daha az aktiftir. Bu nedenle her 1 kilograma 1 mL kontrast

madde verildiğinde obez hastalarda gereğinden çok fazla miktarda kontrast madde kullanılmış oluyordu. Bu nedenle günümüzde kullanılacak kontrast madde miktarını belirlemek için Lean Body Weight (LBW) (Ho 2007, Yanaga 2009) ve vücut yüzey alanı (Bae 2008) kullanılarak yapılan çalışmalar mevcuttur. Bu çalışmalara göre kullanılacak kontrast madde miktarının belirlenmesinde vücut ağırlığı yerine LBW veya vücut yüzey alanının kullanılması, gereğinden fazla kontrast madde kullanılmasını engellemektedir.

2.6.1.2 Kardiak Output ve Kardiovasküler Sirkülasyon

Hedef vasküler doku kontrast yoğunluğunu etkileyen hastaya bağlı bir diğer faktör kardiak output ve kardiovasküler dolaşımdır (Bae 1998). Kardiak output düştükçe kontrast madde sirkülasyonu yavaşlamaktadır. Bunun sonucunda kontrast madde hedef vasküler yapı veya organa daha geç sürede ulaşır, kontrast maddenin klirensi azalır, tepe kontrast yoğunluğuna ulaşma süresi gecikir (Şekil 8).



Şekil 9. Torasik aortadaki kontrast yoğunluğu eğrileri kardiak outputtaki azalma oranına göre simüle edilmiştir. Simülasyon kontrast yoğunluğu-zaman eğrisinde hastalar 60 yaşında olup, 80 kg ağırlığındadır ve boyları 170 cm'dir. 370 mgI/mL yoğunluğundaki kontrast maddeden 120 ml kullanılmış olup enjeksiyon hızı 4 mL/sn'dir. Hastalarda kardiak output azaldıkça (% 20, %40 ve % 60 azalma) torasik aortaya kontrast madde

daha geç ulaşmakta ve aortadan daha geç uzaklaşmaktadır. Buna rağmen tepe arteriyel kontrast yoğunluğu artmaktadır.

Kardiak outputun kontrast yoğunluğuna etkisi sebebiyle BT çekimlerinde, kontrast yoğunluğunun optimizasyonu açısından, bolus tetikleme ve test bolus yöntemleri kullanılmaktadır (Bae 2010).

2.6.2 Kontrast Maddeyle İlgili Faktörler

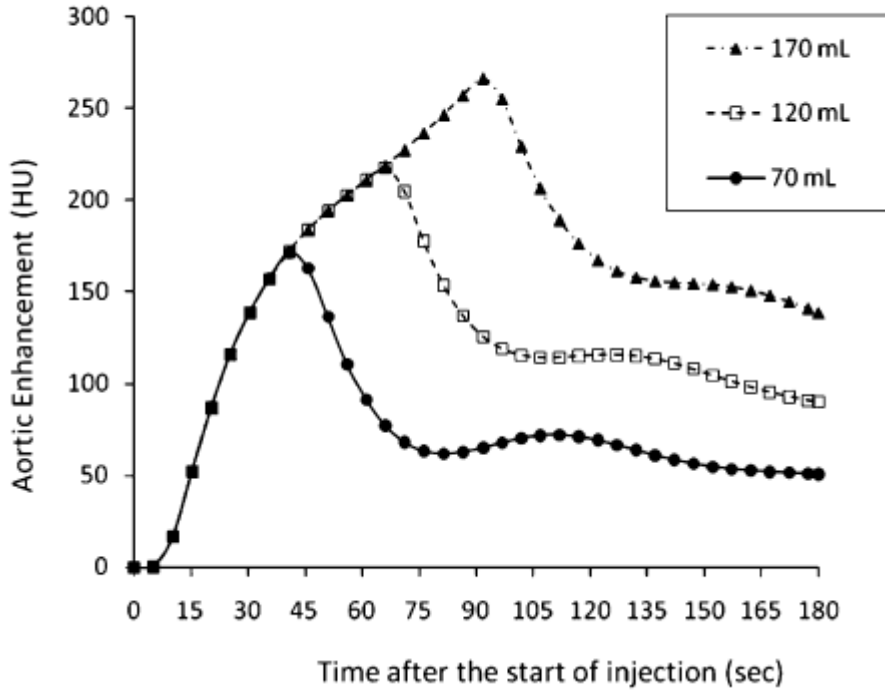
Hedef vasküler yapıdaki kontrast yoğunluğunu etkileyen faktörler; enjeksiyon süresi, enjeksiyon hızı, enjeksiyon bolus şekli, kullanılan kontrast madde miktarı, kontrast madde konsantrasyonu ve salin enjeksiyonu kullanımındır (Bae 2010).

2.6.2.1 Enjeksiyon süresi

Enjeksiyon süresi, kontrast madde enjeksiyonunun başlamasından bitimine kadar olan süredir. Kontrast madde miktarının enjeksiyon hızına bölünmesiyle de hesaplanabilir. (Dean 1980, Bae 2003, Erturk 2008). Enjeksiyon hızını azaltmadan enjeksiyon süresini artırmak daha çok kontrast madde kullanılmasıyla sonuçlanır. Bu sebeple hedef dokudaki kontrast yoğunluğu artar (Şekil 10).

Enjeksiyon süresi çekimin yapıldığı BT cihazının özelliklerine ve yapılacak çekimin amacına uygun olmalıdır. Enjeksiyon hızı ve kullanılan kontrast maddenin konsantrasyonunun artırılmadığı durumlarda (örneğin, damar yolu problemi olan obez hastalar) enjeksiyon süresi uzatılarak hedef vasküler yapıda yeterli kontrast yoğunluğu sağlanabilir.

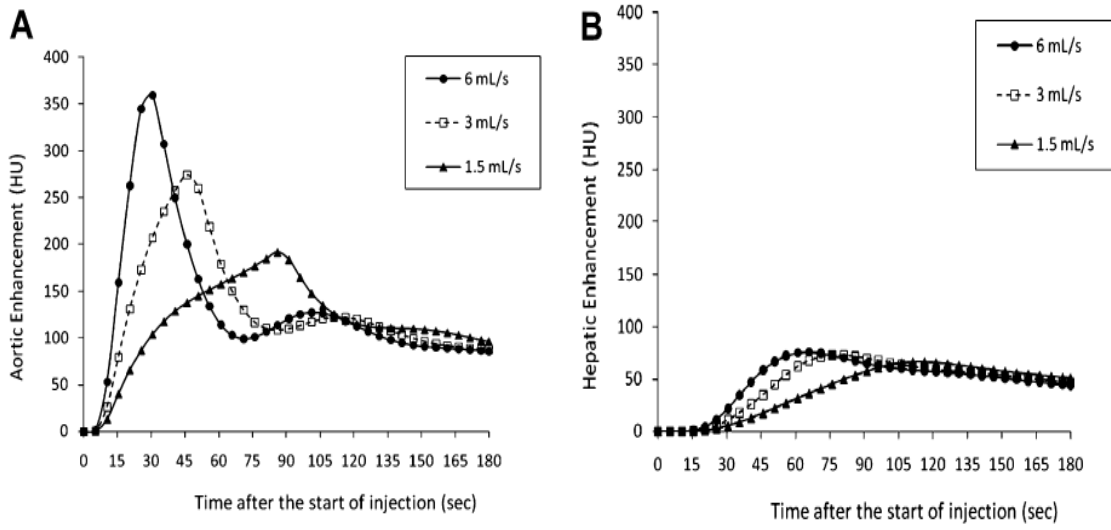
Enjeksiyon süresi, enjeksiyonla ilgili parametrelerden BT çekim zamanlamasını etkileyen en önemli faktördür. Çünkü enjeksiyon süresi hedef vasküler yapı veya organdaki tepe kontrastlanma zamanını doğrudan etkiler (Bae 1998, Tublin 1999, Bae 2003, Awai 2004). Enjeksiyon süresi azaldığında yani daha az kontrast madde kullanıldığında veya enjeksiyon hızı arttırıldığında, hedef vasküler yapı veya organda daha erken tepe kontrast düzeyine ulaşılır. Tam tersi enjeksiyon süresi uzadığında yani daha fazla kontrast kullanıldığında veya enjeksiyon hızı azaltıldığında, hedef vasküler yapı veya organda tepe kontrast yoğunluğuna daha geç ulaşılır.



Şekil 10. Torasik aortadaki kontrast yoğunluğu eğrileri enjeksiyon süresine göre simüle edilmiştir. Simülasyona göre hastalar 60 yaşında olup, 80 kg ağırlığındadır ve boyları 170 cm'dir. 370 mgI /mL yoğunluğundaki kontrast maddeden 2 mL/sn hızında enjeksiyon yapılmış olup enjeksiyon süreleri farklı olduğu için kullanılan kontrast madde miktarları da farklılık göstermektedir (sırasıyla 70 ml, 120 ml, 170 ml). Enjeksiyon süresi arttıkça kullanılan kontrast madde miktarı da artmakta sonuçta torasik aortada kontrast yoğunluğu artmaktadır.

2.6.2.2 Enjeksiyon Hızı

Enjeksiyon süresi sabit iken enjeksiyon hızı arttırıldığında vücuda verilen kontrast madde miktarı da artar. Ancak kullanılan kontrast madde miktarı sabit tutulur ve enjeksiyon hızı arttırılırsa; enjeksiyon süresi kısalırken, tepe kontrasta ulaşma zamanı da kısalır (Şekil 11). Kontrast volümü sabit iken enjeksiyon hızının arttırılmasıyla arteriyel yapılar, visseral organlar ve venlerde kontrast yoğunluğu artmaktadır. Bu artış arteriyel yapılarda çok daha belirgindir (Ertürk 2008, Bae 1998, Garcia 1996,1999).



Şekil 11. Torasik aortadaki kontrast yoğunluğu eğrileri (A) ve hepatic parankimdeki kontrast yoğunluğu eğrileri (B) enjeksiyon hızına göre simüle edilmiştir. Simülasyona göre hastalar 60 yaşında olup, 80 kg ağırlığındadır ve boyları 170 cm'dir. 370 mgI /mL yoğunluğundaki kontrast maddeden 120 mL kullanılmıştır. Enjeksiyon hızları farklılık göstermektedir (sırasıyla 1,5 ml/sn, 3 ml/sn, 6 ml/sn). Enjeksiyon hızı arttığında, tepe kontrast yoğunluğu artmaktadır. Bu bulgu aortada hepatic parankime göre çok daha belirgindir. Bu nedenle özellikle anjiyografi çekimlerinde hızlı kontrast enjeksiyonu önemlidir.

10 ml/sn üzerindeki kontrast enjeksiyon hızlarında kontrast yoğunluğunun daha fazla artmadığı gösterilmiştir (Claussen 1984, Miles 2003).

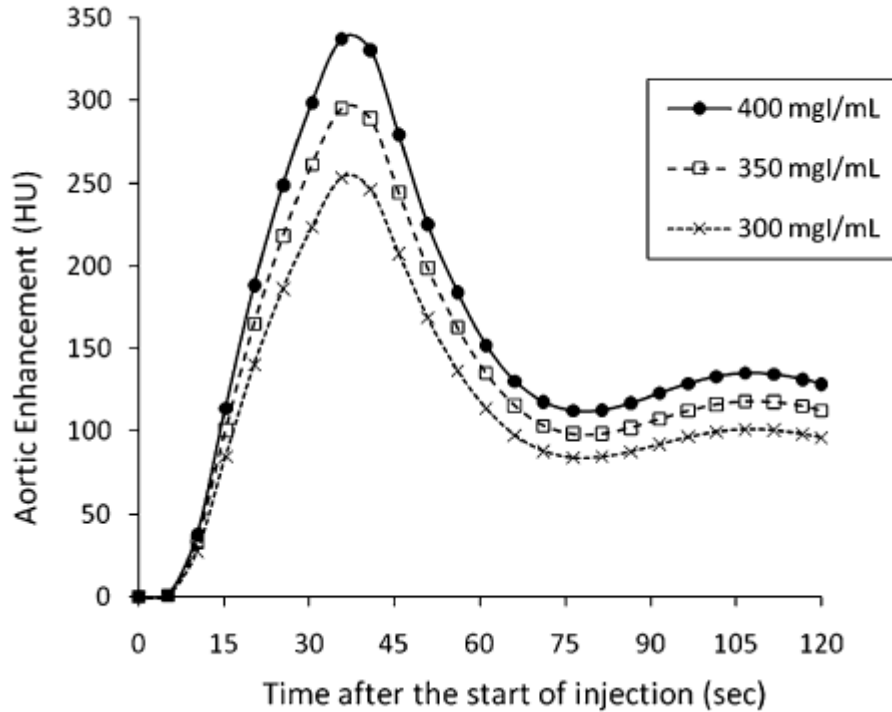
2.6.2.3 Enjeksiyon Bolus Şekli

BT çekimlerinde enjeksiyon hızı, enjeksiyon süresi boyunca sabit tutulabilir (Unifazik), veya enjeksiyonun başlangıcında enjeksiyon hızı yüksek hızla başlayıp daha sonra yavaş hızla devam edebilir (Bifazik). Bifazik enjeksiyon protokolleri uzun süren BT çekimlerinde, enjeksiyon süresini uzatıp hedef dokuda daha uzun süre devam eden ideal kontrast yoğunluğunu, kullanılan kontrast madde miktarını artırmadan sağlayabilir (Heiken 1993, Foley 1994, Awai 2004, Fleischmann 2005). Bifazik enjeksiyon yöntemi ÇKBT'lerde tüm vücut tarama veya periferel anjiyografi çekimlerinde kullanılmaktadır (Awai 2004, Fleischmann 2005).

Bifazik enjeksiyon yönteminin bir diğer çeşidinde enjeksiyon hızı sabit tutulmaktadır. Bu teknikte enjeksiyonun başlangıcında yüksek konsantrasyonlu kontrast madde kullanmakta daha sonra enjeksiyona daha düşük konsantrasyonlu kontrast madde ile devam edilmektedir. Bu yöntemle süperior vena kava (SVK)'daki yüksek kontrast yoğunluğuna bağlı artefaktlar azaltılabilmektedir (Utsunomiya 2006, Kerl 2008, Cao 2009).

2.6.2.4 Kontrast Madde Konsantrasyonu

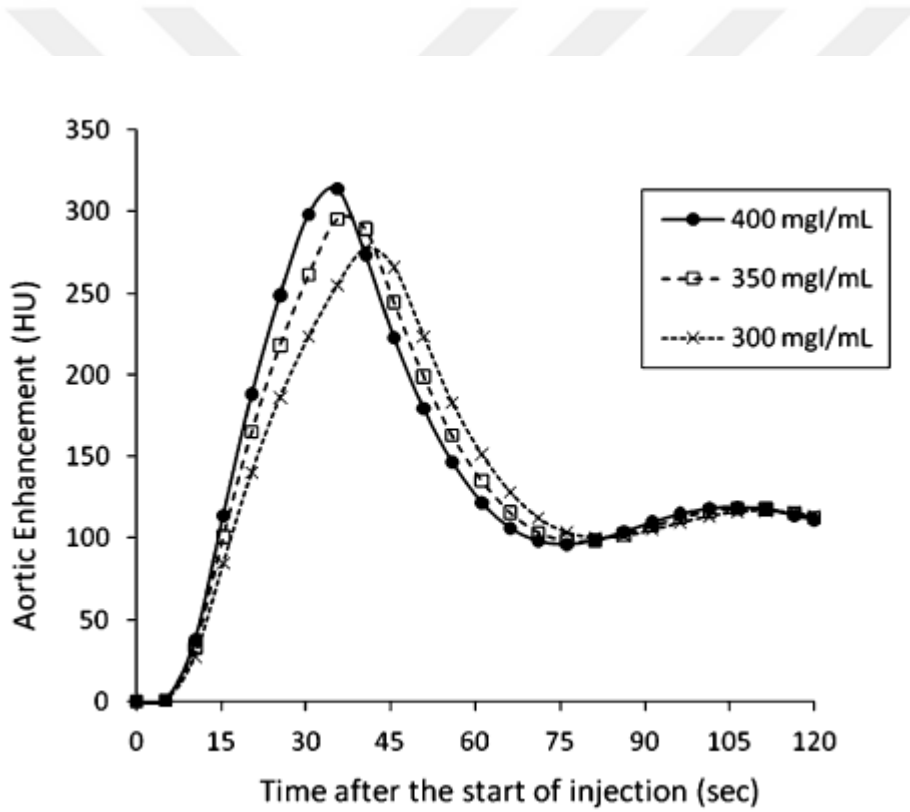
Kontrast madde konsantrasyonları içerdikleri iyot miktarına göre 240 ile 370 mgI/ mL arasında değişmektedir. ÇKBT çalışmalarında genellikle 350 mgI/mL veya daha yoğun kontrast maddeler kullanılmaktadır (Roos 2004, Schoellnast 2006). Kullanılan kontrast volümü, enjeksiyon hızı, enjeksiyon süresi sabit tutulduğunda daha yoğun konsantrasyonlu kontrast madde kullanıldığında hedef dokuya daha fazla iyot gönderilmiş olacaktır. Bu nedenle hedef dokudaki tepe kontrast yoğunluğu artacaktır (Şekil 12).



Şekil 12. Torasik aortadaki kontrast yoğunluğu eğrileri kullanılan kontrast madde konsantrasyonuna göre simüle edilmiştir. Simülasyon kontrastlanma eğrisine göre hastalar 60 yaşında olup, 80 kg ağırlığındadır ve boyları 170 cm'dir. Kullanılan kontrast

volümü (120 ml) ve enjeksiyon hızı (4 ml/sn) sabit tutulmuştur. Kullanılan kontrast madde konsantrasyonları sırasıyla 300, 350, 400 mg I/mL olup kontrast konsantrasyonu arttıkça aortadaki kontrast yoğunluğu da artmaktadır.

Şekil 12'ye göre kullanılan iyot miktarı, kontrast madde konsantrasyonuna bağlı arttığı için torasik aortadaki kontrast yoğunluğunun artması beklenen bir durumdur. Bu nedenle kullanılan iyot miktarı sabit tutulup sadece kontrast madde konsantrasyonu artırıldığında arteriyel tepe kontrast yoğunluğuna ulaşmak için gereken zaman kısalmaktadır. Ayrıca arteriyel tepe kontrast yoğunluğu da artmaktadır (Şekil 13) (Silvennoinen 2007).



Şekil 13. Torasik aortadaki kontrast yoğunluğu eğrileri sabit iyot konsantrasyonu, sabit enjeksiyon hızı ve 3 farklı konsantrasyonda kullanılan kontrast maddelere göre simüle edilmiştir. Simülasyon kontrastlanma eğrisine göre hastalar 60 yaşında olup, 80 kg ağırlığındadır ve boyları 170 cm'dir. Kullanılan iyot miktarı 42 gram olup enjeksiyon hızı (4 ml/sn) sabit tutulmuştur. Kullanılan kontrast madde konsantrasyonları ve volümleri farklı olup sırasıyla 300 mg I/mL'lik kontrast maddeden 140 ml, 350 mg I/mL'lik kontrast maddeden 120 ml, 400 mg I/mL'lik kontrast maddeden 105 ml kullanıldığı

varsayılmıştır. Grafiğe göre yüksek konsantrasyonlu kontrast madde kullanımı sonucunda daha yüksek tepe aort kontrast yoğunluğuna daha kısa zamanda ulaşılmaktadır.

Yüksek konsantrasyonlu kontrast maddeler daha yüksek viskoziteye sahiptir. Bu nedenle kullanılan otomatik enjektörlerde basınç artışına sebep olabilirler. Basınç artışı da enjeksiyon hızında azalmaya sebep olabilmektedir (Kern 1992, Knollmann 2004, Behrendt 2009).

2.6.2.5 Salin Enjeksiyonu

Kontrast madde enjeksiyonu ardından uygulanan salin enjeksiyonu periferel venöz dolaşımında kalan kontrast maddeyi santral dolaşıma doğru iterek enjekte edilen kontrast maddeden yararlanması artırır. Bu sayede hedef dokudaki kontrast yoğunluğunu artırmaktadır (Claussen 1984, Knollmann 2004). Salin enjeksiyonu kontrast maddeyi güçlü bir şekilde santral sisteme iterek periferel dokularda dağılımını engeller. SVK'da kalan kontrast maddeye bağlı oluşan ışın artefaktlarını azaltır (Hopper 1997, Haage 2000). Ayrıca salin enjeksiyonu bir miktar hidrasyon da sağladığından kontrast maddeye bağlı nefrotoksisiteyi azaltabilir. Salin enjeksiyonu sayesinde hedef dokudaki kontrast yoğunluğu değişmeden kullanılan kontrast madde miktarı azaltılabilir.

2.6.3 ÇKBT Tarama Faktörleri

2.6.3.1 KVp ve Kontrast Yoğunluğu

Kontrast yoğunluğuna doğrudan etkisi olan faktör kullanılan kVp' dir. Verilen voltaja göre, vasküler yapıdaki kontrast yoğunluğunun iyot konsantrasyonuna oranı hemen hemen sabittir. 100-120 kVp ile elde olunan bir tomografi görüntüsünde her 1 mg l/mL kontrast maddeye karşı yaklaşık 25-30 HU kontrast farkı oluşur (Bae 1998). KVp düşüktükçe oran artmakta olup 80 kVp ile yapılan çekimde 1 mg l/mL kontrast maddeye karşı yaklaşık 40 HU kontrast farkı oluşmaktadır. Bu sebepten dolayı kVp azaltıldığında benzer kontrast farkının oluşması için daha az kontrast madde gerekmektedir (Nakayama 2005).

2.6.3.2 Tarama Süresi ve Tarama Yönü

Kontrastlı BT çekimlerinde hedef vasküler yapı veya dokudaki kontrast yoğunluğu kadar optimal kontrastlı görüntüyü yakalamak için çekimin yapılacağı zamanı belirlemek

de önemlidir. Optimal çekim zamanını belirleyen faktörler ise tarama süresi, tarama yönü ve kontrast enjeksiyonunun başlamasından taramanın başlamasına kadar geçen süre olarak tanımlanan tarama gecikme zamanıdır (TGZ).

Tarama süresi, çekimin başlaması ve bitmesi arasında geçen süredir. ÇKBT'ler sayesinde tarama süresi oldukça kısalmıştır. Bu nedenle tarama gecikme zamanı daha önemli hale gelmiştir.

Klinik BT uygulamalarında kontrast maddenin geliş yönüyle çekimin yönü genel olarak paraleldir. Bunun en önemli istisnası pulmoner emboli ön tanısıyla çekilen pulmoner BTA'dir. Pulmoner emboli, inferior pulmoner vasküler yapılarda süperior pulmoner vasküler yapılara göre çok daha fazla görülmektedir. Bu nedenle eğer çekim kaudokranial yönde yapılırsa oluşabilecek nefes artefaktları daha çok üst lobların görüntüsünü etkileyecek, alt loblarda artefakt nedeniyle gözden kaçırılan emboli oranı azalacaktır (Wittram 2007). Günümüzde ÇKBT sayesinde solunum artefaktları en aza indirildiğinden, tarama yönü eski önemini kaybetmektedir.

2.6.3.3 Kontrast Ulaşma Zamanının Tespiti; Test Bolus Yöntemi ve Bolus Tetikleme Yöntemi

Kontrast maddenin hedef vasküler yapıya ulaşma zamanının tespiti BT cihazının çekim işlemine başlaması için oldukça önemlidir. Bu sürenin tespitinde test bolus ve bolus tetikleme olmak üzere iki yöntem kullanılır. Her iki yöntemde de kontrast madde ulaşma zamanının tespitinde önce hedef vasküler yapıya region of interest (ROI) yerleştirilir. Kontrast madde enjeksiyonu başladıktan sonra hedef vasküler yapıdan ardışık görüntüler alınarak ROI aracılığıyla HU ölçümü yapılır. Test bolus yönteminde oldukça düşük dozda IV kontrast madde test amaçlı kullanılır. Seri görüntüler alınarak hedef vasküler yapıda tepe kontrast zamanı hesaplanmaya çalışılır. Elde edilen tepe kontrast yoğunluğu-zaman grafiğine göre çekim için yeterli kontrast madde verilir ve çekim yapılır. Bolus tetikleme yönteminde ise kontrast madde enjeksiyonu başladıktan sonra hedef vasküler yapıdaki ROI alanında bir tetik HU noktası belirlenir. ROI alanında hedeflenen HU düzeyine ulaşıldığında kontrast enjeksiyonu devam ederken çekim işlemi başlar.

Bolus tetikleme yöntemi pratik kullanımdaki kolaylığı nedeniyle test bolus yöntemine göre radyologlar tarafından daha fazla tercih edilmektedir. Ancak bazı

radyologlar özellikler koroner BT anjiyografi çekiminde test bolus yöntemini kullanmaya devam etmektedir. Test bolus yönteminde kontrast madde iki parça halinde verildiğinden, test amaçlı verilen kontrast madde sayesinde hastanın venöz yolunun kontrast madde enjeksiyonuna uygun olup olmadığı hakkında da bilgi edinilmiş olur. Asıl çekim için planlanan kontrast verilme hızını venöz yolun tolere edip edemeyeceği anlaşılır. Ayrıca ilk etapta oldukça düşük miktarda kontrast madde verildiğinden gelişebilecek alerjik reaksiyonlar açısından daha güvenilirdir. Özellikle enjeksiyonun 10 saniyeden daha kısa süreceği düşünülen BT çekimlerinde test bolus yöntemi bolus tetikleme yöntemine göre daha başarılı bulunmuştur. Çünkü enjeksiyon süresi kısaldıkça tepe kontrast yoğunluğuna ulaşmak için gereken süre de kısalmıştır. Buna bağlı bolus tetikleme yönteminde gecikmeler yaşanabilir (Bae 2010).

2.6.3.4 Sabit Gecikme Yöntemi

Bu yöntemde kontrast madde enjeksiyonu başladıktan sabit bir süre sonra çekim işlemi başlar. Test bolus ve bolus tetikleme yöntemi gibi spesifik bir yöntem olmadığından bu yöntemde çekim kalitesinin hastaya bağlı faktörlerden etkilenmemesi için daha fazla kontrast maddeye ihtiyaç duyulur (Kılıç 2013).

2.7 Pulmoner BT Anjiyografi Çekimi

PBTA pulmoner emboli tanısında ilk seçenek haline geldikten sonra çekim protokolleri de BT cihazlarının gelişimine paralel değişimler göstermiştir. Literatürde kullanılan kontrast madde miktarı 20-150 ml arasında, enjeksiyon hızı ise 2 ile 5 mL/sn arasında değişkenlik göstermektedir. Tarayıcılar hızlandıkça kullanılması gereken kontrast madde miktarı azalmıştır. 16 dedektörden daha az dedektöre sahip tarayıcılar PBTA çekiminde tavsiye edilmemektedir, çünkü bu tarayıcılarda enjeksiyon zamanı daha uzun olmak zorundadır. Enjeksiyon zamanı uzadıkça solunuma bağlı hareket artefaktları da artar, emboli tanısını koymak zorlaşır (Wittram 2007).

2.7.1 Hedef Pulmoner Arter Kontrast Yoğunluğu

PBTA tetkikinde asıl amaç pulmoner emboliyi saptamak olduğundan pulmoner arterlerdeki kontrast yoğunluğu oldukça önemlidir. Akut ve kronik emboliyi saptamak için pulmoner arterdeki kontrast miktarı en az 211 HU olmalıdır (Wittram 2007) . Ana pulmoner arterlerde 211 HU değeri tanı için yeterli görülmektedir ancak distal dallara

gidildikçe parsiyel volüm efekti arttığından tanı zorlaşmaktadır (Brink 1997). Bu nedenle ana pulmoner arterdeki ideal kontrast yoğunluğunun 300-350 HU arası değerler olduğunu öne süren çalışmalar da mevcuttur (Bae 2010).

2.7.2 Tarama Zamanlaması

Kontrast maddenin antekubital venden pulmoner artere ulaşma süresi yaklaşık 6-8 saniyedir. Pulmoner sirkülasyonun enjeksiyon yerine oldukça yakın olması nedeniyle pulmoner arterdeki tepe kontrastlanma zamanı, aorta veya periferel arteriyel yapılara göre daha öngörülebilirdir. Bu nedenle PBTA çekimlerinde tarama zamanlamasını belirlemek için; sabit gecikme zamanı, bolus tetikleme ve test bolus yöntemlerinden herhangi biri kullanılabilir (Bae 2010). Literatürde PBTA çekimi için sabit gecikme zamanı, BT cihazının teknolojisine göre değişmekte olup, yaklaşık 15-20 saniyedir.

2.7.3 Derin İnciriyumun Pulmoner Arter Kontrast Yoğunluğuna Etkisi

Sağ ventrikül, SVK ve inferior vena kava (IVK)'dan gelen kan ile dolar. Kontrast madde üst ekstremite venlerinden uygulandığından, SVK'dan geçip sağ ventriküle ulaşır. Derin inciriyumda oluşan negatif intratorasik basınç sebebiyle özellikle IVK'dan gelen kan miktarı artış gösterir. PBTA çekiminde bu fenomen oldukça önemlidir. Eğer hasta çekim esnasında derin inciriyum yaparsa IVK' dan gelen kontrast içermeyen kan miktarı arttığından sağ ventriküldeki ve dolayısıyla pulmoner arterlerdeki kontrast yoğunluğu düşübilir. PBTA çekiminin spontane solunum veya ekspiryum esnasında yapılması pulmoner arter kontrast yoğunluğunu artırmaktadır (Henk 2003).

2.8 Kontrast Madde Nefropatisi (KMN)

KMN intravasküler kontrast madde verilmesini takiben başka nedenlerin yokluğunda, renal fonksiyonlarda görülen akut azalma olarak tanımlanmıştır (Detrenis 2005). KMN gelişiminde renal hasarı erkenden gösterecek duyarlı ve özgül bir belirteç halen tanımlanamamıştır. Halen KMN tanısı için elimizdeki en önemli belirteç glomerüler filtrasyon hızıdır (GFR) ve günlük pratikte GFR, serum kreatinin düzeyi kullanılarak hesaplanmaktadır (Jabara 2009). KMN tanısı, ilgili çalışmalarda farklı kriterler kullanılarak konulmuşsa da, en sık kullanılan KMN tanı yöntemi, kontrast madde uygulanmasından 48-72 saat sonra, aşağıdaki kriterlerden birisinin ya da birden fazlasının belirlenmesi şeklindedir (Jabara 2009).

1. Serum kreatinin düzeyinde 0,5 mg/dL ya da daha fazla artış
2. Hesaplanan GFR (eGFR) değerinde % 25 ya da daha fazla azalma
3. Serum kreatinin düzeyinde % 25 ya da daha fazla artış

Serum kreatinin düzeyini doğrudan kullanmak, GFR'yi her zaman doğru olarak yansıtmamakta ve KMN gelişme sıklığını gerçekte olduğundan farklı gösterebilmektedir (Jabara 2009). KMN risk faktörleri tablo 3'te belirtilmiştir.

Kullanılan kontrast maddenin hacmi de KMN gelişimi için önemli bir risk faktörüdür (Cavusoglu 2004). Kullanılan kontrast madde miktarı arttıkça KMN ihtimali artmaktadır (Nozue 2009).

Kontrast Madde Nefropatisi Risk Faktörleri
Kronik böbrek hastalığı
Böbrek tutulumu olan DM
Azalmış intravasküler hacim
<ul style="list-style-type: none"> - Konjestif kalp yetmezliği (Evre IV) - Diüretikler (Furosemid) - Anormal sıvı kayıpları - Siroz - Nefrotik sendrom - Dehidratasyon
Uzamış hipotansiyon
<ul style="list-style-type: none"> - Diüretik ve Anjiyotensin Dönüştürücü Enzim İnhibitörlerinin birlikte kullanımı - Koroner anjiyografi komplikasyonu
İleri yaş
Kontrast madde
<ul style="list-style-type: none"> - Yüksek hacim (> 140 mL) - 72 saat içinde tekrarlayan uygulama - Yüksek ozmolarite - İntraarteriyel uygulama
Nefrotoksik ilaçlar
<ul style="list-style-type: none"> - Nonsteroidal antiinflamatuvar ilaçlar - Aminoglikozidler
Hipertansiyon
Proteinüri
Multipl myelom
Hiperkolesterolemi
Hiperürisemi
Hiperkalsemi
Sepsis
Atopik alerji
Miyokard infarktüsü
Anemi
Renal transplantasyon

Tablo 3: KMN risk faktörleri

3. GEREÇ ve YÖNTEM:

Bu retrospektif çalışmada Necmettin Erbakan Üniversitesi Etik Kurulundan onay alınmıştır.

3.1 Hasta Seçimi

Çalışmamıza, Konya Necmettin Erbakan Üniversitesi Meram Tıp Fakültesi Hastanesi Radyoloji Anabilim Dalı BT ünitesinde PE ön tanısıyla 1 Ocak 2015 ve 1 Ocak 2016 tarihleri arasında PBTA çekimi yapılan hastalar dahil edilmiştir.

Hastanemizde hizmet veren 64-ÇKBT cihazında PE ön tanısı olan hastalara rutin protokolde 70 cc IV kontrast madde kullanılarak derin inspiryum esnasında çekim yapılmaktadır. KMN riski yüksek olan hastalara ise 30 cc IV kontrast madde kullanılarak spontane solunum esnasında PBTA çekimi yapılmaktadır. Bu protokollerden hangisinin kullanılacağı çekim öncesi hastanın GFR değerine göre belirlenmektedir. GFR'si 60 ml/dk'dan daha az olan hastaların PBTA çekimleri, 30 cc kontrast madde kullanılarak yapılmaktadır. GFR'si 60 ml/dk'dan yüksek olan hastalarda ise 70 cc kontrast madde kullanılmaktadır. 70 cc kontrast madde kullanılan hastalarda gecikme zamanı bolus tetikleme yöntemiyle belirlenmektedir. Bolus tetikleme yönteminde ana pulmoner arter düzeyine ROI yerleştirilmekte olup bu düzeyde hedef pulmoner arter kontrast yoğunluğu 100 HU' ya ulaştığında masa akciğer apeksine doğru ilerlemekte ve çekim başlamaktadır. ROI' de hedef kontrast düzeyine ulaşıldıktan sonra, masanın akciğer apeksine ilerlemesi için her hastada BT cihazı tarafından otomatik olarak belirlenen 4 sn gerekmektedir. 30 cc kontrast madde kullanılan hastalarda ise standart gecikme zamanıyla çekim yapılmakta olup bu süre sabittir ve her hasta için 7 sn'dir.

Retrospektif taramada 1 Ocak 2015 ve 1 Ocak 2016 tarihleri arasında 30 cc kontrast madde kullanılarak çekim yapılan 35 hasta tespit edilmiştir (Grup A) . Kontrol grubu olarak 70 cc kontrast madde kullanılan hastalardan 36'sı spontane randomize seçilmiştir (Grup B).

3.2 Kontrast Madde Uygulaması

İşlem öncesi tüm hastalara antekubital venden 18-20 G bir kateter aracılığı ile damar yolu açılmıştır. Damar yolu açılmasından sonra kontrast madde enjeksiyonu öncesi, damar yolunun hızlı enjeksiyona uygun olup olmadığını anlamak için, kontrast madde enjeksiyon hızı ile aynı hızda 30 cc salin enjeksiyonu yapılmıştır. Damar yolu kontrolünden sonra her iki çalışma grubunda kontrast madde otomatik enjektör ile 4,5-5 ml/sn infüzyon hızıyla IV yoldan verilmiştir. Kullanılan kontrast madde yoğunluğu her iki grupta da aynı olup 350 mgI/mL'dir. Her hastaya kontrast madde enjeksiyonu sonrası, serum seti ve periferel dolaşımında kalan kontrast maddeyi kalbe itmek için, kontrast madde enjeksiyonu hızında 30 cc salin enjeksiyonu yapılmıştır.

3.3 BT Çekimi

Bütün çekimler 64 dedektörlü BT (Somatom Sensation 64, Siemens Medical Solutions, Forchheim, Germany) cihazı ile gerçekleştirilmiştir. BT incelemesi hasta supin pozisyonda ve artefakt oluşumunu engellemek için hastanın her iki kolu baş hizasının üstünde olduğu halde yapılmıştır. Çekim parametreleri her iki grup için de aynı olup; 120 kVp, 122 mAs, 0,6 mm kolimasyon, pitch değeri 1.0, gantry dönüş zamanı 0,33 sn ve kesit kalınlığı 1 mm olarak ayarlanmıştır. Görüntüler kraniokaudal yönde elde edilmiştir.

3.4 Görüntülerin Değerlendirilmesi

İş istasyonuna (Leonardo Workstation) aktarılan yetmişbir olgunun BT görüntüleri dört yıllık toraks radyolojisi deneyimi olan bir radyolog tarafından değerlendirildi. Bu değerlendirmelerde aksiyal kaynak görüntülerle birlikte, koronal ve sagittal planda reformat görüntüler standart pencere genişliği ve seviyesi (yumuşak doku, 400 ve 40 HU; pulmoner emboli, 450 ve 100 HU; akciğer, 1500 ve -600) kullanılarak incelendi. Her iki çalışma grubunda; ana pulmoner arter (APA), sağ pulmoner arter (SPA), sol pulmoner arter (SoPA), sol çıkan pulmoner arter (SÇPA), sol inen pulmoner arter (SİPA), sol inen pulmoner arter süperior bazal segment (SİBS), sol ventrikül (SoV)'den dansite ölçümleri yapılarak vasküler kontrast yoğunlukları kantitatif olarak belirlendi. Dansite ölçümleri literatürde önerildiği gibi ana pulmoner arter ve bilateral pulmoner arterlerden 200-300 mm², lobar arterlerden 50-100 mm², segmental arterlerden 20-50 mm² ve subsegmental arterlerden 10-20 mm² ROI alanı kullanılarak yapılmıştır. Ölçüm yapılan pulmoner arterlerde emboli saptandığında, ortalama HU'yu düşüreceğinden ROI alanına emboli

materyali dahil edilmeden ölçümler yapılmıştır. Distal vasküler dallardaki kontrast yoğunluklarının HU dansite ölçümü zorluğu nedeniyle, bu arterlerdeki kontrast yoğunlukları subjektif gözleme dayalı 3 kategoriye ayrılarak değerlendirilmiştir: non diagnostik (1), diagnostik (2) ve mükemmel (3).

Hastalara ait yaş ve cinsiyet bilgilerine hastanemiz HBYS sisteminden (Enlil, Eskişehir) ulaşılmıştır. Yine her hastaya ait BT çekim süresi, tarama gecikme zamanı, emboli varlığı veya yokluğu istatistiksel analiz için kaydedilmiştir.

3.5 İstatistiksel Analiz

Tüm istatistiksel analizler için SPSS 20.00 paket programı kullanıldı.

Her iki çalışma grubu arasında pulmoner arterlerin her bir seviyesinde kontrast yoğunlukları arasındaki farklılıkları karşılaştırmak için Student t testi kullanıldı.

Her iki grup arasında cinsiyet, emboli varlığı-yokluğu, distal dallardaki subjektif kontrast yoğunluğu analizinde ki-kare testi kullanıldı. Tüm analizlerde p değeri <0,05 olduğunda aradaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu kabul edildi.

4. BULGULAR

Çalışmaya dâhil edilen hastaların yaş ortalamaları tablo 4'te belirtilmiş olup yaş bakımından her iki grup arasında anlamlı farklılık saptanmamıştır. Çalışmaya dahil edilen toplam toplam 71 hastanın 38'i erkek (%53,5), 31'i kadındı (%46,5). A grubundaki 35 hastanın 20'si erkek (%57,1), 15'i kadındı (%42,9). B grubundaki 36 hastanın 18'i erkek (%50), 18'i kadındı (%50). Ki-kare testinde her iki grup arasında cinsiyet dağılımı açısından da anlamlı farklılık saptanmadı (Tablo 4).

Çalışmaya dâhil edilen toplam 71 hastanın 5'inde (%7'si) ana pulmoner arterlerdeki dansite ölçümleri 211 HU'dan düşük olduğu için PBTA tetkiki nondiagnostik kabul edildi. Bu 5 hastanın 2'si A grubundan, 3'ü B grubundandı. Ki-kare testinde her iki grup arasında nondiagnostik test sayısı açısından anlamlı farklılık saptanmadı ($p > 0.05$).

71 hastanın 14'ünde (%19,7) emboli saptandı. A grubundaki 35 hastanın 6'sında (%17,1), B grubundaki 36 hastanın 8'inde (%22,2) emboli saptandı. Her iki grupta emboli oranlarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmadı ($p: 0.591$).

Hasta Özellikleri	30 cc Kontrast Madde Kullanılan Hastalar (Grup A) (35 hasta)	70 cc Kontrast Madde Kullanılan Hastalar (Grup B) (36 hasta)	P değeri
YAŞ			
Ortalama ± SS	61.2 ± 15.1	58.3 ± 17.7	0.467
CİNSİYET			
Erkek	20	18	0.546
Kadın	15	18	

Tablo 4: Yaş ve cinsiyete dağılımına göre gruplar ve p değerleri

A grubu ve B grubundaki hastalara ait pulmoner arterlerdeki kontrast yoğunlukları, sol ventrikül kontrast yoğunluğu, ortalama BT çekim süreleri student t testi ile karşılaştırılmış olup p değerleri tablo 5’ de belirtilmiştir. A grubundaki hastaların tarama gecikme süresi sabit olup 7 saniyedir. B grubundaki hastaların tarama gecikme zamanı ortalaması 10.44 sn (en düşük 8. 8 sn, en yüksek 14. 6 sn) olarak hesaplandı. A grubundaki tarama gecikme zamanı sabit olduğundan her iki grubu tarama gecikme zamanı açısından karşılaştırmak istatistiksel olarak gerekli değildi. Sol ventrikül kontrast yoğunluğu hariç diğer verilerde her iki grup arasında anlamlı farklılık saptanmamıştır (Tablo 5). Sol ventrikül kontrast yoğunluğu ise B grubunda, A grubuna göre anlamlı yüksek bulunmuştur ($p < 0.01$).

Distal dallardaki subjektif kontrast yoğunluğu (nondiagnostik, diagnostik, mükemmel) açısından her iki grup karşılaştırıldığında anlamlı istatistiksel farklılık saptanmamıştır ($p > 0.05$).

Pulmoner Arter Dalları	Kontrast Yoğunluğu (HU), Ortalama \pm SS		P değeri
	30 cc Kontrast Madde	70 cc Kontrast Madde	
	Kullanılan Hastalar (Grup A)	Kullanılan Hastalar (Grup B)	
Ana Pulmoner Arter	344.5 \pm 107.4	350.2 \pm 124.7	0.836
Sağ Pulmoner Arter	335.7 \pm 97.1	332.8 \pm 120	0.927
Sol Pulmoner Arter	341.4 \pm 98	336.1 \pm 122.2	0.839
Sol Çıkan Pulmoner Arter	342.4 \pm 92.8	337 \pm 127.4	0.838
Sol İnen Pulmoner Arter	349.1 \pm 94.9	344 \pm 129	0.851
Sol inen pulmoner arter SBS	365.8 \pm 97.6	361.2 \pm 136.3	0.870
Sol ventrikül	138 \pm 96.9	227.6 \pm 65.3	0.000
BT Çekim Süresi	4.262 \pm 0.51	4.269 \pm 0.53	0.956

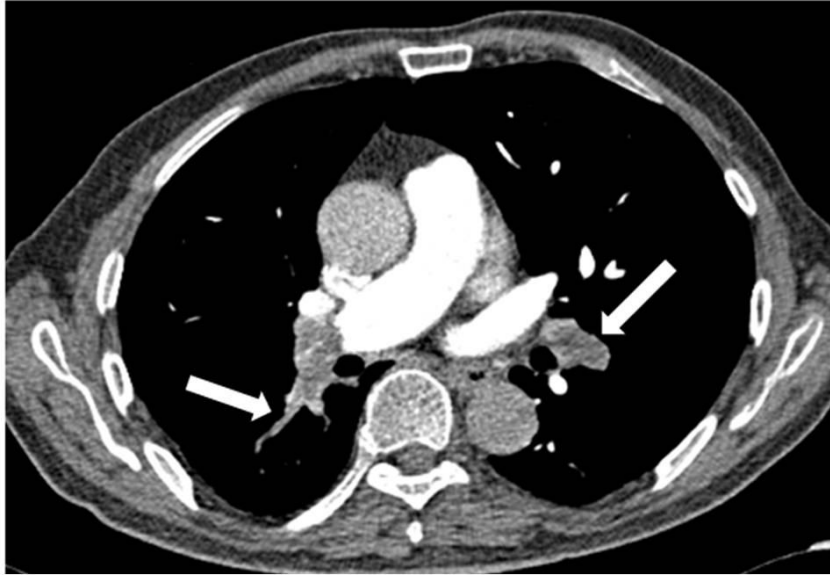
Tablo 5: A grubu (30 cc) ve B grubundaki (70 cc) hastalara ait kontrast yoğunlukları, BT çekim süreleri ve p değerleri

A grubunda spontane solunumla PBTA çekilen hastaların akciğer parankimleri solunum artefaktı olup olmaması açısından tekrar değerlendirilmiştir. Hiçbir hastada solunuma bağlı parankim artefaktı oluşmadığı görülmüştür.

5. OLGU ÖRNEKLERİ



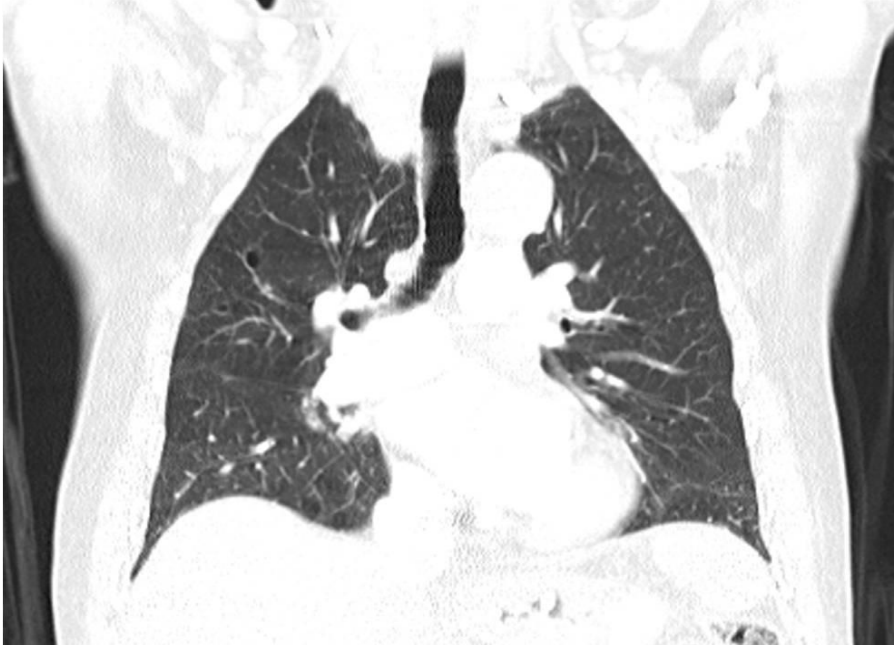
Resim 1. 30 cc kontrast madde kullanılarak elde edilen PBTA görüntüsünde ana pulmoner arterde 720 HU kontrast yoğunluğuna ulaşılmıştır.



Resim 2. 30 cc kontrast madde kullanılarak elde edilen PBTA görüntüsünde pulmoner arter dallarındaki emboli (Oklar) rahatlıkla görülebilmektedir.



Resim 3. 70 cc kontrast madde kullanılarak elde edilen PBTA görüntüsünde ana pulmoner arterdeki kontrast yoğunluğu 138 HU ölçülmüş olup tetkik nondiagnostik kabul edilmiştir.



Resim 4. 30 cc kontrast madde kullanılarak spontane solunumla elde edilen PBTA görüntüsünde akciğer parankiminde solunuma bağlı artefakt olmadığı görülmektedir.

6. TARTIŞMA

Pulmoner emboli semptomları olan hastalarda PE tanısının konulması veya bu tanının dışlanması hasta tedavisi ve takibinde oldukça önemlidir. Çünkü tedavi edilmeyen PE hastalarında embolinin yaygınlığına göre mortalite %5 ile %30 arasında değişmektedir (Stein 1995). Tanısı konulmamış pulmoner embolinin Avrupa'da yılda 200000'den fazla ölüme neden olduğu düşünülmektedir (Cohen 2007).

BT cihazları teknolojiye paralel hızla gelişmiştir ve bunun sonucunda günümüzde subsegmental pulmoner arterler bile PBTA ile kolayca görüntülenebilmektedir (Kazerooni 2003). Ancak hala pulmoner arterlerde yeterli kontrast yoğunluğuna ulaşamaması nedeniyle PBTA tetkiklerinin yaklaşık %4 ile %10 nondiagnostik kabul edilmektedir (Perrier 2001). Yeterli kontrast madde kullanılmasına rağmen pulmoner arterlerde ideal kontrast yoğunluğuna ulaşamamasının en önemli nedeni solunumun fizyolojik etkileridir. Kontrast madde üst ekstremiteden verildiğinden çekim esnasında hasta derin inspiryum yaparsa, intratorasik basınç azalmakta ve venöz dönüş artmaktadır. İVK'dan kontrast içermeyen kan sağ kalp boşluklarına hızla dolmakta bu nedenle pulmoner arterlere giden kontrast madde miktarını da azalmaktadır (Takata 1992). Yung Hsin Chen 2007 yılındaki çalışmasında inspiryum esnasında non diagnostik PBTA çekimi yapılmış 18 hastaya, aynı kontrast madde miktarı ve tarama parametrelerini kullanarak ekspiryum fazında tekrar PBTA çekimi yapmıştır. Aynı hastalara ait inspiryum ve ekspiryum fazındaki PBTA görüntülerinde pulmoner arterlerdeki kontrast yoğunlukları ölçülüp karşılaştırılmıştır. Ekspiryum fazında pulmoner arterlerdeki kontrast yoğunluğunun anlamlı derecede arttığını göstermiştir. Bu yöntemle bir hastada inspiryum fazında çekilen PBTA'da görüntülenememiş bir emboli materyalini, ekspiryum fazındaki PBTA'da görüntülemeyi başarmıştır. Kuzo ve arkadaşları 2007 yılında sağlıklı gönüllülerde MR cihazında hız kodlama tekniği kullanarak yaptığı çalışmada İVK'dan sağ atriuma gelen kan miktarının inspiryum esnasında yaklaşık %50 oranında artış gösterdiğini ispatlamıştır. Yine aynı çalışmada inspiryum esnasında İVK'dan gelen kan volümündeki artışın SVK'dan gelen kan volümündeki artışa göre çok daha fazla olduğu anlaşılmıştır. Bir diğer mekanizmada hastalar derin inspiryum yapıp nefes tuttuklarında özellikle genç hastalarda glottis kapandığında istem dışı valsalva manevrası başlamaktadır. Valsalva manevrasıyla bu sefer intratorasik basınç artmakta ve bu nedenle özellikle SVK'da daha belirgin olmak üzere venöz doluş azalmaktadır. Bu nedenle sağ

ventrikül ve pulmoner arterlerdeki kontrast madde yoğunluğu da azalmaktadır. Bu fenomen Gindea ve arkadaşları tarafından 1990 yılında gösterilmiştir. Bizim çalışmamızda 30 cc kontrast madde kullanılan grupta çekimler spontan solunum esnasında yapılmıştır. 70 cc kontrast madde kullanılan grupta ise çekimler derin inspiryum esnasında yapılmış olup her iki grup arasında pulmoner arter kontrast yoğunlukları açısından anlamlı fark saptanmamıştır. Bunun en önemli nedeninin bahsedilen solunum mekanizmaları olduğunu düşünüyoruz.

Bir PBTA tetkikinde pulmoner arterlerde kontrast yoğunluğu en üst düzeyde tutulmak istenirken, pulmoner venöz sistemde kontrast maddenin mümkün olduğu kadar az olması idealdir. Pulmoner venler kontrast madde ile dolmaya başladığında uç pulmoner arterlerdeki emboli tanısını güçleştirebilir. Kısmi dolmuş bir pulmoner ven yanlışlıkla emboli materyali içeren pulmoner arter ile karıştırılabilir (Wang 2015). Bizim çalışmamızda A grubundaki hastalardaki sol ventrikül kontrast yoğunluğu, B grubundaki hastalara göre anlamlı düşük saptanmıştır. Yani sol ventrikül ve dolayısıyla pulmoner venler henüz kontrast madde ile dolmadan A grubunda çekim tamamlanmıştır. Çalışmamızda A grubunda (sabit 7. Saniye) B grubuna (Ortalama 10,44 sn) göre tarama gecikme zamanı daha kısa olduğundan, sol ventrikül kontrast yoğunluğu daha düşük saptanmıştır. Ayrıca A grubunda 30 cc, B grubunda 70 cc kontrast madde kullanılması da sol ventrikül kontrast yoğunluğu arasındaki anlamlı farka katkı sağlamış olabilir.

Kullanılan kontrast madde miktarını azaltılmasının çeşitli avantajları vardır. Kontrast madde nefropatisi, kullanılan kontrast madde miktarıyla direkt bağlantılıdır (Morcos 1999, Thomsen 2008). Özellikle kronik böbrek yetmezliği olan yaşlı hastalarda KMN riski sebebiyle kontrast madde kullanımı esnasında dikkatli olunmalıdır. Kullanılan kontrast madde miktarının azaltılmasıyla KMN gelişim riski azalmaktadır. Çalışmamız retrospektif bir çalışma olduğundan hastalar tetkik sonrası KMN gelişimi yönünden takip edilmemiştir ancak 30 cc kontrast madde kullandığımız A grubunda KMN riskinin B grubuna göre daha düşük olduğu söylenebilir. Daha az kontrast madde enjeksiyonu sayesinde kontrast maddenin ekstrasvazasyon ihtimali de azalacaktır. Bu nedenle ekstrasvazasyona bağlı oluşabilecek komplikasyonların (doku nekrozu, kompartman sendromu) oluşma ihtimali de azalmış olacaktır. Daha az kontrast madde kullanılması ekonomik yönden de avantajlıdır. Ayrıca daha az kontrast madde kullanılması alerjik reaksiyon ihtimalini de azaltabilir.

Bolus tetikleme yönteminde ana pulmoner arter düzeyine ROI yerleştirilmekte, bu düzeyde hedef pulmoner arter kontrast yoğunluğu belli bir dansiteye ulaştığında çekim başlamaktadır (Bae 2010). B grubundaki hastalarımızda tarama gecikme zamanı bolus tetikleme yöntemiyle belirlenmektedir. Ancak ROI hedef bölgeye optimal yerleştirilmediğinde ana pulmoner arterde yeterli kontrast yoğunluğuna ulaşılmasına rağmen BT çekimi başlamaz. Bu nedenle çekim gecikebilir ve pulmoner arterlerde yeterli kontrast yoğunluğuna ulaşamaz. Bazı durumlarda ROI hedef bölgeye optimal yerleştirilse bile pulmoner arterlerin sistolde ve diastolde hareket etmesi sebebiyle BT cihazı kontrast maddeyi zamanında algılayamaz. Bilinci bulanık hastalarda da hasta hareketlerine bağlı kontrast maddenin algılanmasında sorunlar yaşanabilir. Sabit gecikme yönteminde ise görüntüleme işleminin başlaması için ROI kullanılmadığından bolus tetikleme yöntemi için bahsedilen kısıtlılıklar bulunmaz. Ayrıca sabit gecikme yönteminde ROI ile hedef bölgeden tekrarlayan kontrast yoğunluğu ölçümü de yapılmadığından hastanın maruz kaldığı radyasyon dozu bir miktar daha azdır.

Sabit gecikme yöntemi teorik olarak bolus tetikleme yöntemi gibi spesifik bir yöntem olmadığından, bu yöntemde çekim kalitesinin hastaya bağlı faktörlerden etkilenmemesi için daha fazla kontrast maddeye ihtiyaç duyulmaktadır (Bae 2010). Ancak PBTA çekimi bu durumun istisnası gibi görülmektedir. Çünkü antekubital venden pulmoner artere normal transit zamanı 6-8 sn'dir (Leggett 1995). Ve bu süre sistemik arterlere göre daha öngörülebilir ve daha az değişken bir süredir. Literatürde 16 ve 64 ÇKBT cihazları için tavsiye edilen sabit gecikme süresi kontrast enjeksiyonu başlangıcından sonra yaklaşık 15-20 sn arasındadır (Bae 2010). Ancak bu sürelerde çekim yapıldığında pulmoner venler de kontrast ile dolmaktadır. Bu ise istenen bir durum değildir. Bu nedenle hastanemiz protokolünde sabit gecikme zamanı 7 sn olarak belirlenmiştir.

A grubunda tespit edilen 2 adet nondiagnostik tetkik tekrar incelendiğinde her iki tektikte de SVK' da önemli düzeyde kontrast madde bulunduğu anlaşılmıştır. Bu nedenle pulmoner arterdeki kontrast yoğunluğunun yetersiz olmasının sebebinin, kullanılan kontrast madde miktarına bağlı olmadığı düşünülmüştür. Otomatik enjektör her hastada 4,5-5 ml/sn hızında enjeksiyon yapacak şekilde ayarlanmıştır. Ancak bazı durumlarda damar yolu basıncı çok artarsa otomatik enjektör tarafından enjeksiyon hızı azaltılabilmektedir. Nondiagnostik PBTA çekiminin nedeni bu teknik faktör olabilir.

Ayrıca çekim sırasında hastanın istemsiz yaptığı derin inspiriyum da bu durumun sebebi olabilir. Ancak retrospektif çalışmada bu bilgilere ulaşamadık.

BT teknolojisi geliştikçe çekim süreleri kısalmıştır. Bu sayede kalp hareketleri, solunum hareketi, ince bağırsak hareketleri gibi fizyolojik yapıların hareketlerine bağlı oluşan artefaktlar önemli ölçüde önemini kaybetmiştir (Bae 2010). Bizim çalışmamızda A grubunda spontane solunumla PBTA çekimi yapılan hastalarda akciğer parankiminde solunum artefaktı saptanmamıştır. Bunun nedeni çekimlerin oldukça hızlı yapılmasıdır (Wang 2015). Bizim çalışmamızda tarama süresi A grubu için en düşük 3,3 sn, en yüksek 5,21 sn'dir.

Bae 2010 yılındaki çalışmasında hedef vasküler yapıdaki kontrast yoğunluğunun hasta vücut ağırlığı ile direkt bağlantılı olduğunu belirtmiştir. Çalışmamızın en önemli limitasyonu retrospektif taramada hastaların vücut ağırlığı ve beden kitle indekslerinin çalışmaya dahil edilmemesidir. Ayrıca sağ kalbe venöz dönüşü etkileyen; triküspit kapak stenoz veya yetmezliği, diyastolik kalp disfonksiyonları, perikard hastalıkları, ciddi sağ kalp yetmezliği, pulmoner hipertansiyon gibi patolojiler açısından hastalar değerlendirilmemiştir. Sağ kalbe venöz dönüşü bozuk olan hastalarda sabit 7 sn tarama gecikme zamanıyla yapılan PBTA çekimi nondiagnostik olabilir. Görüntülerin bir radyolog tarafından değerlendirilmiş olması çalışmanın bir başka limitasyonudur. Görüntüler birbirinden habersiz birden fazla radyolog tarafından değerlendirilseydi çalışma daha objektif olabilirdi.

7. SONUÇ

Bu retrospektif çalışmada 30 cc kontrast madde kullanılarak spontan solunum ve 7 sn sabit gecikme zamanıyla elde edilen PBTA görüntüleri ile bolus tetikleme yöntemiyle 70 cc kontrast madde kullanılarak elde edilen PBTA görüntüleri arasında pulmoner arterlerdeki kontrast yoğunluğu açısından anlamlı farklılık saptanmamıştır. Bu çalışmanın limitasyonları göz önüne alınarak daha fazla hasta sayısı ile hastaların vücut ağırlığı, beden kitle indekslerini ve kardiyak fonksiyon bilgilerini de içeren prospektif çalışmalar sayesinde 7 sn sabit gecikme yöntemiyle çekilen PBTA duyarlılığı ve özgüllüğünün daha net gözler önüne serileceğini düşünmekteyiz.



8. KAYNAKLAR

- Awai K, Hiraishi K, Hori S. Effect of contrast material injection duration and rate on aortic peak time and peak enhancement at dynamic CT involving injection protocol with dose tailored to patient weight. *Radiology* 2004;230:142–50.
- Awai K, Imuta M, Utsunomiya D, Nakaura T, Shamima S, Kawanaka K. Contrast enhancement for whole-body screening using multidetector row helical CT: comparison between uniphasic and biphasic injection protocols. *Radiat Med* 2004;22:303–9.
- Bae KT, Heiken JP, Brink JA. Aortic and hepatic contrast medium enhancement at CT. Part I. Prediction with a computer model. *Radiology* 1998;207:647–55.
- Bae KT, Heiken JP, Brink JA. Aortic and hepatic contrast medium enhancement at CT. Part II. Effect of reduced cardiac output in a porcine model. *Radiology* 1998;207:657–62.
- Bae KT, Heiken JP, Brink JA. Aortic and hepatic peak enhancement at CT: effect of contrast medium injection rate–pharmacokinetic analysis and experimental porcine model. *Radiology* 1998; 206:455–64.
- Bae KT, Seeck BA, Hildebolt CF, Tao C, Zhu F, Kanematsu M, et al. Contrast enhancement in cardiovascular MDCT: effect of body weight, height, body surface area, body mass index, and obesity. *Am J Roentgenol* 2008; 190:777–84.
- Bae KT. Optimization of contrast enhancement in thoracic MDCT. *Radiol Clin North Am.* 2010 Jan;48(1):9-29. doi: 10.1016/j.rcl.2009.08.012.
- Bae KT. Peak contrast enhancement in CT and MR angiography: when does it occur and why? Pharmacokinetic study in a porcine model. *Radiology* 2003;227:809–16.
- Bae KT. Technical aspects of contrast delivery in advanced CT. *Appl Radiol* 2003;32(Suppl):12–9.
- Barton RE, Lakin PC, Rösch J. Pulmonary Arteriography: Indications, Technique, Normal Findings, and Complications. In: Baum S, eds. *Abram's Angiography Vascular and Interventional Radiology*. 4th ed. Boston: Little, Brown and Company 1997:768-85.
- Baykal B, Oyar O. Bilgisayarlı Tomografi. Oyar O, Gulsoy UK (Eds.), *Tıbbi Görüntüleme Fiziği*. Ankara Timasat Basım. 2003; 231-276
- Bedard JP, Blais C, Patenaude YG, Monga E. Pulmonary embolism: prospective comparison of isoosmolar and low-osmolarity nonionic contrast agents for contrast enhancement at CT angiography. *Radiology* 2005; 234:929–933

- Behrendt FF, Bruners P, Keil S, Plumhans C, Mahnken AH, Stanzel S, et al. Impact of different vein catheter sizes for mechanical power injection in CT: in vitro evaluation with use of a circulation phantom. *Cardiovasc Intervent Radiol* 2009; 32:25–31.
- Brink JA, Woodard PK, Horesh L, Heiken JP, Glazer HS, Anderson DC, et al. Depiction of pulmonary emboli with spiral CT: optimization of display window settings in a porcine model. *Radiology* 1997;204:703–8.
- Cao L, Du X, Li P, Liu Y, Li K. Multiphase contrast-saline mixture injection with dual-flow in 64-row MDCT coronary CTA. *Eur J Radiol* 2009;69:496–9.
- Cavusoglu E, Chhabra S, Marmur JD, Kini A, Sharma SK. The prevention of contrast-induced nephropathy in patients undergoing percutaneous coronary intervention. *Minerva Cardioangiol* 2004; 52(5): 419-32.
- Claussen CD, Banzer D, Pfretzschner C, Kalender WA, Schörner W. Bolus geometry and dynamics after intravenous contrast medium injection. *Radiology* 1984;153: 365–8.
- Coche E, Verschuren F, Keyeux A, Goffette P, Goncette L, Hainaut P et al. Diagnosis of acute pulmonary embolism in outpatients: comparison of thin collimation multi-detector row spiral-CT and planar ventilation-perfusion scintigraphy. *Radiology*. 2003 Dec;229(3):757-65.
- Cohen AT, Agnelli G, Anderson FA, Arcelus JI, Bergqvist D, Brecht JG, et al. Venous thromboembolism (VTE) in Europe. The number of VTE events and associated morbidity and mortality. *Thromb Haemost*. 2007;98:756–764.
- Dean PB, Violante MR, Mahoney JA. Hepatic CT contrast enhancement: effect of dose, duration of infusion, and time elapsed following infusion. *Invest Radiol* 1980;15:158–61.
- Detrenis S, Meschi M, Musini S, Savazzi G. Lights and shadows on the pathogenesis of contrast-induced nephropathy: state of the art. *Nephrol Dial Transplant* 2005; 20(8): 1542-50.
- Erturk SM, Ichikawa T, Sou H, Tsukamoto T, Motosugi U, Araki T, et al. Effect of duration of contrast material injection on peak enhancement times and values of the aorta, main portal vein, and liver at dynamic MDCT with the dose of contrast medium tailored to patient weight. *Clin Radiol* 2008;63:263–71.
- Fleischmann D, Rubin GD. Quantification of intravenously administered contrast medium transit through the peripheral arteries: implications for CT angiography. *Radiology* 2005;236: 1076–82.
- Foley WD, Hoffmann RG, Quiroz FA, Kahn CE Jr, Perret RS. Hepatic helical CT: contrast material injection protocol. *Radiology* 1994;192:367–71.

- Garcia P, Genin G, Bret PM, Bonaldi VM, Reinhold C, Atri M. Hepatic CT enhancement: effect of the rate and volume of contrast medium injection in an animal model. *Abdom Imaging* 1999;24:597–603.
- Garcia PA, Bonaldi VM, Bret PM, Liang L, Reinhold C, Atri M. Effect of rate of contrast medium injection on hepatic enhancement at CT. *Radiology* 1996;199:185–9.
- Gindea AJ, Slater J, Kronzon I. Doppler echocardiographic flow velocity measurements in the superior vena cava during the Valsalva manoeuvre in normal subjects. *Am J Cardiol* 1990;65:1387e91.
- Haage P, Schmitz-Rode T, Hubner D, Piroth W, Günther RW. Reduction of contrast material dose and artifacts by a saline flush using a double power injector in helical CT of the thorax. *AJR Am J Roentgenol* 2000;174:1049–53.
- Heiken JP, Brink JA, McClennan BL, Sagel SS, Forman HP, DiCroce J. Dynamic contrast-enhanced CT of the liver: comparison of contrast medium injection rates and uniphasic and biphasic injection protocols. *Radiology* 1993; 187:327–31.
- Henk CB, Grampp S, Linnau KF, Thurnher MM, Czerny C, Herold CJ, et al. Suspected pulmonary embolism: enhancement of pulmonary arteries at deep inspiration CT angiography—influence of patent foramen ovale and atrial-septal defect. *Radiology*. 2003 Mar;226(3):749-55
- Ho LM, Nelson RC, DeLong DM. Determining contrast medium dose and rate on basis of lean body weight: does this strategy improve patient to patient uniformity of hepatic enhancement during multi-detector row CT? *Radiology* 2007; 243:431–7.
- Hopper KD, Mosher TJ, Kasales CJ, TenHave TR, Tully DA, Weaver JS. Thoracic Spiral CT: delivery of contrast material pushed with injectable saline solution in a power injector. *Radiology* 1997;205:269–71.
- Horlander KT, Mannino DM, Leeper KV. Pulmonary embolism mortality in the United States, 1979-1998: an analysis using multiple-cause mortality data. *Arch Intern Med*. 2003 Jul 28;163(14):1711-7.
- Hu H, He HD, Foley WD, Fox SH. Four multidetector-row helical CT: image quality and volume coverage speed. *Radiology* 2000; 215: 55-62.
- Hull RD, Raskob GE, Ginsberg JS, Panju AA, Brill-Edwards P, Coates G, et al. A noninvasive strategy for the treatment of patients with suspected pulmonary embolism. *Arch Intern Med*. 1994 Feb 14;154(3):289-97
- J. Collins, E.J. Stern *Chest radiology: The Essentials*, second edition. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia (2008)

- Jabara R, Gadesam RR, Pendyala LK, Knopf WD, Chronos N, Chen JP, et al. Impact of the definition utilized on the rate of contrast-induced nephropathy in percutaneous coronary intervention. *Am J Cardiol* 2009; 103(12): 1657-62.
- Kadir S. Pulmonary arterial and venous anatomy. Atlas of normal and variant angiographic anatomy. Philadelphia: W.B. Saunders Company, 1999;227-55.
- Kadir S. Pulmonary Arterial and Venous anatomy. In : Kadir S eds. Atlas of Normal and Variant Anjiographic Anatomy. Philadelphia: W.B Saunders company, 1991: 227-230.
- Kerl JM, Ravenel JG, Nguyen SA, Suranyi P, Thilo C, Costello P, et al. Right heart: split-bolus injection of diluted contrast medium for visualization at coronary CT angiography. *Radiology* 2008;247:356–64.
- Kern MJ, Roth RA, Aguirre FV, Beauman G, Vogel R. Effect of viscosity and iodine concentration of nonionic radiographic contrast media on coronary arteriography in patients. *Am Heart J* 1992;123:160–5.
- Kilic K, Erbas G, Ucar M, Akkan K, Tokgoz N, Arac M, et al. Determination of lowest possible contrast volume in computed tomography pulmonary angiography by using pulmonary transit time. *Jpn J Radiol.* 2014 Feb;32(2):90-7. doi: 10.1007/s11604-013-0274-9. Epub 2014 Jan 5.
- Knollmann F, Schimpf K, Felix R. [Iodine delivery rate of different concentrations of iodine-containing contrast agents with rapid injection]. *Rofo* 2004; 176:880–4 [in German].
- Korman M, Partanen K, Soimakallio S, Kivimäki T. Dynamic contrast enhancement of the upper abdomen: effect of contrast medium and body weight. *Invest Radiol* 1983;18:364–7.
- Kuzo RS, Pooley RA, Crook JE, Heckman MG, Gerber TC. Measurement of caval blood flow with MRI during respiratory maneuvers: implications for vascular contrast opacification on pulmonary ct angiographic studies. *AJR Am J Roentgenol* 2007;188:839e42.
- Lakin PC, Rosch J. Pulmonary arteries: congenital and acquired abnormalities.in: Baum S, ed. *Abrams' Angiography*. 4th edition. Boston: Little, Brown and Company, 1997; 786-821.
- Lange S, Walsh G. *Radiology of chest diseases*. 2nd edition. Germany: Thieme,1998;1-53.
- Leggett RW, Williams LR. A proposed blood circulation model for Reference Man. *Health Phys.* 1995 Aug;69(2):187-201.
- Miles KA. Perfusion CT for the assessment of tumour vascularity: which protocol? *Br J Radiol* 2003;76 Spec No 1:S36–42.

- Morcos SK, Thomsen HS, Webb JA. Contrast-media-induced nephrotoxicity: a consensus report. Contrast Media Safety Committee, European Society of Urogenital Radiology (ESUR). Eur Radiol. 1999;9(8):1602-13. Review.
- Naidich DP, Webb WR, Muller NL, Krinsky GA, Zerhouni EA, Siegelman SS. Computed tomography and magnetic resonance of the thorax. 3rd edition. Philadelphia: Lippincott-Raven, 1999; 603-56.
- Nakayama Y, Awai K, Funama Y, Hatemura M, Imuta M, Nakaura T, et al. Abdominal CT with low tube voltage: preliminary observations about radiation dose, contrast enhancement, image quality, and noise. Radiology 2005;237: 945–51.
- Nozue T, Michishita I, Iwaki T, Mizuguchi I, Miura M. Contrast medium volume to estimated glomerular filtration rate ratio as a predictor of contrast-induced nephropathy developing after elective percutaneous coronary intervention. J Cardiol 2009; 54(2): 214-20.
- Osma E. Solunum sistemi radyolojisi normal ve patolojik. 1. baskı. İzmir: Çağdaş ofset, 2000; 1–18.
- Oyar O, Savaş R, Elmas N. İnvasküler kontrast maddelere karşı akut reaksiyonlar. İzmir Devlet Hastanesi Tıp dergisi, 1993; 31(2): 268-273.
- Oyar O. Dersimiz Radyoloji. SDU Yayınları, Yayın No: 53, Isparta, 2005
- Oyar O. Radyolojide temel fizik kavramlar. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri 1998.
- Oyar O. Rutin Uygulamalarımızda Kullandığımız BT Cekim protokolleri. İstanbul Tıp kitabevi 2008
- Oyar O. Tıbbi Görüntüleme Fiziği. SDÜ Tıp Fakültesi 2003
- Perrier A, Howarth N, Didier D, Loubeyre P, Unger PF, de Moerloose P, et al. Performance of helical computed tomography in unselected outpatients with suspected pulmonary embolism. Ann Intern Med 2003 135:88–97
- PIOPED Investigators. Value of the ventilation/perfusion scan in acute pulmonary embolism. Results of the prospective investigation of pulmonary embolism diagnosis (PIOPED). JAMA. 1990 May 23-30;263(20):2753-9.
- Roos JE, Desbiolles LM, Weishaupt D, Wildermuth S, Hilfiker PR, Marincek B, et al. Multidetector row CT: effect of iodine dose reduction on hepatic and vascular enhancement. Rofo 2004; 176:556–63.
- S, Kazerooni EA, Cascade PN. Pulmonary embolism: optimization of small pulmonary artery visualization at multidetector row CT. Radiology 2003 227:455–460
- Schoellnast H, Deutschmann HA, Berghold A, Fritz GA, Schaffler GJ, Tillich M. MDCT angiography of the pulmonary arteries: influence of body weight, body mass

- index, and scan length on arterial enhancement at different iodine flow rates. *AJR Am J Roentgenol* 2006; 187:1074–8.
- Silvennoinen HM, Hamberg LM, Valanne L, Hunter GJ. Increasing contrast agent concentration improves enhancement in first-pass CT perfusion. *AJNR Am J Neuroradiol* 2007;28:1299–303.
- Stein PD, Henry JW, Relyea B (1995) Untreated patients with pulmonary embolism. Outcome, clinical and laboratory assessment. *Chest* 107:931–935
- Takata M, Rototham JL. Effects of inspiratory diaphragmatic descent on inferior vena caval venous return. *J Appl Physiol* 1992 72:597–607
- Thomsen HS, Morcos SK. Risk of contrast-medium-induced nephropathy in high-risk patients undergoing MDCT--a pooled analysis of two randomized trials. *Eur Radiol.* 2009 Apr;19(4):891-7. doi: 10.1007/s00330-008-1206-4.
- Torbicki A, van Beek EJR, Charbonnier B, Meyer G, Morpurgo M, Palla A, et al. Guidelines on diagnosis and management of acute pulmonary embolism. Task Force on Pulmonary Embolism, European Society of Cardiology. *Eur Heart J* 2000; 21: 1301–36.
- Tublin ME, Tessler FN, Cheng SL, Peters TL, McGovern PC. Effect of injection rate of contrast medium on pancreatic and hepatic helical CT. *Radiology* 1999;210: 97–101.
- Tuncel E. *Klinik radyoloji*. Bursa: Nobel&Günes Tıp Kitabevi 2008;73–76,87–103.
- Utsunomiya D, Awai K, Sakamoto T, Nishiharu T, Urata J, Taniguchi A. Cardiac 16-MDCT for anatomic and functional analysis: assessment of a biphasic contrast injection protocol. *AJR Am J Roentgenol* 2006;187:638–44.
- Wang M, Li W, Lun-Hou D, Li J, Zhai R. Optimizing computed tomography pulmonary angiography using right atrium bolus monitoring combined with spontaneous respiration. *Eur Radiol.* 2015 Sep;25(9):2541-6.
- Webb WR, Stein MG, Finkbeiner WE, Im JG, Lynch D, Gamsu G. Normal and diseased isolated lungs: High-resolution CT. *Radiology* 1988;166:81-7.
- Wegener OH. *Whole Body Computed Tomography*. Oxford: Blackwell Scientific Publications, 1992.
- Weiss CR, Scatarige JC, Diette GB, Haponik EF, Merriman B, Fishman EK. CT pulmonary angiography is the first-line imaging test for acute pulmonary embolism: a survey of US clinicians. *Acad Radiol* 2006; 13:434–446.
- Wenger NK, Stein PD, Willis PW 3rd. Massive acute pulmonary embolism. The deceptively nonspecific manifestations. *JAMA.* 1972 May 8;220(6):843-4.

- White RH. The epidemiology of venous thromboembolism. *Circulation* 2003; 107 (23 Suppl 1):I4–I8.
- Winer-Muram HT, Rydberg J, Johnson MS, Tarver RD, Williams MD, Shah H, et al. Suspected acute pulmonary embolism: evaluation with multi-detector row CT versus digital subtraction pulmonary arteriography. *Radiology*. 2004 Dec;233(3):806-15.
- Wittram C. How I do it: CT pulmonary angiography. *Am J Roentgenol* 2007;188:1255–61.
- Yanaga Y, Awai K, Nakaura T, Oda S, Funama Y, Bae KT, et al. Effect of contrast injection protocols with dose adjusted to the estimated lean patient body weight on aortic enhancement at CT angiography. *AJR Am J Roentgenol* 2009;192:1071–8.
- Yung Hsin Chen, Vinodkumar Velayudhan, David I. Weltman, et al. Waiting to exhale: salvaging the nondiagnostic CT pulmonary angiogram by using expiratory imaging to improve contrast Dynamics *Emerg Radiol*. 2008 15:161–169