

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ

AKUT PULMONER TROMBOEMBOLİDE DUAL ENERJİ BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ PULMONER ANJİOGRAFİNİN TANISAL DEĞERİ

Dr. Necat İSLAMOĞLU

TIPTA UZMANLIK TEZİ

RADYODİAGNOSTİK ANABİLİM DALI

Danışman

Yrd.Doç. Dr. Ali Sami KIVRAK

KONYA, 2014

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ

AKUT PULMONER TROMBOEMBOLİDE DUAL ENERJİ BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ PULMONER ANJİOGRAFİNİN TANISAL DEĞERİ

Dr. Necat İSLAMOĞLU

TIPTA UZMANLIK TEZİ

RADYODİAGNOSTİK ANABİLİM DALI

Danışman

Yrd.Doç. Dr. Ali Sami KIVRAK

KONYA, 2014

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Asistanlık hayatım boyunca bilgi ve deneyimleri ile bana yol gösteren, tezimin her aşamasında yanımda olan ve büyük katkı sağlayan tez danışmanım ve hocam Yrd. Doç. Dr. Ali Sami Kıvrak'a;

Son dönemimde tecrübelerinden yararlanma imkanı bulduğum Anabilim Dalı başkanımız değerli hocam Doç. Dr. Osman Temizöz'e, her zaman yakın ilgi ve desteklerini gördüğüm bir hocadan ziyade bize bir abi ve abla gibi davranan Doç. Dr. Mustafa Kolay ve Yrd. Doç. Dr. Seda Özbek hocalarıma, katkılarından dolayı Yrd. Doç. Dr. Alaadin Nayman'a;

Yetişmemde büyük katkıları olan, burada olduğu sürece çalışmaktan mutluluk duyduğum ve insani değerleri ile örnek aldığım saygı değer hocam Prof. Dr. Yahya Paksoy'a, girişimsel radyolojiyi sevmemde emeği büyük Doç. Dr. Cengiz Erol'a;

Birlikte çalışmaktan büyük zevk duyduğum başta sevgili asistan arkadaşlarım olmak üzere kliniğimizin tüm teknisyen, hemşire ve çalışanlarına;

Bu zorlu süreçte sevgi ve desteğini her zaman yanımda hissettiğim değerli eşime ve bu günlere gelmemi sağlayan sevgili aileme;

Saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Dr. Necat İSLAMOĞLU

KONYA, 2014

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR i

İÇİNDEKİLER ii

TABLOLAR DİZİNİ iv

ŞEKİLLER DİZİNİ v

RESİMLER DİZİNİ vii

KISALTMALAR viii

1.GİRİŞ VE AMAÇ 1

2.GENEL BİLGİLER 3

2.1. Pulmoner Vasküler Sistem Anatomisi 3

2.2. Pulmoner Tromboemboli 5

2.3. Çok Kesitli Bilgisayarlı Tomografi - Bilgisayarlı Tomografi Anjiografi 18

2.4. Dual-Enerji BT 25

3. GEREÇ VE YÖNTEM 31

3.1. Çalışma planı ve Olgular 31

3.2. Yöntem 32

4. BULGULAR 38

5. OLGU ÖRNEKLERİ 48

6. TARTIŞMA 51

7.SONUÇ 55

KAYNAKLAR 56

ÖZET 63

SUMMARY 64

ÖZGEÇMİŞ 65

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 2.1. DVT kalıtsal ve edinsel risk faktörleri 4

Tablo 4.1. BTA görüntülerde ölçülen obstrüksüyon skoru, RV, LV ve RV/LV, parametrelerinin minimum, maksimum ve ortalama değerleri 39

Tablo 4.2. Perfüzyon görüntülerden ölçülen perfüzyon defekt skoru, total akciğer volümü, perfüzyon defekti, PDvol minimum, maksimum ve ortalama değerleri 39

Tablo 4.3. RV/LV oranı 1'in üstü ve RV/LV oranı 1'in altı olan hasta gruplarında parametrelerin ortalama değerleri ve standart sapmaları 47

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Pulmoner Arteryel Sistem 4

Şekil 2.2. Pulmoner Venöz Sistem 5

Şekil 2.3. Helikal BT teknik prensibi 20

Şekil 2.4. Piksel ve voksel kavramları 21

Şekil 2.5. ÇKBT dedektör sistemlerinde kesit elde etme 23

Şekil 2.6. DEBT cihazının temel dizaynı 28

Şekil 3.1. Pulmoner arter dallarında total ve parsiyel trombüse ait dolum defektleri 32

Şekil 3.2. 128-kesitli çift tüplü ÇKBT (Somatom Definition Flash, Siemens, Healthcare, Forchheim, Germany) 33

Şekil 3.3. a) RV çap ölçümü, b) LV çap ölçümü 34

Şekil 3.4. İyot haritasında sağ akciğer üst lob segmentinde tam perfüzyon defektine bağlı renk kaybı (defekt skoru: 2) 35

Şekil 3.5. Perfüzyon defekt alanın volümünün manuel hesaplanması 36

Şekil 3.6. Total akciğer volümünün otomatik hesaplanması 37

Şekil 4.1. Parsiyel obstrüksiyon ve parsiyel perfüzyon defekti izlenen toplam segment sayıları arasındaki korelasyon 40

Şekil 4.2. Total obstrüksiyon ve total perfüzyon defekti izlenen toplam segment sayıları arasındaki korelasyon 41

Şekil 4.3. BTA obstrüksiyon skoru ile perfüzyon defekt skoru arasındaki korelasyon 42

Şekil 4.4. BTA obstrüksiyon skoru ile perfüzyon defekti volümü arasındaki korelasyon 43

Şekil 4.5. BTA obstrüksiyon skoru ile PDvol arasındaki korelasyon 44

Şekil 4.6. Perfüzyon defekt skoru ile perfüzyon defekti volümü arasındaki korelasyon 45

Şekil 4.7. Perfüzyon defekt skoru ile PDvol arasındaki korelasyon 46

RESİMLER DİZİNİ

Olgu 1. Aksiyel DE-BTA görüntüleme **A.** Mediasten penceresinde sağ akciğer alt lob pulmoner arteri segmenter dalında (ok) total oklüzyona neden olan trombus **B.** Parankim penceresinde sağ akciğer alt lobta periferik buzlu cam dansitesi ve plevral sıvı izlenmektedir. **C.** DE-BTA perfüzyon iyot haritasında arter sulama alanında gelişen perfüzyon kaybına bağlı renk kaybı izlenmektedir. 48

Olgu 2. Aksiyel DE-BTA görüntüleme **A.** Mediasten penceresinde sağ akciğer alt lob pulmoner arterlerinde masif trombüse bağlı total obstrüksiyon (ok). **B.** Parankim penceresinde sağ akciğerde alt lobda trombüse bağlı patolojik değişiklik izlenmemektedir. **C.** DE-BTA perfüzyon iyot haritasında arter sulama alanlarında gelişen perfüzyon kaybına bağlı renk kaybı izlenmektedir. 49

Olgu 3. Aksiyel DE-BTA görüntüleme **A.** Mediasten penceresinde sağ akciğer alt lob pulmoner arteri segmenter dalında emboli (ok). **B.** Parankim penceresinde sağ akciğer alt lob parankiminde trombüse bağlı patolojik değişiklik izlenmemektedir. **C.** DE-BTA perfüzyon iyot haritasında emboli izlenen arter sulama alanında perfüzyon kaybı izlenmemektedir. 50

KISALTMALAR VE SİMGELER

BTA: Bilgisayarlı tomografi anjiografi

ÇKBT: Çok kesitli bilgisayarlı tomografi

DAS: Data acquisition system

DEBT: Dual enerji BT

DVT: Derin ven trombozu

EBT: Elektron beam tomografi

EKG: Elektrokardiyogram

KI: Kardiyak indeks

MAA: Macro aggregated albumin

MIP: Maximum intensite projeksiyon

MinIP: Minimum intensite projeksiyon

PA: Plazminojen aktivatör

PAB: Ortalama pulmoner arter basıncı

PAI: Plazminojen aktivatör inhibitör

PDvol: Mutlak perfüzyon defekti volümü

PNH: Paroksismal noktürnal hemoglobinüri

PTE: Pulmoner tromboemboli

PVD: Pulmoner vasküler direnç

ROI: Region of interest

V/P: Ventilasyon / perfüzyon

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Akut pulmoner tromboemboli (PTE), mortal seyreden ve bu nedenle acil tanı ve tedavi gerektiren bir hastalıktır. Kardiyovasküler hastalık nedenli ölümler içerisinde koroner arter hastalığı ve inmeden sonra 3. sırada yer almaktadır. Cerrahi girişim, doğum, uzun süreli yatak istirahati ve travma sonrasında en sık görülen acil durumdur. Tedavi edilmeyen olgularda mortalite oranı %25-30 olup, tedavi uygulanan olgularda bu oran %5-8'e kadar düşmektedir. PTE genellikle 40-45 yaşlarında olmak üzere ileri yaşlarda görülmektedir (Konstantinides 2008). Klinik semptom ve bulguları nonspesifik olması ve laboratuvar testleri ile kesin tanı sağlanamaması PTE tanısını zorlaştırmakta, dolayısıyla tedavinin gecikmesi mortaliteyi artırmaktadır. (O'Donnell 1977).

Akut PTE tanısında pratikte en sık kullanılan yöntemler elektrokardiyografi (EKG), akciğer radyografisi, arteryel kan gazları ve D-dimer testidir. Ancak bu testlerin PTE tanısındaki yeri sınırlıdır. Günümüzde PTE tanısı ventilasyon perfüzyon (V/P) sintigrafisi, alt ekstremite venöz doppler ultrasonografi, bilgisayarlı tomografi anjiografi (BTA), MR anjiyografi ve konvansiyonel anjiyografi gibi görüntüleme teknikleri ile doğrulanır (Mayo 1997). PTE tanısında konvansiyonel pulmoner anjiyografi altın standart kabul edilmektedir. Baile ve arkadaşları (Baile 2000) konvansiyonel anjiografi ile pulmoner BTA'nın yeterliliğinin değerlendirildiği çalısmalarında iki tetkik arasında belirgin bir fark saptamamışlardır.

Son yıllarda dedektör teknolojisindeki gelişmeler tarama sürelerinin kısalmasını sağlayarak küçük pulmoner arterlerin görüntülenebilmesini ve subsegmental pulmoner embolilerin saptanmasını kolaylaştıran BTA, PTE şüphesinde pulmoner vaskülariteyi değerlendirmek için rutin olarak kullanılan görüntüleme metodu haline gelmiştir. Sağ ventrikül - sol ventrikül çap ve volüm oranı ile BTA obstrüksiyon skorlaması gibi çeşitli BT bulguları sağ ventrikül disfonksiyonunu göstermesi açısından tanımlanmıştır. Bu bulguların PTE'nin şiddeti ve fatal seyri ile yakından ilişkili olduğu gösterilmiştir. (Chae 2010)

Dual enerji BT (DEBT), pulmoner vasküler görüntülemeyi ve aynı zamanda akciğer parankimi içerisinde iyot dağılımını görselleştirme olanağı sağlayan yeni bir

BT yöntemidir. DEBT ile iyot haritalarının elde edilerek radyonükleid perfüzyon sintigrafisi gibi konvansiyonel yöntemlerle ortaya konabilen akciğer pefüzyon defektleri saptanabilir (Thieme 2010). Bu yöntemin V/P sintigrafileri ile iyi korele olduğu gösterilmiştir (Chae 2010). Yapılan çalışmalarda akut PTE hastalarında BTA obstrüksiyon skorlaması ile DEBT perfüzyon görüntülerinden elde edilen perfüzyon defekt skoru ve mutlak perfüzyon defekti volümü (PDvol) gibi parametreler korele olarak bulunmuştur (Chae 2010, Hoey 2011, Zhou 2012, Apfaltrer 2012). Perfüzyon görüntülerinin küçük emboli tespitinde BTA görüntülere göre daha sensitif olduğu gösterilmiştir (Chae 2010). Vasküler obstüksiyonun değerlendirilmesi için BTA kullanımının yanında DEBT perfüzyon incelemenin de kullanılması PTE tanısında ve klinik şiddetin değerlendirilmesinde faydalı olabildiği gösterilmiştir. DEBT ile vasküler obstrüksiyon ile beraber kan perfüzyonunu ortaya koyan perfüzyon iyot haritası oluşturularak obstrüksiyondan etkilenen akciğer volümü de hesaplanabilmektedir (Apfaltrer 2012). Literatürde PTE şiddetini gösteren parametreler ile PDvol karşılaştırması Apfaltrer ve ark (Apfaltrer 2012) tarafından yapılan yayın ile sınırlı olup bu konu tam aydınlatılmamıştır.

Çalışmamızın amacı, DEBT perfüzyon incelemesinin akut PTE olgularında parankim perfüzyon defekti bulunan alanların tespit edilerek, bu alanların kantitatif değerlendirmesi amacıyla PDvol değerlerinin hesaplanması ve akut PTE şiddetini gösteren diğer parametreler ile karşılaştırılması ile tanı değerinin ortaya konmasıdır.

2.GENEL BİLGİLER

2.1. Pulmoner Vasküler Sistem Anatomisi

Akciğerin arteryel sistemi pulmoner ve bronşial arteryel sistemden oluşmakta olup bu iki sistem arasında kısmi bağlantılar 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 azigos-hemiazigos sistemine drene olur. Akciğer periferinde, bronşiyal arterler perialveolar kapiller ağa açılırken iki vasküler sistem arasında bir anastomoz oluşturur (Lange 1998). Pulmoner sistem pulmoner arterler, perialveolar kapillerler ve pulmoner venleri içerir.

2.1.1. Pulmoner Arter Anatomisi

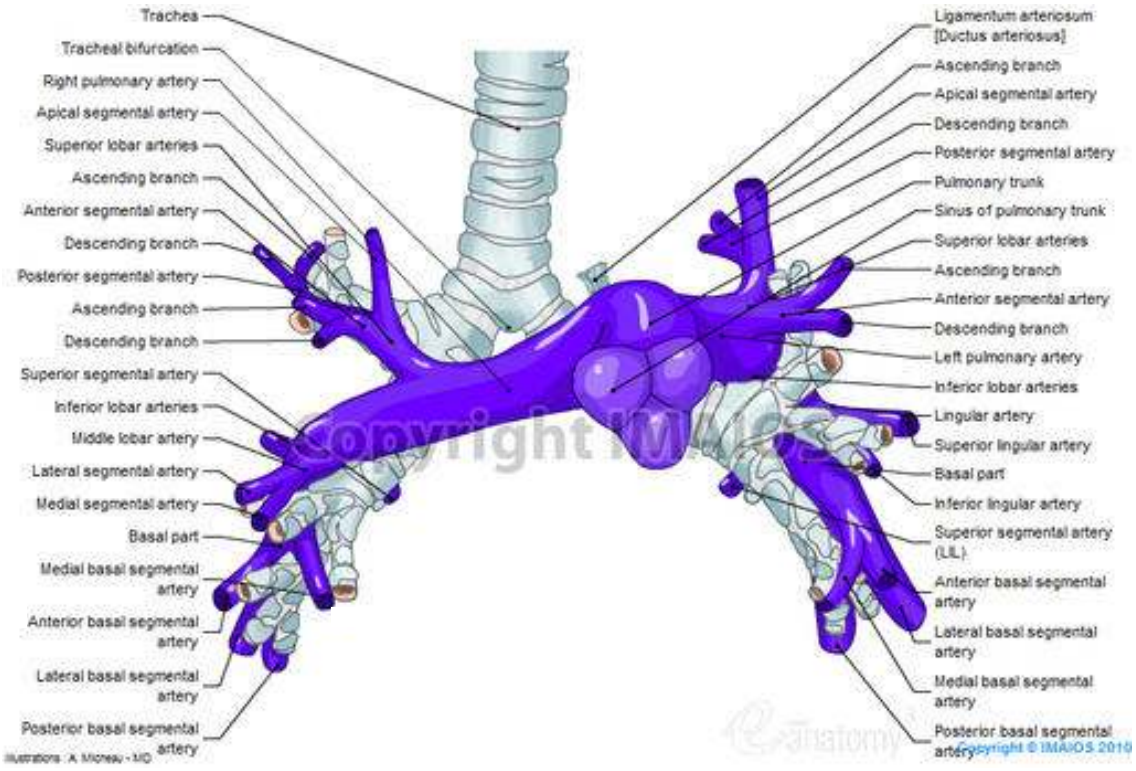
Pulmoner kapaktan itibaren başlayan pulmoner arter, perikardiyumun içerisinde sağ ve sol dallarına ayrılır. Hilusa girmeden önce üst lob dallarını verir. Akciğer içerisinde pulmoner arter ve bronşlar paralel seyir gösterirler. Arterler bronşlara paralel seyir sırasında ortalama 28 kez dallanma gösterirler. Terminal ve respiratuar bronşiyol düzeyinde 6. kuşak arter yaklaşık 300 μm çapındadır (Webb 1988).

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 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. İlerleyen yaşlarda pulmoner arter çaplarında hafif artış olabilir (Naidich 1999, Lakin 1997).

Pulmoner gövde bifurkasyosundan sonra sağ pulmoner arter horizontal olarak sağ akciğer hilusuna doğru ilerler ve iki dala ayrılır. Üst lob pulmoner arteri daha küçüktür. Orta ve alt lobların kanlanmasını sağlayan pulmoner arter dalı daha geniştir. Lobar arterler de daha sonra segmenter bronşlarla birlikte segmenter arterler şeklinde devam ederler. Bifurkasyodan sonra sola doğru devam eden pulmoner arter

dalı sağa göre daha küçüktür. Sol pulmoner arter dalı da horizontal olarak sol akciğer hilusuna girmek üzere inen torasik aortanın anteriorunda ilerler, sonrasında üst ve alt loblara gitmek üzere iki dala ayrılır. Sol hilusta pulmoner arter sol ana bronşun üzerinde yer alır (Rogers 1992) (Şekil 2.1).

Pulmoner arter segmental dalları genellikle segmental bronşları takip ederler ve her iki tarafta sık varyasyonlar gösterirler. Periferde pulmoner arteryel dallanma bronşiyal dallanmadan daha fazla sayıdadır. Segmental arterler ve dalları perifere gittikçe incelir. Her segment için segmental dallarına ayrılmayabilir veya iki dal tek bir lob ya da segmental bronkus ile ilişkili olabilir (Rogers 1992).

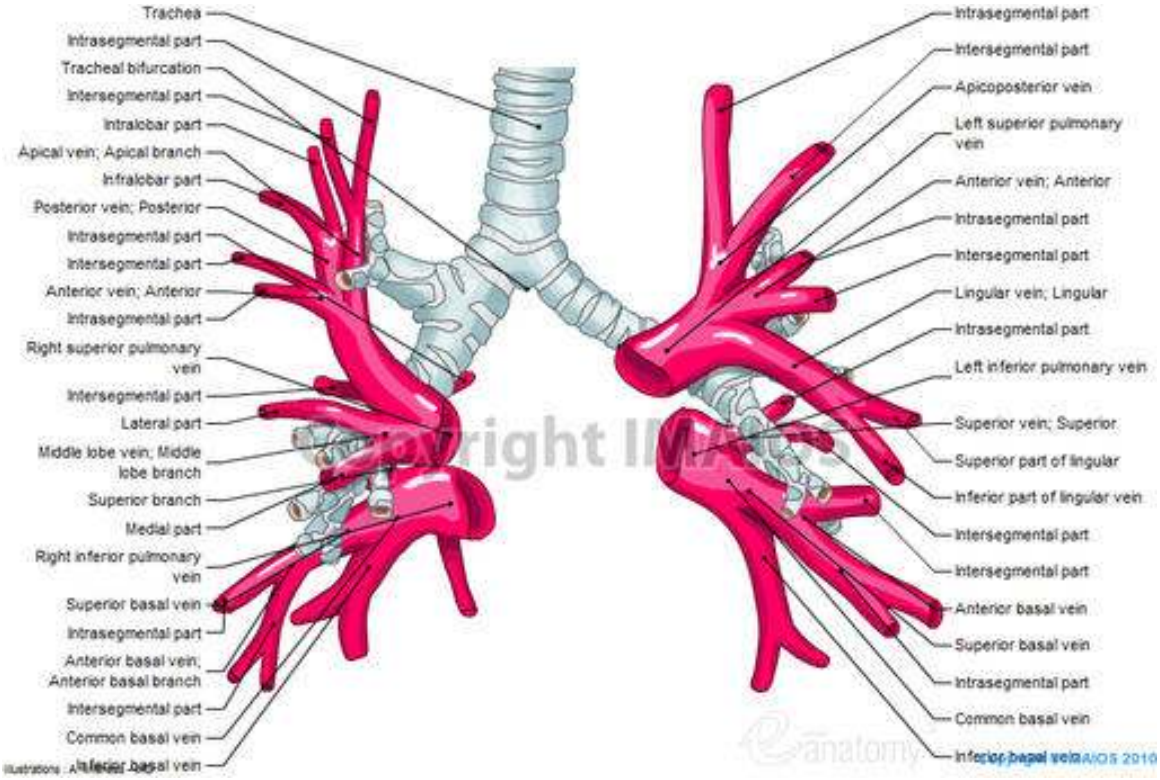


Şekil 2.1. Pulmoner Arteryel Sistem (www.imaios.com)

2.1.2. Pulmoner Ven Anatomisi

Sağ akciğer venöz kanını süperior ve inferior pulmoner venler taşır. Superior pulmoner ven apikal, anterior, posterior ve lateral-medial segmental venlerden oluşan orta lob veninin birleşmesiyle oluşur. Orta lob veni sol atriyuma veya inferior pulmoner vene ayrı olarak da açılabilir. İnferior 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 superior ve inferior pulmoner venler ile drene olur. Superior pulmoner ven apikoposterior, anterior segmental venler ve lingular venin birleşmesi ile meydana gelir. İnferior pulmoner ven superior ve bazal pulmoner venin birleşmesi ile oluşur. Bazal pulmoner veni superior bazal ve inferior bazal pulmoner venler oluşturur. Superior ve inferior pulmoner venler sol atriyuma ayrı ayrı açılabileceği gibi birleşerek de açılabilirler. Bazen orta lob veni veya diğer segmental venler sol atriyuma bağımsız olarak açılabilir (Rogers 1992) (Şekil 2.2).



Şekil 2.2. Pulmoner Venöz Sistem (www.imaios.com)

2.2. Pulmoner Tromboemboli

PTE genellikle derin ven trombozu (DVT) komplikasyonu olup, çoğunlukla derin bacak venlerinden kaynaklanan trombüslerden kopan parçalar tarafından pulmoner arteryel ağacın bütününün veya bir bölümünün tıkanmasıdır. DVT'nin komplikasyonu olmasının yanı sıra aynı zamanda nontrombotik sebeplere bağlı da

olabilir. Nontrombotik nedenler; travma sonrası yağ partikülleri, venöz kateterizasyon sonrası kateter parçaları, cerrahi ve girişimsel işlemler sırasında intravasküler hava, sistemik olgulıklar (Behçet olgulığı, SLE gibi), doğum sonrası amniyon sıvısı, çeşitli tümörler ve kist hidatik gibi parazitlerdir. Bu nadir sebepler etyolojide tüm embolilerin %1 kadarını oluşturur (Rossi 2000).

PTE kliniği, sessiz formdan masif emboli nedeniyle ölümle sonuçlanabilen klinik tabloya kadar geniş bir yelpaze gösterir. PTE, mortalite ve morbiditesi yüksek, tekrarlayabilen, tanısı güç olan ve sık atlanılabilen bir olgulık olup, bu olguların erken tanı ve tedavisi mortaliteyi azaltabilir ve yeni embolilerin gelişimini engelleyebilir. (Dalen 2002).

2.2.1. Epidemiyoloji

PTE, Amerika Birlesik Devletleri'nde yıllık insidansı 1/1000'den daha fazla olan, tanı sonrası ilk 3 hafta içinde mortalite oranı %15'in üzerinde olan sık bir kardiyovasküler ve kardiyopulmoner hstalıktır (Goldhaber 2003). 55 yaş üstü erkeklerde kadınlara nazaran daha fazla görülür. Tromboembolik hastalık ve buna bağlı ölüm riski yaşla beraber artar. Hastalığın insidansında etnik faktörler de önemlidir. Siyah ırkta beyazlara nazaran daha fazla görülür (Duwe 2000).

PTE sıklığının günümüzde tam olarak tespit edilmesinde güçlükler vardır. Bildirimler birçok merkezde ve ülkede tam olarak yapılmamaktadır. Hem PTE'nin hem de PTE'ye bağlı ölümlerin bildiriminde eksiklikler mevcuttur (Copenland 1987). Bu gruba ülkemizde dahildir. Ülkemizde PTE mortalitesi Sağlık Bakanlığı verilerine göre yıllık 386 kişidir. Aslında beklenen olgu sayısı yıllık 3000 civarındadır (Erkan 2003). Son yıllarda dinamik kontrastlı toraks BT'nin tanıda kullanımının artması ile birlikte PTE insidansı artmış, erken tanı ve tedavi olanağı ile PTE mortalitesi azalmıştır. 1997'de ABD'nin Pensilvanya eyaletinde yapılan bir çalışmada PTE insidansı % 0,047 bulunurken, 2001 yılında % 0,063'e yükselmiştir. PTE insidansında yıllık %0,004 artış bulunmuştur. Bu artış dinamik kontrastlı toraks BT'nin kullanımının artışı ile açıklanmıştır (DeMonaco 2008).

2.2.2. Etyopatogenez

PTE primer bir hastalık olmayıp en sık olarak alt ekstremite derin venöz sistemde ve sağ kalp endotel yüzünde oluşan trombozisin bir komplikasyonudur (Fraser 1999). PTE ve DVT venöz tromboembolizm olarak adlandırılan bir antitenin iki parçasını oluşturmaktadır (Torbicki 2000). PTE'lerin %90'ında sebep DVT'dir (Taffoni 2005). DVT için kalıtsal ve edinsel risk faktörleri Tablo 2.1'de gösterilmiştir (Fraser 1999).

Tablo 2.1 DVT kalıtsal ve edinsel risk faktörleri

A- Kalıtsal risk faktörleri:

- Anti-trombin III eksikliği
- Protein C yetmezliği
- Protein S yetmezliği
- Kalıtsal disfibrinojenemi
- Plazminojen ve plazminojen aktivasyon olgulıkları

B- Edinsel risk faktörleri:

- Lupus antikoagulanı
- Paroksismal noktürnal hemoglobinüri
- Staz
- Östrojen tedavisi
- Sepsis
- İmmobilite
- Felç
- Polisitemia rubra vera
- Şişmanlık
- İnflamatuar barsak olgulığı
- Nefrotiksendrom
- Geçirilmiş tromboemboli
- İleri yaş
- Kanser

Venöz trombo embolizme sebep olan triadı 1856 yılında Wirchow aşağıdaki gibi açıklamıştır (White 2003):

1. Damar duvarında lokal hasar (intraluminal hasar)
2. Hiperkoagülabilite

3. Venöz staz

Bu şartları hazırlayan predispozan faktörler:

1. Damar duvarına Direkt Hasar

- Travma, cerrahi

2. Hiperkoagülabilite

Primer :

- Anormal fibrin oluşumuna neden olanlar: AT III eksikliği, Protein C ve Protein S eksikliği, Heparin Kofaktör II eksikliği
- Fibrinolitik sistemde bozukluk: Plazminojen eksikliği, Plazminojen aktivatör (PA) eksikliği, Plazminojen aktivatör inhibitör (PAI) fazlalığı, Alfa 2 antiplazmin eksikliği, Disfibrinojenemi
- Endotel Zedelenmesine Neden Olanlar: Homosistünüri, Paroksismal Noktürnal Hemoglobinüri (PNH), Lupus Antikoagülanı

Sekonder :

- Koagülasyon ve fibrinolitik sistemi etkileyen nedenler: Malignite, Gebelik, Nefrotik Sendrom, Oral Kontraseptif (Östrojen) kullanımı
- Platelet Sayı ve Fonksiyonlarını Etkileyenler: Myeloproliferatif hastalıklar, Diyabetes Mellitus, Hiperlipidemi, Heparine bağlı trombositopeni (Beyaz Pıhtı Sendromu), Antikardiyolipin antikorları
- Vasküler Sistemi Etkileyenler: VenözStaz, Polisitemia Vera, Orak hücreli anemi, Sferositoz, Paraproteinemiler, Vaskülitler (enfeksiyon, radyasyon, kronik oklüziv arter olgulıgı, Behçet hastalığı)

Primer nedenler sekonder nedenlere göre çok nadirdir. Primer nedenler 1:2500-5000 ve tüm tromboembolik olayların % 4'ünden sorumludur. Özellikle aile öyküsü olanlarda, genç yaşta görülmesi durumunda ve alt ekstremite derin venleri dışında diğer venöz yapılarda tekrarlayan trombozlarda primer nedenler düşünülmelidir. Kanserli olguların yaklaşık %15'inde tromboemboli gelişmektedir.Bazen tromboemboli kanser ortaya çıkmadan aylar önce ortaya çıkabilmektedir. Şüpheli vakalar araştırılmalı veya takibe alınmalıdır (Heit 2003).

3. Venöz Staz

- Uzun süreli immobilizasyon, uzamış yatak istirahati, anestezi, konjestif kalp yetmezligi, kor pulmonale, gebeligin geç dönemi ve doğumdan sonraki birkaç hafta, varisler, obesite.

2.2.3. Fizyopatoloji

PTE'de tıkanan pulmoner arter yatağının genişliği, tromboembolinin akciğerde oluşturacağı sekonder değişiklikler ve olgunın PTE öncesi kardiyopulmoner rezerv durumuna bağlı olarak çeşitli pulmoner ve kardiyak fizyopatolojik ve klinik etkiler ortaya çıkabilir.

2.2.3.1. Akciğerde gelişen fizyopatolojik değişiklikler

Pulmoner vasküler direnç (PVD) pulmoner vasküler yatağa trombüs yerleşmesiyle artar. Bu süreçte, mekanik tıkanma başlatıcı ve belirleyici etken olsa da pulmoner arteryel yataktaki direnç artışı trombüs boyutuyla orantılı olarak artış gösterir. Bunun sebebi trombüs üzerine yığılan trombositlerden, hasarlı endotel hücrelerinden ve akciğerdeki mast hücrelerinden seratonin benzeri nörohümöral maddelerin salınmasıdır. Bu nörohümöral maddeler damar duvarlarındaki reseptörleri etkileyerek refleks yolla vazospazma katkıda bulunmalarının yanısıra pulmoner yatakta spazm yaparak PVD'nin artmasına neden olurlar.Aynı zamanda pulmoner yatakta dolaşımı azaltarak ventilasyonun devam ettiği alanlarda ventilasyon-perfüzyon dengesinin bozulmasına sebep olurlar (Metintaş 2001).

PVD artışına bağlı gelişen fizyopatolojik sonuçlar, önceki kalp-akciğer fonksiyonlarına ve trombüsle tıkanan yatağın genişliğine ve kapasitesine bağlıdır. Kardiyopulmoner sistem hastalıklarına bağlı olarak pulmoner arter basıncı zaten yüksek olan olgularda, küçük boyutlu trombüslerin yol açtığı damar tıkanmaları bile pulmoner hipertansiyonun ciddi boyutlara ulaşmasına neden olabilir.PTE'ye bağlı ölümler en sık olarak, PVD gelişiminin yol açtığı akut sağ ventrikül yetmezliği ile ilişkilidir. PTE sonrasında PVD'de görülen yükselme sağ ventrikül önündeki yükü

aniden arttırarak sağ ventrikülün daha yüksek basınç üretmek zorunda kalmasına yol açar. Ancak, PVD'deki artış nedeni ile pulmoner arteryel yataktan geçerek pulmoner venlere dökülecek kan miktarı azalabilir. Sonuç olarak kardiyak kan atım hacmi (kardiyak output) düşebilir (Metintaş 2001).

2.2.3.2. Kardiyovasküler sistemde gelişen fizyopatolojik değişiklikler

Sağ kalp yükü akut PTE'de artar. Çok kısa bir süre sonra yapılan sağ kalp kateterizasyonu veya elektrokardiyografi (EKG) ile kardiyovasküler sistemdeki hemodinamik değişimler gösterilmiştir. Ortalama pulmoner arter basıncı (PAB), PVD ve kardiyak indeks (KI) parametrelerinde değişiklikler meydana gelir (Karabıyıkoğlu 1997, Dantzker 1990).

Pulmonervasküler yatağın kesit alanı akut PTE'de mekanik obstrüksiyonla azalır, ortalama PAB ve ortalama PVD artar. Sağ ventrikül afterload'ı artar ve sağ ventrikül dilatasyonu oluşur. PVD'yi arttırıcı konstrüksiyon yapan faktörler de (tromboksan, serotonin gibi vazoaktif aminler) PTE oluşumunda rol oynar.

2.2.3.3. Parankimal ve plevral fizyopatolojik değişiklikler

PTE sonrasında akciğer parankimin de pulmoner hemoraji, pulmoner infarkt, nodüller, konsolidasyon, kaviter lezyonlar, atelektazi ve plevral effüzyon gibi değişiklikler izlenir. PTE sonucunda tıkanan arterin distalindeki akciğer parankiminde hemorajik nekroz gelişimi ve sonucunda pulmoner infarkt oluşur. Aynı zamanda enfarkt görülmeksizin yanlızca hemorajide izlenebilir.

Pulmoner enfarkt, iyileşme sürecinde (3-5 hafta) tamamen rezorbe olabildiği gibi komşu plevrada kalınlaşmanın eşlik ettiği fibröz bir skar olarak kalabilir (Greaves 1995).

PTE sonrasında plevral sıvı oldukça sık görülen bir bulgu olup genellikle hemen gelişir, unilateral ve az miktardadır. Effüzyon genellikle akciğer nekrozu sonucu oluşan inflamasyona bağlı olarak hemorajik içeriklidir (Greaves 1995).

2.2.4. Klinik ve Laboratuar Bulguları

PTE tesadüfi olarak saptanan emboliden ani ölümle sonuçlanan masif emboliye kadar değişen klinik tabloyla karşımıza çıkabilir. Olgunın kliniği vasküler tıkanıklığın şiddeti, embolinin yeri, hastanın yaşı ve kardiyo pulmoner hastalığının varlığına göre değişkenlik gösterir (Hyers 1999).

Hastanın kliniğine göre PTE olasılığının değerlendirilmesi açısından tanısal test sonuçlarının iyi yorumlanması ve uygun tanısal stratejinin seçilmesi ciddi önem arz etmektedir. PTE şüphesi olan olguların %90'ında dispne, senkop veya göğüs ağrısı gibi bulguların tek veya beraber bulunduğu bildirilmiştir (Torbicki 2000).

Yapılan çalışmalarda PTE'li olan olguların %97'sinde kardiyak veya pulmoner hastalık olmadan ve dispne, takipne veya göğüs ağrısı bildirilmiştir (Stein 1991). Akut göğüs ağrısı ve nefes darlığı, ateş ve takipne olguların yarısından çoğunda görülen semptomlar olmakla beraber PTE'de en sık izlenen klinik tablo tek başına veya dispne ile birlikte olan plöretik göğüs ağrısıdır (Miniati 1999)**.** Ağrı çoğunlukla distal embolilerin plevral irritasyona neden olması sonucu ortaya çıkar ve bu durum göğüs röntgenogramında konsolidasyon olarak görülebilir. Bu durum sıklıkla 'pulmoner infarkt' olarak yorumlanmakla birlikte histopatolojik olarak alveoler hemoraji ile koreledir ve sadece ciddi hemoptizi ile birlikte görülür (Torbicki 2000).

Klinik bulgular embolinin sayısına (tek/multipl), büyüklüğüne (masif/submasif), lokalizasyonuna, infarktüs gelişip gelişmediğine, rezolüsyon hızına, ilk kez mi yoksa tekrarlayıcı mı olduğuna ve hastanın kardiyopulmoner fonksiyon rezervine bağlı olarak değişebilir.

Akut PTE, infarktüs gelişen (pulmoner hemoraji ve infarktüs tablosu) ve gelişmeyen (izole dispne tablosu) PTE olarak sınıflanabileceği gibi tıkanan damar yatağının büyüklüğüne bağlı olarak masif ve submasif olarak da sınıflandırılabilir (Arseven 2001).

Masif PTE tablosu, pulmoner arter sisteminin en az %50'sinin tıkandığı emboli grubudur. Kardiyojenik şok, senkop, ciddi dispne, akut kor pulmonale, paradoksal arteriyel emboli ve yaygın intravasküler koagülasyon tabloları ile karışabilir. Olgu hipotansiftir ve vital organlara perfüzyon azalmıştır. Siyanoz, apati, oligoüri, mental konfüzyon, ciddi takipne ve taşikardi saptanır.

Pulmoner hemoraji ve infarktüs tablosu ise akut myokardiyal iskemiyi taklit edebilen ani başlangıçlı plevral özellikte göğüs ağrısı, dispne, hemoptizi, frotman ve plevral sıvı ile karakterize bir tablodur. Ağrı sıklıkla kotlara lokalizedir. Ancak infarktüs sahasının bulunduğu alana göre omuza ve karına doğru yayılabilir.

İzole dispne tablosu, submasif tromboemboliler sonucunda ortaya çıkan bu klinik tablo vakaların büyük çoğunluğunu oluşturur. Küçük tromboembolilerde nedeni açıklanamayan dispne, takipne ve taşikardi atakları görülür. Pulmoner damar yatağının %30'undan fazlasının tıkandığı durumlarda dispne şiddetlidir ve devamlılık gösterir.

Rutin laboratuar tetkiklerinden sedimantasyon, lökosit ölçümü, LDH, SGOT, SGPT, bilirubinlerin ölçümü tanıyı destekleyebilir ancak spesifik değildir. Fibrin yıkım ürünü olan D-Dimer testi venöz kaynaklı trombo emboembolilerin tanısında kullanılan, duyarlılığı yüksek ancak özgüllüğü düşük bir testtir. PTE olgularında D-Dimer düzeyi 8 kata kadar artabilmektedir. Kan düzeyleri latexaglutinasyon veya ELISA ile ölçülebilmektedir. D-Dimer düzeyinin PTE'yi saptamadaki hassasiyeti 500 ng/ml üzerinde %97–100 olarak bildirilmektedir. Ancak D-Dimer testleri %35–45 düzeyinde düşük bir sensitivite oranına sahiptir (De Moerloose 1996). Enfeksiyonlarda, postoperatif olgularda, kanser olgularında ve enflamasyon durumunda yanlış pozitif sonuçlar görülebilmektedir (Stein 2004). PTE şüpheli olgularda özellikle ELISA yöntemi kullanıldığında serum düzeyi 500 ng/ml altında bulunursa venöz tromboembolizmi %95–99 oranlarında dışlayabilmektedir (Arseven 2001). Klinik olarak yüksek PTE olasılığı bulunan olgularda D-Dimer'in negatif öngörü değeri, PTE'nin güvenli bir şekilde ekarte edilmesine yetmeyecek kadar düşüktür (Perrier 1999). Yanlış negatif sonuçlar subsegmental embolide daha sık olarak karşımıza çıkmaktadır.

PTE'li olgularda arteryel kan gazı anormallikleri; hipoksemi, hipokapni, respiratuar alkaloz ile birlikte alveolo-arteryel oksijen gradientinin artması şeklindedir. Arteryel kan gazları da tanı için spesifik bir laboratuar testi olmamakla birlikte PTE'si kanıtlanmış olgularda yapılan retrospektif bir çalışmada 40 yaşın altındaki olguların %29'unda PaO2 >80 mmHg bulunurken, yaşlı olgu grubunun sadece %3'ünde bu durum saptanmıştır (Gree 1992).

Arteryel kan gazı değişiklikleri altta yatan kardiyopulmoner hastalıkta, embolinin büyüklüğüyle, obstrüksiyon derecesiyle ve embolizasyondan itibaren geçen süreyle ilişkilidir (D'Alonzo 1984). Olguların %10-25'inde arteryel kan gazları normal bulunmaktadır (Stein 1994). Bu nedenle PaO2 veya alveolo-arteryel oksijen gradientinin normal olması PTE tanısını ekarte ettirmez.

2.2.5. Tedavi

Primer tedavi seçimi emboli büyüklüğüne ve olgu durumunun ciddiyetine bağlıdır. PTE'de tedavi protokolü nedene göre kategorize edilebilir:

1. Trombüs gelişimini önlemek (proflaksi)
2. Trombüsün ilerlemesini veya yinelemesini önlemek (antikoagülasyon)
3. Stabil olmayan olgularda majör tromboembolinin doğrudan tedavisi (trombolitik tedavi veya embolektomi)
4. Rezolüsyona uğramamış tromboembolik materyali organize olduktan sonra çıkarmak (tromboendarterektomi).

Trombolitik tedavi, heparin ve destek tedavisine yanıt vermeyen akut majör embolilerde damar çeperine yerleşmiş trombüsleri eritmede kullanılır. Trombolitik ilaçlar fibrinoliz aktivatörü streptokinaz, ürokinaz ve doku tipi plazminojen aktivatörüdür.

Trombolitik tedavide küçük pulmoner pıhtıların endojen olarak erimesi en az 3 gün sürmekte olup büyük pıhtıların endojen lizisi 1 haftadan önce gerçekleşmemektedir. Pıhtıların lizisini anlamlı şekilde hızlandırmak için tek yol trombolitik tedavidir ve hatta bu tedavi sürecinde dahi tromboliz 48 saat ile 13 gün arasında sürmektedir. Destek tedavisinde ise; analjezikler, oksijen tedavisi, sedatifler,

vazopressör ilaçlar (sistemik hipertansiyonlu olgularda), diüretikler (sağ kalp yetmezliği bulguları varlığında) ve geniş spektrumlu antibiyotikler kullanılır.

Akut minör embolide heparin ve varfarin protokolü uygulanırken; akut majör embolide kolloid sıvılar, inotropik destek, heparin, varfarin, trombolitik tedavi ve nadiren embolektomi yapılır. Kronik tromboembolik pulmoner hipertansiyonda ise vazodilatatör ilaçlara yanıtın olmaması nedeni ile tedavi yaklaşımı kalp-akciğer naklidir (Karabıyıkoğlu 1997, Reinartz 2004).

2.2.6.Tanı

PTE süphesi olan olguların tanısında kullanılabilecek yöntemler arasında EKG, radyonüklid görüntüleme, ekokardiyografi, akciger radyografisi, pulmoner anjiografi, spiral BT ve çok kesitli bilgisayarlı tomografi (ÇKBT) sayılabilir. Klinik ve laboratuar yöntemleri tanı koymada yardımcıdır. Görüntüleme yöntemleri tanıda esas rolu oynar (Kim 1999, Qanadli 2000, de Monyé 2000).

2.2.6.1.Elektrokardiyografi

EKG, PTE tanısı konmasından çok diğer öntanıların dışlanması için kullanılabilir (Arseven 2001). PTE'de en sık rastlanan EKG bulguları nonspesifik ST-T değişiklikleridir. EKG, özellikle akut miyokard infaktüsü ve perikardit gibi kardiyak kökenli olgulıkların ayırıcı tanısında yardımcı olur. EKG'de temel değisiklikler, sağ ventrikül basınç yüküyle iliskilidir. EKG'de beklenen klasik bulgu sağ ventrikül basınç yükünü gösteren S1Q3T3 paternidir (Stein 1991, Timuralp 2001).

2.2.6.2.Akciğer Grafisi

Akciğer grafi bulguları, PTE dışındaki hastalıklarda da izlenebilmesi nedeniyle non-spesifik olup PTE tanısında çok fazla yarar sağlamaz. PTE tanılı olguların %10-15'inde göğüs grafisinde patoloji izlenmemektedir (Fraser 1999). Akut PTE tanısında akciğer radyografisinin duyarlılığının %33, özgüllüğünün %59 olduğu bildirilmektedir. PTE olgularının göğüs grafilerinde; lineer atelektazi, plevral

efüzyon, Hampton hörgücü, periferal oligemi, Fleischner bulgusu, diyafragma yüksekliği izlenen bulgulardır. Akciğer radyografisinin pnömoni, akciğer maligniteleri, plörit ve konjestif kalp yetmezliği gibi pulmoner emboliye benzer diğer patolojileri ekarte etmede önemli rolü vardır (Stein 1992).

Geniş lober veya segmenter arterin oklüzyonu sonucunda periferal oligemi (Westermark bulgusu), küçük damarların yaygın tutulumu sonucu genel oligemi oluşabilir. Fleischner bulgusu (ana pulmoner arter genişlemesi), kor pulmonale, pulmoner hipertansiyon, vena kava süperior ve vena azygos genişlemeleri genel oligemiye eşlik edebilir. Hemoraji oluşmuş PTE'de radyolojik değişiklikler volüm kaybı ile birlikte konsolidasyon alanlarını içerirken, enfarktüs veya hemoraji oluşmamış PTE'de görülen radyolojik bulgular damar boyutlarında değişiklikler, akciğer volümlerinde azalma ve kardiyak değişiklikler ile sınırlıdır (Stein 1992, Worsley 1993). Pulmoner opasiteler pulmoner enfarktüsün erken döneminde net olarak izlenemez. Pulmoner opasitenin oluşumu ile tromboembolik atak arasında geçen zaman 10-12 saati bulabilir. Ucu kesilmiş koniye benzeyen opasiteler yaygın olarak sağ akciğer alt lob bazal segmentte yerleşim gösterirler. Hampton hörgücü olarak adlandırılan bu görüntü akciğerin periferinde, kama seklinde, tabanı plevraya bitişik, tepesi hilusa doğrudur. Enfarktların yarısı tam iyileşme gösterirken diğer yarısında ise lineer skarlar ve lokalize plevral kalınlaşmalar kalabilir (McGoldrich 1979).

2.2.6.3.Ventilasyon/Perfüzyon Sintigrafisi

Ventilasyon/Perfüzyon (V/P) sintigrafisi PTE şüphesi bulunan olgularda hızlı ve non-invaziv olarak uygulanabilen ve nonoklüziv embolilerde tanı değeri düşük olan emboli görüntülemesinde indirekt bir yöntemdir (Mayo 1997, Van Rossum 1996).

Ventilasyon sintigrafisi için teknesyumun gaz formu ve Xe-133, Xe-127 gazlar, perfüzyon sintigrafisi için Tc-99m mikrosferler veya MAA (macroaggregated albumin) kullanılmaktadır. Tc-99m MAA partikülleri kapiller yatağın %1'ini oblitere ederek görüntü oluştururlar. Sintigrafinin bilinen tek kontrendikasyonu gebeliktir. Altı yönlü çekilen ve normal olan, defekt görülmeyen bir perfüzyon sintigrafisi PTE

olasılığını ekarte ettirir. PTE'de perfüzyon defektine karşılık gelen alanda ventilasyon defekti olmaz (mismatch defekt). Oysa birçok pulmoner olgulıkta perfüzyon defektine eşlik eden ventilasyon defekti (match defekt) bulunur, PTE tanısında V/P sintigrafisinin kullanılmasının ana nedeni budur. Bu durum V/P uyumsuzluğu olarak adlandırılır.

PTE'de geniş ve uyumsuz defektler (anormal perfüzyon, normal ventilasyon), küçük ve uyumlu defektlere göre daha sıktır. V/P sintigrafilerinin birbiri ile kıyaslanmaları ile değişik olasılıklar ortaya çıkar ve bu olasılıklar PTE olasılığını belirler (The PIOPED 1990).

2.2.6.4.Ekokardiyografi

Ekokardiyografik incelemede sağ ventrikül yüklenmesine bağlı bulgular görülebilir. PTE'li olgularda saptanan anormal ekokardiyografik bulgular arasında sağ ventrikül dilatasyonu (%25-30), sağ ventrikül hipertrofisi, sağ ventrikülde hipokinezi, septal flutter ve paradoksal septal hareket, embolinin doğrudan görülmesi ve pulmoner arteriyel hipertansiyon yer almaktadır (Tapson 2008, Gossage 1997).

Ekokardiyografi PTE'nin takibinde ve özellikle de tedaviye rağmen ileri aşamada gelişebilecek kronik tromboembolik pulmoner hipertansiyon gibi komplikasyonların erken saptanmasında çok önemli yer tutmaktadır. Son yıllarda PTE'nin prognozunu ve özellikle sağ ventrikül disfonksiyonunu belirlemede ekokardiyografik ölçümlerin kullanımı giderek artmaktadır (Mookadam 2010).

2.2.6.5.Pulmoner Anjiyografi

Akciğer embolisinin tanısında altın standart yöntem olarak kabul edilmektedir (Wolfe 2001). Büyük damarlardaki dolma defekti daha güvenle gösterilebilir. Yöntemin duyarlılık ve özgüllüğü %95'den fazladır. Girişim Seldinger yöntemi ile tercihen femoral venden yapılır. Pulmoner anjiyografinin subsegmental ve daha küçük arterlerin tıkanıklıklarının değerlendirilmesinde süperpozisyon ve kontrast madde dilüsyonu nedeniyle etkinliği sınırlı olmasına karşın, lober ve segmental

arterlerdeki tam ve kısmi tıkanıklıkların tespitinde etkili bir yöntem olduğu gösterilmiştir (Blachere 2000).

PTE için primer bulgular; tam tıkanıklık olmadan santral veya periferik lümen içi radyolusensinin görülmesi ve distal uçta kan akımına izin vermeyen lümen içi radyolusensinin bulunmasıdır. Sekonder bulgular ise; lümen içi dolma defekti görülmeden pulmoner arterdeki ani sonlanma ve asimetrik perfüzyon defekti (oligemi ve avasküler alanlar, arteryel fazın uzun sürmesi, ince kıvrımlı periferik damarlar ve azalmış vasküler dallanma) olarak belirtilmektedir. Pulmoner anjiyografinin avantajları büyük bir alanın incelenebilmesi, rezolüsyonun yüksek olması, koopere olmayan olgularda bile tanı kabiliyetinin yüksek olmasıdır. Pulmoner anjiografi, akut PTE'ye benzeyen tablolar gösteren myokard enfarktüsü, pnömotoraks, pnömoni, konjestif kalp yetmezliği, aort anevrizması ve/veya disseksiyonu gibi olgulıkların ayırıcı tanısında yararlı olmaktadır. En önemli dezavantajları pahalı olması, iyi eğitimli uzmanlara ve teknik ekipmana gerek duyulması, invaziv olması, komplikasyon riskidir. Dijital substraksiyon anjiografisi, klasik pulmoner anjiografinin dezavantajlarını önemli ölçüde azaltmıştır (Barton 1997, Stein 2007)

2.2.6.6.Manyetik Rezonans Anjiografi

Non-invaziv olması, daha güvenli kontrast madde kullanımı ya da kontrast madde kullanımının olmaması ve pulmoner dolaşım, toraks, mediyastinal yapılar hakkında da bilgi vermesi gibi avantajları olan bir tekniktir (Loubeyre 1994). PTE açısından santral, lober, segmental arterler büyük bir doğruluk oranıyla değerlendirilirken subsegmental düzeydeki embolilerin değerlendirilmesinde yetersiz kalmaktadır (Gupta 1999).

2.3. Çok Kesitli Bilgisayarlı Tomografi - Bilgisayarlı Tomografi Anjiografi

Günümüzde daha az invaziv modern teknikler PTE tanısında pulmoner anjiyografi gibi invaziv yöntemlerin yerini büyük ölçüde almıştır (Remy-Jardin 2000, British ThoracicSociety 2003). Spiral BT aletlerinin kullanımından önceki dönemlerde, konvansiyonel (standart BT) kontrastlı BT inceleme akut veya kronik pulmoner emboli tanısında kullanılmakta idi. İncelemede kullanılan kesit kalınlığının 10 mm'den fazla olması ve inceleme süresinin uzun sürmesi nedeniyle pulmoner arterlerin opasifiye olması yetersiz idi. Çok Kesitli BT (ÇKBT) günümüzde BT teknolojisinde ulaşılan son nokta olup, cihazlar çok sayıda detektör sırasından oluşturulmuştur. ÇKBT sistemlerinin çekim prensipleri esasen spiral BT'den farklı değildir. ÇKBT'nin avantajı olgunın longitudinal aksı boyunca (z- ekseni) iki veya daha çok sayıda detektör dizileri ile donatılmış olması, X- ışını kolimasyonunun genişletilebilmesi ve bunların sonucunda masa hızının arttırılabilmesidir. ÇKBT aletleri ile 1 mm veya daha ince kesitler alınarak yapılan BTA incelemede segmental, subsegmental ve daha küçük çaplı arterlerdeki embolinin gösterilmesi de mümkün olmaktadır. Ayrıca BTA'nın önemli avantajlarından birisi de pnömoni, malignite, plevral effüzyon, özefajit, perikardit ve aort diseksiyonu gibi olgulıklarda ayırıcı tanı yapabilmeye olanak sağlamasıdır. ÇKBT aletleri ile yapılan BTA'nın duyarlılıgı %53-89, özgüllügü ise %78-100 olarak belirtilmektedir (Schaefer-Prokop 2005).

AkutPTE şüphesi yüksek olan olgularda yapılan BTA sonuçlarında PTE tespit edilmemesi bu gruptaki olguların gereksiz antikoagülan tedavi almalarını önlemiştir (Lim 2005).

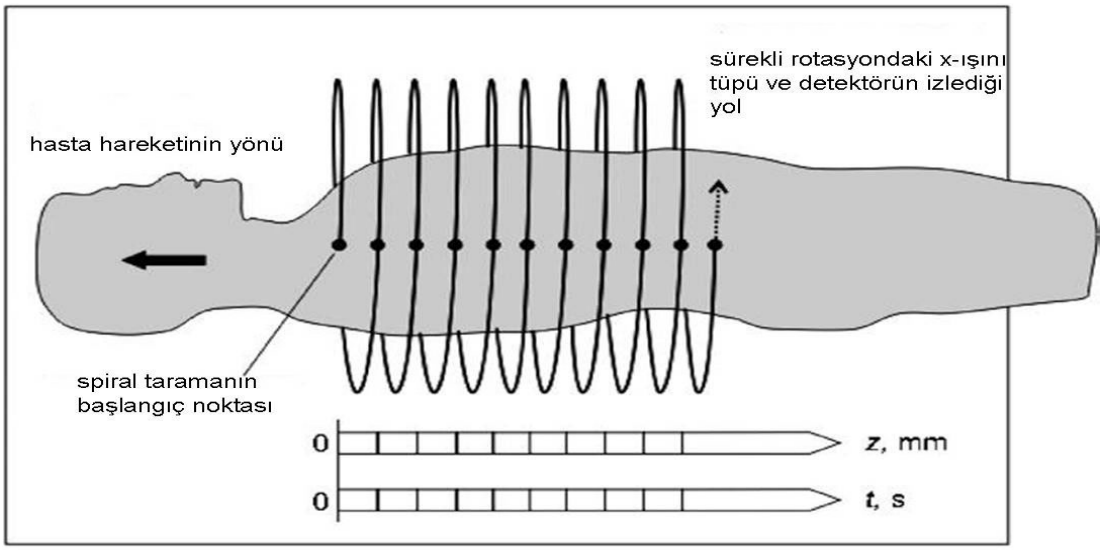
2.3.1. Tarihçe

1979 yılında Sir Godfrey N. Hounsfield ve Alan M. Cormack'ın "bilgisayar destekli tomografinin gelişimi" isimli Nobel ödülünü alması ile başlayan BT teknolojisi geçen zaman içerisinde çok hızlı bir değişim ve gelişim göstermiştir (Mahesh 2002). Hounsfield bu konuda daha önce yapılmış çalışmalar hakkında bilgisi olmadan, bilgisayar rekonstrüksiyon tekniklerini kullanarak bir cismin iç yapılarının, cismin içinden farklı açılarda geçen X -ışınlarının atenüasyon paterni temel alınarak rekonstrükte edilebileceğini göstermiş olup, 1972 yılında beyin

görüntülemeyi mümkün kılan ilk BT cihazını kullanıma sunmuştur (Kalender 2006, Hounsfield 1973). 1970'li yıllarda BT cihazlarının 4. jenerasyona kadar gelişimi izlenmiştir.

1989 yılından sonra helikal tarama geliştirilmiş olup, takip eden çalışmalarla 1991 yılında 1 mm'nin altında kesit alabilen cihazlar üretilmiştir. ÇKBT'nin öncüsü kabul edilen çift dedektörlü helikal BT aynı yıl içerisinde geliştirimiştir. Gerçek zamanlı BT'nin 1993'te kullanıma sokulmasıyla biyopsi işlemlerinin BT floroskopi altında yapılabilmesi, organlar ya da damar yapıları içindeki kontrastlanmanın monitorizasyonu (otomatik bolus yakalama programları) olanaklı hale gelmiştir. Gantry rotasyon zamanları 1995'te 1 sn'nin altına inmiş olup, 1998'de bu süre 0.5 sn'ye düşmüş, günümüzde kullanılan sistemlerde ise gantry rotasyon zamanları 0.27 sn'ye kadar inmiştir (Bardo 2009). ÇKBT 1998 yılında klinik kullanıma girmiş olup, literatürde "multislice CT ", "multidetector CT " ve "multidetector row CT "gibi isimler ile anılmaktadır (Hu 2000).

Helikal (spiral) BTsistemlerinde tüpün hasta etrafında bir dönüşünde tek kesit alınabilirken ÇKBT'de önceki sistemlerden farklı olarak, bir rotasyonda 4 veya daha fazla sayıda (8, 16, 32, 40, 64, 256, 320) kesit almasına olanak veren z ekseni (olgu masası yönü) boyunca dizilmiş çok sıralı dedektör sistemi vardır. 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 kullanılmaya başlanmıştır (Hu 2000) (Şekil 2.3).



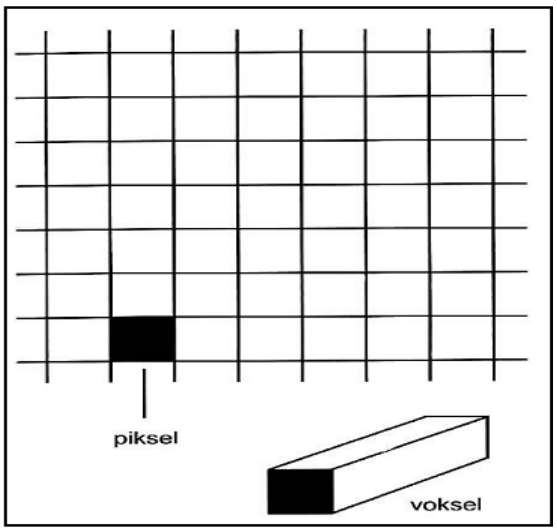
Şekil 2.3. Helikal BT teknik prensibi

2.3.2. Fizik Özellikler

2.3.2.1. Temel Fizik Prensipleri

BT, X - ışınının kullanıldığı bir görüntüleme yöntemidir. Vücudu kesitler şeklinde görüntüler (tomografi). Röntgenogramlardaki üst üste binme (süperpozisyon) bu inceleme ile ortadan kaldırılmıştır. BT aygıtında tarayıcı, bilgisayar ve görüntüleme ünitesi olmak üzere üç bölüm vardır. Tarayıcı hasta masası ve gantriden oluşur. Gantri içerisinde tüp ve dedektör sistemi bulunur. Her kesit alma işleminden sonra masa bir miktar hareket ettirilirek hastanın incelenen bölgesinden ardışık kesitler elde edilebilir. BT kesit alma esasına dayanan bir görüntüleme yöntemi olduğu için istenilen kesit kalınlığına eşit kalınlıkta bir X - ışını demeti yeterli olacaktır. Bu nedenle tüpten çıkan X - ışınları kolime edilerek yelpaze şeklinde bir demet haline getirilir. Hasta vücudundan geçen bu X - ışını demeti karşı taraftaki dedektörler tarafından algılanır. Dedektöre ulaşan X - ışınları hasta vücudundan geçerken dokuların özelliklerine göre değişen oranlarda zayıflamaya uğrar. Dedektörde saptanan bu zayıflama miktarı bilgisayarlarla değerlendirilir. Birçok matematiksel işlem içeren karmaşık bir süreç sonucu, X - ışınlarının taradığı alanın her noktasının X - ışını zayıflatma değeri hesaplanır. Gelen radyasyonun yoğunluğu ile orantılı bir elektrik sinyali ve bu sinyal dijitalize edilerek görüntü oluşturulur (Adapınar 1997, Tuncel 2008).

BT görüntüsü vücudun bir diliminin, BT numaralarından meydana gelmiş bir haritasıdır. İki boyutlu olan bu resim aslında üç boyutludur. Üçüncü boyutu, dilimin kalınlığı yapar. Röntgenden farklı olarak üçüncü boyut çok incedir (genellikle 1-10 mm) ve resmin her tarafında eşittir. Görüntü resim elemanı (piksel) denilen minik karelerin yan yana dizilimi ile oluşturulur. Pikselin yüzeyinin, kesit kalınlığı ile çarpımıyla ortaya çıkan hacme hacim elemanı anlamına gelen "voksel" adı verilir (Tuncel 2008).(Şekil 2.4)



Şekil 2.4. Piksel ve voksel kavramları (Tuncel 2008).

2.3.2.2. Gantry Rotasyon Süresi

Elektron beam tomografi (EBT) cihazları bir saniyenin altında sürede tarama yapabilmeyi başaran ilk BT tarayıcıları olmuştur. Kısa zaman içinde helikal cihazlarda da rotasyon süreleri 1 sn'nin altına indirilmiştir. Gantry rotasyon süresinin kısalması hareket artefaktlarını belirgin olarak azalttığı gibi aynı süre içinde daha geniş anatomik bölgelerin taranabilmesi olanağını sağlamış ve longitudinal (z eksen) çözünürlüğü de arttırmıştır. Tarama zamanındaki kısalma gantriyi etkileyen merkezkaç kuvvetinde artış oluşturmaktadır. Tarama zamanının 1 sn'nin altına indirilmesi için gantry çiziminde (design), gantry motorunda, veri ileti düzeninde (data transmission system - DAS) ve X - ışını tüpünde bazı değişikliklerin yapılması gerekmiştir (Katada 1999). Tarama zamanı kısaldığından birim zamanında ölçülen veri miktarı artmaktadır. Bu miktardaki verinin iletimi düşük voltajlı slip-ring

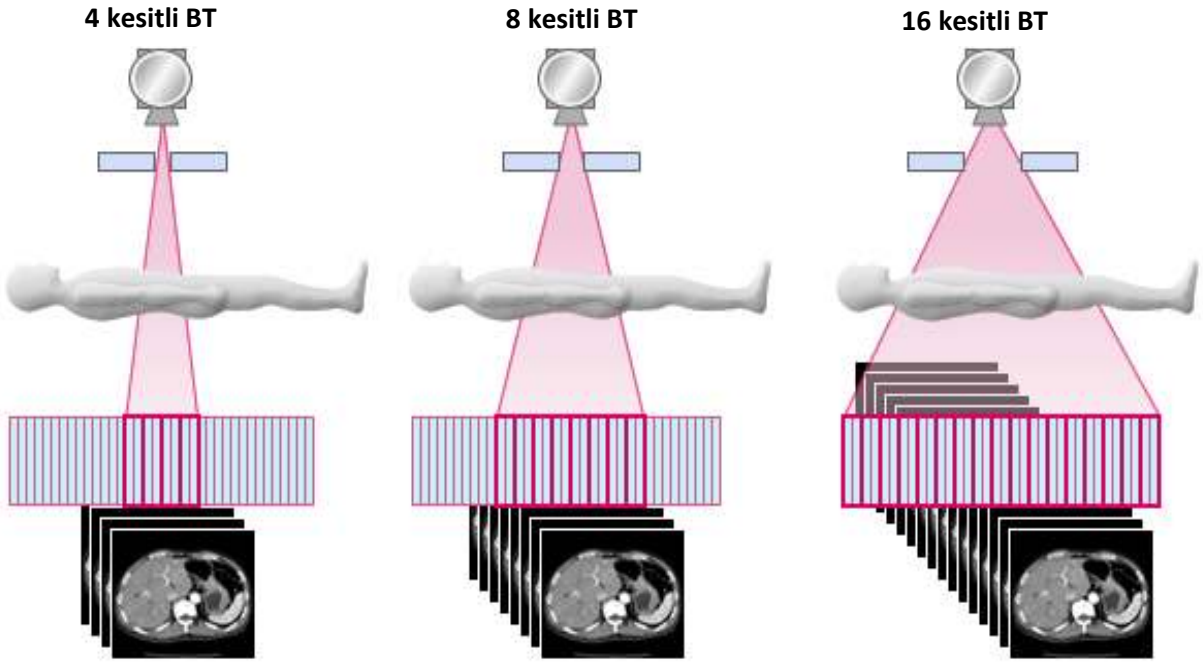
yönteminden farklı, daha yüksek hacimli ve hızlı veri iletim sistemlerine ihtiyaç doğurmuştur. Tüpün ürettiği X - ışını miktarı tarama zamanının kısalmasından dolayı artması ve dolayısıyla tüpün soğutma yeteneğinin iyileştirilmesini de gerektirmiştir (Grenier 2002).

2.3.2.3. İnce Kesit Kalınlıkları

ÇKBT cihazları alışılmamış hızları sayesinde, konvansiyonel helikal cihazlardan farklı olarak, klasik kesit taramasından çok, bir anlamda 'hacim taraması' yapmaktadır. Yüksek kalitede hacim bilgisi için longitudinal düzlemdeki (Z - ekseni) çözünürlüğün yeterli olması gerekmektedir. Z - eksen çözünürlüğünü belirleyen başlıca etken kesit kalınlığıdır. Dedektör teknolojisindeki iyileştirmelerle minimum kesit kalınlığı giderek düşürülmektedir. Böylece ulaşılan izotropik voksel geometrisi sayesinde multiplanar reformasyonlar ve üç boyutlu görüntüleme optimal görsel keskinlikle yapılabilmektedir (Grenier 2002).

2.3.2.4. Çok Sayıda Dedektör

Dedektör yapısı ÇKBT teknolojisinin temel yapısını oluşturur. Konvansiyonel helikal BT cihazlarında dedektör, tek sıra halinde dizilmiş dedektör elemanlarından oluşan tek boyutlu bir yapıdır. ÇKBT cihazlarında ise dedektör, çok sayıda dedektör sırasından oluşan iki boyutlu bir matriks yapısındadır. Bu şekilde farklı kalınlıkta dedektör elemanları içeren asimetrik dedektör dizaynlarının yanı sıra bazı sistemlerde dedektör matriksi simetrik yapıdadır. Bu dedektör sıralarının farklı kombinasyonlarının seçilmesi ile değişik kesit kalınlıklarında çok kesitli incelemeler yapılmaktadır (Şekil 2.5). Sistemin minimum kesitkalınlığını belirleyen unsur, en küçük dedektör elemanının Z - eksenindeki genişliğidir. Bu değer bazı sistemlerde 0.5 mm, bazı sistemlerde 0.625 mm'dir (Flohr 2005, Tuncel 2008)



Şekil 2.5. ÇKBT dedektör sistemlerinde kesit elde etme

2.3.2.5. Data Acquisition System (Veri Elde Etme Düzeni - DAS)

Dedektörlerden gelen veriler, aygıtın yazılımının belirlediği kadar kanaldan Data Acquisition System (DAS) e aktarılır. Dedektörlerden gelen anolog veriler dijital verilere dönüştürülür. ÇKBT dededektör sayısının artması, DAS sayısının da artmasına neden olmuştur. (Tuncel 2008).

2.3.3. Görüntü Rekonstrüksiyonu

Çok noktalı rekonstrüksiyon algoritması ve optimal veri örneklemesi dedektör sisteminden başka, ÇKBT cihazlarında, konvansiyonel helikal cihazlardan farklı görüntü rekonstrüksiyon algoritmaları kullanılmaktadır. ÇKBT cihazlarında dedektör iki boyutlu olduğundan tüpten çıkan X - ışını hüzmesi de iki boyutludur, yani koni şeklindedir. Konvansiyonel rekonstrüksiyon yöntemlerinin kullanılması durumunda, koni içinde belli bir açıyla dedektör elemanlarına gelen X - ışınları artefaktlara yol açabilir. Bu artefaktların giderilebilmesi için, ÇKBT cihazlarında, konvansiyonel helikal cihazlarda kullanılan 180 derece lineer interpolasyon

algoritması değil, çok noktalı (multipoint) interpolasyon ile görüntüler rekonstrükte edilmektedir. Bu şekilde konvansiyonel helikal tekniğe göre daha yüksek kalitede görüntü kalitesi elde edilebilmektedir. Multipoint rekonstrüksiyon algoritmasında verilerin örneklenmesi de optimize edilmiştir. Optimize edilmiş örnekleme adı verilen bu yöntemin amacı longitudinal yönde veri örnekleme miktarını arttırmak, yani daha fazla ölçüm bilgisi elde etmek ve böylece sinyal/gürültü oranını arttırmaktır (Tuncel 2008).

2.3.3.1. Pencereleme

Tipik bir BT görüntüsü 12 bit (4.096 ton) gri ölçek değerine sahiptir. Tarama sonucunda pikselin aldığı BT numarasının karşılığı bu 4.096 tondan biridir. Sistemimizin Hounsfield (HU) ölçeği -1.000 ile +3.095 ise her HU değeri bir gri tona karşılık gelir. Normalde 20 gri tonu ayırt edebilen insan gözünün bu yüksek yoğunluk farkı gösteren görüntüleri istenilen ayarda algılayabilmesi için piksellerdeki rakamsal değerler üzerinde yapılan ayarlamalar ile görüntü üzerinde yoğunluk farklılıkları istenilen biçimde ortaya konabilmektedir. Bu ayarlamalar "windowing" ya da "pencereleme" olarak adlandırılır. Pencerelemede, pencerelemenin merkezi pencere seviyesini (WL: window level) gösterirken, Hounsfield skalasında pencereleme yapılan aralık ise pencere genişliğini (WW: window width) göstermektedir (Kaya 2008).

2.3.3.2. Değişik düzlemlerde yeniden yapma (multiplanarreformasyon-MPR)

Ham görüntülerden farklı iki planda görüntü elde edilmesine multi planar reformasyon (MPR) denir. İnsan vücudundaki aksiyal düzlemin sağdan sola uzanan aksına x, önden arkaya uzanan aksına y, bu iki aksın yaptığı düzleme dik uzanan aksına da z adıverilir. x-y akslarınca oluşturulan aksiyal kesit voksellerinin x-z akslarınca yeniden düzenlenmesi ile koronal; y-z akslarınca düzenlenmesi ile de sagittal kesitler elde edilir (Tuncel 2008). MPR görüntüler darlık, intimal fleb, intralüminal defekt gibi patolojileri diğer yöntemlerden daha iyi gösterir. Kesit kalınlığının piksel boyutundan fazla olduğu (izotropik olmayan voksel) durumlarda görüntülerde distorsiyon oluşur (Tomandl 2004, Karabulut 2008).

2.3.3.3. Üç Boyutlu Gösterim (Hacimsel Rekonstrüksiyon Teknikleri)

İki yöntemi vardır: hacim hesaplama (volüm rendering) ve reprojeksiyon. Hacim hesaplama tekniğinde önce görüntüde segmentasyon yapılır. Bunun için ilgilenilen objenin HU numarası belirlenir, voksellerde bu değer varsa 1 yoksa 0 kabul edilir. Böylece elimizde sadece ilgilendiğimiz yapının vokselleri kalır. İlgilendiğimiz yapı segmente edildikten sonra bir bilgisayar programı segmente verileri belirlenen açılardan reforme eder. Bu işlem sadece yüzeydeki voksellerle de yapılabilir (yüzey hesaplaması-surface rendering). Reforme görüntü gölgelenebilir, boyanabilir vb. işlemler yapılabilir (Tuncel 2008).

Reprojeksiyon tekniğinde zaman kaybettirici segmentasyon işlemlerine gerek yoktur. Yöntemde belirlenen bakış açılarından radyografik projeksiyonlara benzer görüntüler elde edilir. Hacim seri setinden bakış açısına göre vokseller seçilir ve o yöndeki tüm voksel değerleri toplanır. Genellikle azami BT numarası görüntülenir. Bu nedenle bu yönteme maximum intensite projeksiyon (MIP) adı verilir. Benzer şekilde düşük BT numarası taşıyan voksellerde görüntülenebilir (minimum intensite projeksiyon-MinIP). Olay gerçekte bir üç boyutlu görüntüleme değildir, değişik açılardan yapılan görüntüler sine modunda gösterilerek 3 boyutluluk sağlanmış olur (Tuncel 2008).

2.4. Dual-Enerji BT

Dual enerji bilgisayarlı tomografi (DEBT) 1976'da ortaya konmuş, ancak geniş kullanım alanı bulamamıştır (Rutherford 1976, Hemmingsson 1986). Günümüzde iki X - ışını tüpü veya hızlı kVp geçişi ile ÇKBT kullanılarak eş zamanlı olarak volümetrik ikili enerji verilerinin elde edilmesi mümkün hale gelmiştir (Flohr 2006, Petersilka 2008).

Bir soğurucu içerisinden geçen X - ışınlarına ait fotonların enerji spektrumları, element yapıları hakkında bilgi içerir. Bu nedenle, doku karakterizasyonu, soğurma özeliklerinin ölçülmesi veya ayırt edilebilir olmasıyla mümkün hale gelebilir. DEBT malzemeye bağlı olarak, fotoelektrik ve Compton etkilerini analiz ederek, maddesel farklılaşma sağlayan iki farklı X - ışını spektrumu

kullanır. Bu şekilde elementsel dansiteler, üç materyalli ayrıştırma algoritmaları kullanılarak tespit edilir. DEBT, görüntüleme tekniği sayesinde artan ölçüm hassasiyeti ile eş zamanlı olarak birden fazla materyal tespit edebilir. Materyal dağılımı üzerindeki bu özel veri morfolojik BT'nin ötesinde, fonksiyonel görüntüleme yaklaşımına da bilgi sağlar. DEBT, materyale uygun görüntülerin elde edilebilmesi için doku farklılıkları ve sınıflandırmalarına ait spektral verilerin kullanılması anlamına gelir. Her maddenin bir atenüasyon eğrisi vardır, bu sebeple X- ışını fotonlarının atenüasyonları enerjilerine bağlıdır, bu teknik bu bağımlılık nedeniyle mümkündür.

Dual enerjinin temel prensibi aynı anatomik bölgenin farklı kVp değerleri (genellikle 80 ve 140 kVp) ile iki veri setinin elde edilmesidir (Şekil 2.6). BT'nin erken dönemlerinde dual enerji yönteminde farklı kVp değerleri ile ardışık tek kesitler elde edilmiş, ancak bu yöntemde solunum ve kısmi hacim artefaktları sorunu ile karşılaşılmıştır. Günümüzde ise DEBT tekniği kullanılarak birkaç saniye içinde tüm vücut taranabilmekte ve solunum artefaktlarına bağlı çakışmama artefaktlarının önüne geçilebilmektedir. Günümüzde tek bir nefes tutma süresinde neredeyse eş zamanlı dual enerji verilerinin elde edilmesi üç farklı marka BT cihazı ile mümkündür: 64 - kesitli çift tüplü BT (Definition, Siemens Medical Systems; Erlangen, Germany), 128 - kesitli çift tüplü BT (Definition Flash, Siemens Medical Systems, Erlangen, Germany) ve High definition 64 - kesitli tek tüplü BT (Discovery 750 HD, GE Healthcare; Milwaukee, Wisconsin, ABD). Siemens tarafından geliştirilen ilk ikili sistemde, iki tüp (tüp A ve B) ile farklı kVp değerleri (89 ve 140 kVp) kullanılmakta, 64 kesitli tek tüplü BT cihazında ise 0.5 milisaniyeden kısa sürede tüp akımı 80 kVp ve 140 kVp ile yer değiştirmektedir. Her iki sistemle elde edilen DEBT verileri kontrast maddenin görüntüden uzaklaştırılarak sanal kontrastsız görüntü (su görüntüsü) ve iyot haritalarının elde edilmesini sağlayan dual enerji yazılımı bulunan çalışma istasyonunda değerlendirilir. Çift tüplü BT kullanılarak 80 ve 140 kVp ile elde edilen iki veri seti çalışma istasyonuna aktarılır ve sanal kontrastsız, iyot haritası ve karışık (80 ve 140 kVp verilerinin değişik oranlarda harmanlandığı) görüntüler elde edilir. Hızlı kVp geçişli 64 kesitli tek tüplü BT cihazı kullanılarak GSI veri seti çalışma istasyonuna aktarılır ve 40-140 keV arasında istenen kiloelektron voltajında spektral verilere ek olarak, su (sanal kontrastsız), iyot ve monokromatik görüntüler elde edilebilir. Çift tüplü BT kullanılırken 0.625 mm

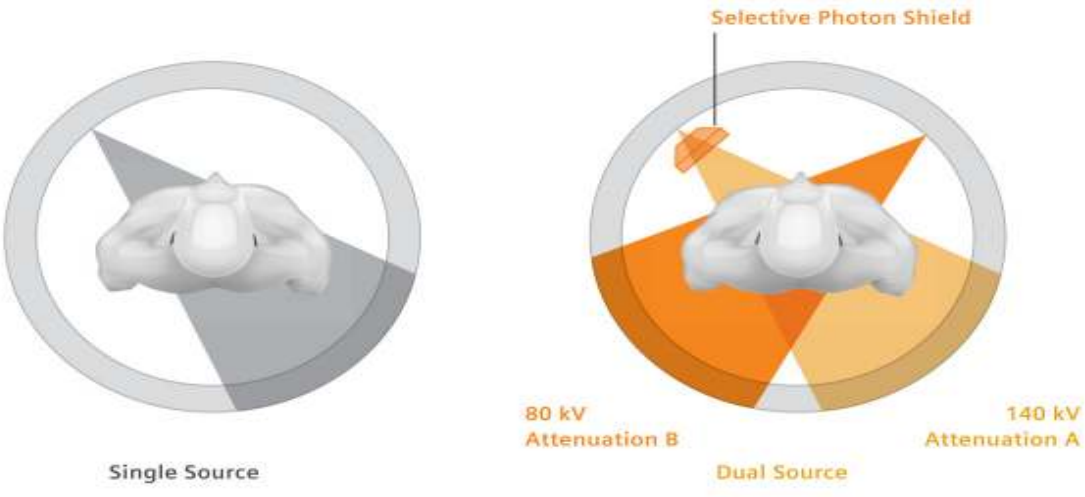
yerine 1 mm kolimasyon seçilerek gürültü düzeyi azaltılabilir. Ayrıca 140/80 kVp bileşimi yerine 140/100 kVp bileşimi tercih edilebilir. İkinci nesil çift tüplü BT cihazlarında (128 kesitli BT) veri elde edilen alan daha geniştir (FOV 26 cm yerine 33 cm) ve görüntü kontrastını arttırmak ve yüksek enerjili spektrumu süzmek için bir filtre kullanılmaktadır. Her iki BT sistemi de z-uçan foküs teknolojisini kullanmaktadır. Çift tüplü BT'nin esas avantajı çakışmama artefaktlarının olmamasıdır (Karçaaltıncaba 2010).

Vücut kitle indeksi yüksek olan olgularda gürültü ve radyasyon dozu nedeniyle dual-enerji kullanımı sınırlıdır. İteratif rekonkstrüksiyon tekniklerinin son zamanlarda kullanıma girmesi DEBT uygulamalarının yaygınlaşmasına neden olabilir (Karcaaltincaba 2009). Materyal ölçümüyle iyot içeren kontrast görüntüden çıkarılarak, sanal-kontrastsız görüntüler oluşturulur. Kontrastsız görüntüler ile sanal kontrastsız görüntülerin yer değiştirilmesi ile standart protokollerdeki kontrastsız görüntünün alınmasına gerek kalmaz ve bu şekilde olguya uygulanan radyasyon dozu azaltılabilir. Bu tür görüntüleme stratejileri hem radyasyon miktarını azaltarak hem de görüntüdeki kontrastı (80kV görüntüler kullanılarak) arttırarak, damar, karaciğer veya böbrek görüntülemede kullanılabilir. Bu şekilde sanal kontrastsız ve iyot haritası görüntüleri elde edilir.

DEBT tekniği kullanılarak materyallerin ölçümü veya farklılığına dayalı birçok klinik uygulama tanımlanmıştır. Materyal farklılaşmasıyla düşük ve yüksek atom numaralı materyallerin ayırt edilmesi, kemik çıkarılması sonrası işleme teknikleri (kalsiyum ve iyot farklılığı gibi) veya üriner sitem taşlarının analizi (üriner taşlar ve diğer taşların ürik asit farkı gibi) gibi durumlar çözülebilmektedir (Karçaaltıncaba 2010, Postma 2012).

DEBT ile yapılan Hounsfield ünitesi ölçümleri mutlak değildir ve kullanılan kVp değerine göre değişiklik gösterebilir. DEBT için tipik olarak 80/140 kVp değerleri kullanılır, ancak 100/140 kVp değerleri de kalp görüntülemede tercih edilebilir (Johnson 2012). Genelde vücut ve nöroloji uygulamalarında iyot görüntüden atılarak kontrastsız sanal görüntüler elde edilebilir. Nöroradyolojik uygulamalarda, karotis ve beyin anjiyografilerinde kemik ve kalsiyumun

uzaklaştırılması mümkündür (Postma 2012). Toraks uygulamaları arasında pulmoner tromboemboli ve başka göğüs olgulıkları bulunan olgularda akciğer perfüzyonunun görüntülenmesi, ksenon ventilasyon-perfüzyon görüntülemesi ve soliter nodül karakterizasyonu sayılabilir (Lu 2012). Kardiyak uygulamalar; kardiyak perfüzyon, canlılık ve kardiyak demir saptanmasıdır (Vliegenthart 2012). Vasküler sistemde arterlerden kalsifik plakların atılması, kemiklerin çıkarılması ve aortik stent greftin değerlendirilmesi gerçekleştirilebilir (Vlahos 2012). Abdominal uygulamalar arasında karaciğer ve pankreas kitlelerinin saptanması ve özelliklerinin belirlenmesi, yağlanma ve demir birikiminin belirlenmesi, DEBT kolonoskopi ve DEBT kolanjiyografi yer alır. Üriner sistem uygulamaları taş özelliklerinin belirlenmesi (ürik asit taşı veya diğer kalsiyum içeren taşlar), böbrek kisti ve kitlelerinin kontrastlanma özelliklerinin ortaya konmasıdır (Heye 2012). Kas-iskelet sisteminde gut ile psödogutun ayırt edilmesi ve metal artefaktların azaltılması amacıyla kullanılabilir. DEBT, PET-BT uygulamalarına iyi bir alternatif oluşturabilir. İyot haritası görüntüleri iyot tutulumunun miktarının belirlenmesini sağlar. Bu yaklaşım solid bir kitlenin tanısı için hem kontrastlı, hem de kontrastsız görüntüler elde etmekten daha etkilidir. Bilgisayar yardımı ile gerçekleştirilen tanı algoritmalarının daha etkin bir şekilde kullanılması mümkün olabilir (Nicolaou 2012).



Şekil 2.6. DEBT cihazının temel dizaynı (çift tüplü sistem örneği)

2.4.1.DEBT Toraks uygulamaları

Toraksta DEBT uygulamalarının en önemli avantajı V/P sintigrafisinin aksine akciğer perfüzyon ve ventilasyonunun farklı zamanlarda görüntülenmesinin önüne geçilmesidir. (Gorgos 2009,Park 2010). Aynı anda 80 ve 140 kVp görüntüler elde edilerek solunum artefaktlarına bağlı yanlış kayıtlar engellenir. DEBT akut PTE olgularında perfüzyon defektlerinin saptanmasını sağlayabilir (Karçaaltıncaba 2011). Ayrıca akciğer perfüzyonun değerlendirilmesi özellikle interstisyel akciğer hastalığı, amfizem, astım, kronik PTE ya da tümör bulunan olgularda daha önceden bilinmeyen patolojilerin ortaya çıkarılmasını sağlayabilir (Goo 2010, Lacout 2010). Yakın bir geçmişte devreye giren Xenon DEBT ile ventilasyon-perfüzyon verileri elde edilmesi mümkün olmuştur ve gelecekte V/P sintigrafisinin yerini alması beklenebilir (Chae 2008). DEBT kullanılarak santimetreden küçük, soliter akciğer nodüllerinin bulunup bulunmadığı belirlenebilir. Filtre kullanılmadan 140/80 kVp bileşimi ile doz nötralizasyonu sağlanması için kolimasyonun 0.6 mm'den 1.2 mm düzeyine değiştirilmesi gereklidir: ancak bir filtreile 140/100 kVp bileşimi kullanılırsa bu işleme gerek kalmaz (Yu 2009).

Çeşitli çalışmalarda kontrastlı görüntülerden kontrastsız görüntüler çıkarılarak perfüzyon defekti olan alanlar saptanabilmiştir (Chung 2004, Wildberger 2001,Wildberger 2005). Ancak bu çıkarma yönteminin çift radyasyon dozu ve nefes tutma esnasında alınan kesitlerin iki tetkikte aynı olmaması gibi iki temel dezavantajı vardır (Chae 2010). Screaton ve ark. (Screaton 2003) yaptıkları çalışmada bilgisayarda işlenen sine BT görüntüleri ile perfüzyon defekt alanlarının gösterilebildiğini bulmuşlardır. Ancak çalışmada kullanılan tek bir seviyeden elde edilen sine sekansın klinik olarak kulanımı pratik değildir. BT görüntülerinde perfüzyon defekt alanlarında 20 HU'dan daha az atenüasyon farkı olduğundan DEBT teknolojisi kullanıma girmeden önce perfüzyon defektlerini saptamak için BT görüntüleri kullanılarak yapılan görsel değerlendirmeler başarılı olmamıştır (Chae 2010).

Materyal ayrıştırma teorisinin uygulanmasıyla, DEBT kullanılarak kontrastlı görüntülerden iyot çıkarılarak kontrastsız görüntüler elde edilebilir (Johnson 2007).

DEBT kullanılarak tek seferde uygulanan kontrast madde enjeksiyonu sonrası aynı anda BTA ve akciğer perfüzyonunu temsil eden iyot haritalama görüntüleri elde edilebilir. DEBT ile gösterilen tıkalı damar bölgelerindeki perfüzyon defekt alanlarının akciğer perfüzyon sintigrafisi ile değerlendirilmesinde yüksek oranda uyumluluk mevcuttur (Chae 2010).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Çalışma planı ve Olgular

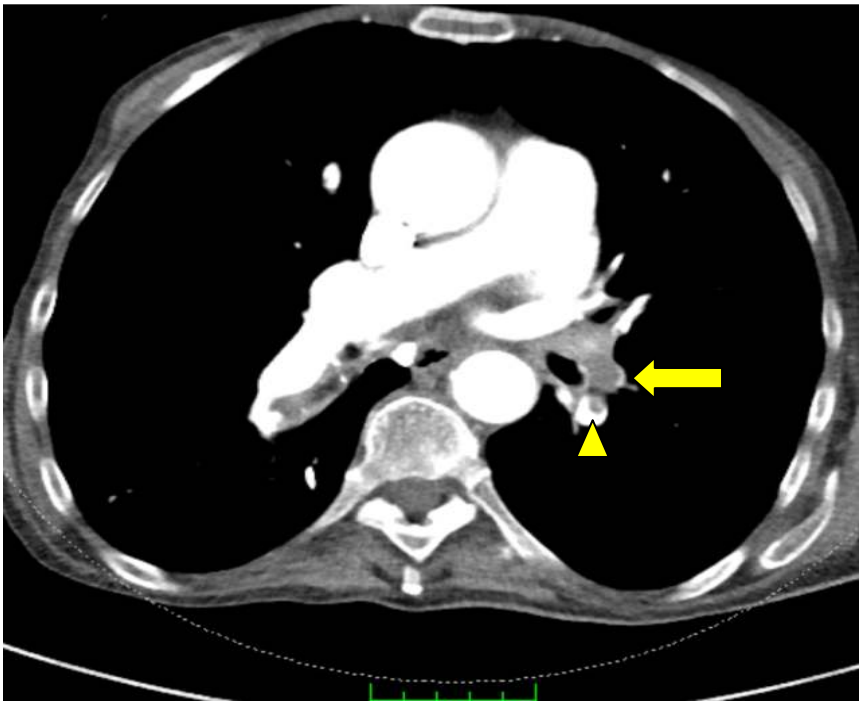
Bu çalışmaya Selçuk Üniversitesi Tıp Fakültesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulundan 20.08.2013 tarihinde 2013/263 sayılı onamı alınarak başlandı. Bu çalışma Radyoloji Anabilim Dalı'nda PTE ön tanısıyla yapılan dual enerji bilgisayarlı tomografi anjiyografi (DE-BTA) tetkiklerinin retrospektif olarak incelenmesi şeklinde planlandı.

Haziran 2013 – Aralık 2013 tarihleri arasında hastane PACS (Enlil PACS Eroğlu, Eskişehir, Türkiye) sisteminde kayıtlı akut PTE ön tanılı 280 olguya yapılan DE-BTA görüntüleri retrospektif olarak incelendi. Değerlendirmeler iki radyolog tarafından yapılmış olup radyologlardan ilki olgularda akut PTE olup olmadığını, PTE'ye eşlik eden hastalık varlığını, trombus varlığında BTA obstruksiyon skorunu ve sağ ventrikül / sol ventrikül (RV/LV) çap oranını belirledi ve perfüzyon çalışması yapılması gereken olgu grubunu oluşturdu. Bu olguların BTA görüntüleri hakkında bilgisi olmayan diğer radyolog ise, sadece perfüzyon haritası görüntüleri üzerinden emboliye bağlı oluşan perfüzyon değişikliklerini değerlendirdi. Sonuçlar istatistiksel olarak karşılaştırılarak perfüzyon defekt skorlamasının diğer skorlamalar ile uyumluluğu araştırıldı.

Akut PTE tanısı ana pulmoner arter, lober, segmental ve subsegmental pulmoner arterlerde santral dolum defekti oluşturan trombüslerin görülmesiyle konuldu. PTE olmayan olgular ve PTE ile birlikte enfeksiyon, tümör veya atelektazi gibi PTE'ye bağlı perfüzyon defekti ile karışıklığa neden olabilecek patolojiler bulunan olgular çalışmaya dahil edilmedi. Ayrıca PTE tanısı için yeterli düzeyde vasküler opaklaşmanın olmadığı olgular da çalışma dışı bırakıldı.

Her bir akciğer arteryel ağacı 10 segmente (3 segment üst lob, 2 segment orta lob, 5 segment alt lob) ayrılarak akut PTE bulunan olgularda trombüsün bulunduğu segmentler belirlendi. PTE, trombüsün lümende oluşturduğu tıkanma derecesine göre tam ya da parsiyel obstruksiyon olarak sınıflandırıldı. Tüm lümeni dolduran ve bu seviyede lümende hiç kontrast madde görülmeyen trombüs olması "tam

obstruksiyon", lümende etrafında kontrast madde izlenen santral trombüs olması ise "parsiyel obstruksiyon" olarak tanımlandı (Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Pulmoner arter dallarında total (ok) ve parsiyel trombüse (ok başı) ait dolum defektleri.

3.2. Yöntem

Çalışmamızda DE-BTA görüntüleri 128 - kesitli çift tüplü ÇKBT (Somatom Definition Flash, Siemens Healthcare, Forchheim, Germany) cihazı kullanılarak elde edildi (Şekil 3.2). Teknik parametreler aşağıda belirtildiği şekilde seçildi: matrix: 512 × 512, tüp voltaj A/B; 100/140 kV, akım şiddeti A/B; 89/ 76 mAs, gantri rotasyon süresi 0.28 sn, kesit kalınlığı: 0.625 mm, rekonstruksiyon; 1 mm, pitch: 0.55, FOV A/B; 38 (ortalama) / 33 cm (maksimum).

Görüntüler tek nefes tutma sırasında vena cava süperior'da kontrast maddeye bağlı oluşabilecek beam hardening artefaktını engellemek amacıyla kaudokranial yönde, kostofrenik açılardan akciğer apekslerine kadar tarama yapılarak elde edildi.

Tüm DE-BTA tetkikleri 350 mg/mL iyot ihtiva eden non-iyonik kontrast madde (iopromide; Ultravist 350, Bayer, Berlin, Germany) kullanılarak gerçekleştirildi. Antekübital venden otomatik enjektör (Ulrich power injector, Germany) yardımıyla 4.5 ml/sn hızla kontrast madde ve hemen arkasından 5 ml/sn hızla 20 ml serum fizyolojik verildi. Optimum pulmoner arter opasifikasyonunun sağlanması için "Bolus tracking" yöntemi kullanılmış olup, kontrast madde öncesi sağ ventrikül düzeyine yerleştirilen ROI (region of interest) alanında dansitenin ortalama 80 HU'ya ulaşmasıyla tetkikin otomatik başlaması sağlandı. Kontrast madde miktarı çekim süresine çekim öncesi bekleme süresi ilave edilerek belirlenen süre ile sn'de verilen kontrast madde miktarı (4.5 ml/sn) çarpılarak hesaplandı.

Eş zamanlı olarak helikal tarama ile A ve B tüplerinden 100 ve 140 kV elde edilen görüntüler ile bu verilerin kombinasyonundan otomatik olarak hesaplanarak oluşturulan miks görüntüler iş istasyonuna (Leonardo, Siemens Healthcare, Forchheim, Germany) transfer edildi.



Şekil 3.2. 128 - kesitli çift tüplü ÇKBT (Somatom Definition Flash, Siemens Healthcare, Forchheim, Germany)

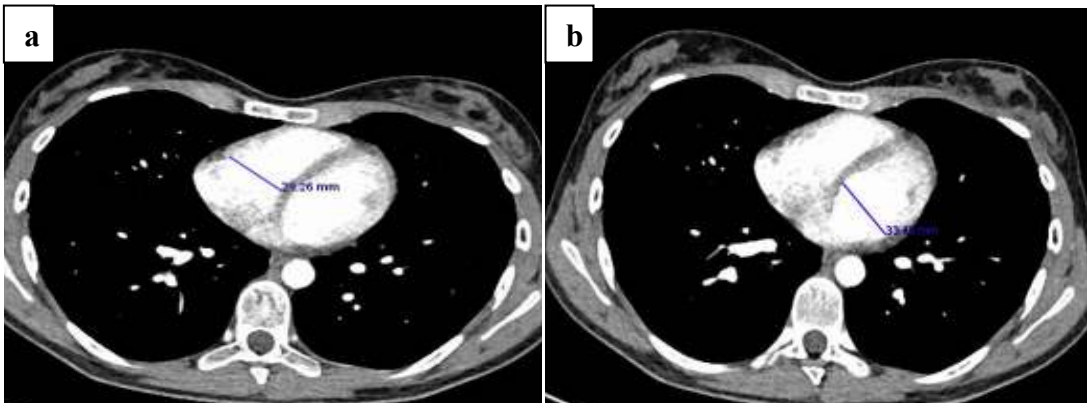
3.2.1. Veri Ölçümü

BT anjiografik obstrüksiyon skoru: İş istasyonunda dual enerji yazılımında miks görüntüler incelenerek "Qanadli metodu" ile obstrüksüyon defekt skoru hesaplandı. Bu yönteme göre; her bir akciğer arteryel ağacı 10 segment olarak (3 segment üst lob, 2 segment orta lob, 5 segment alt lob) kabul edildi. BTA obstrüksiyon skoru aşağıdaki formül ile hesaplanmaktadır:

$\Sigma (n \cdot d)/40 \times 100$

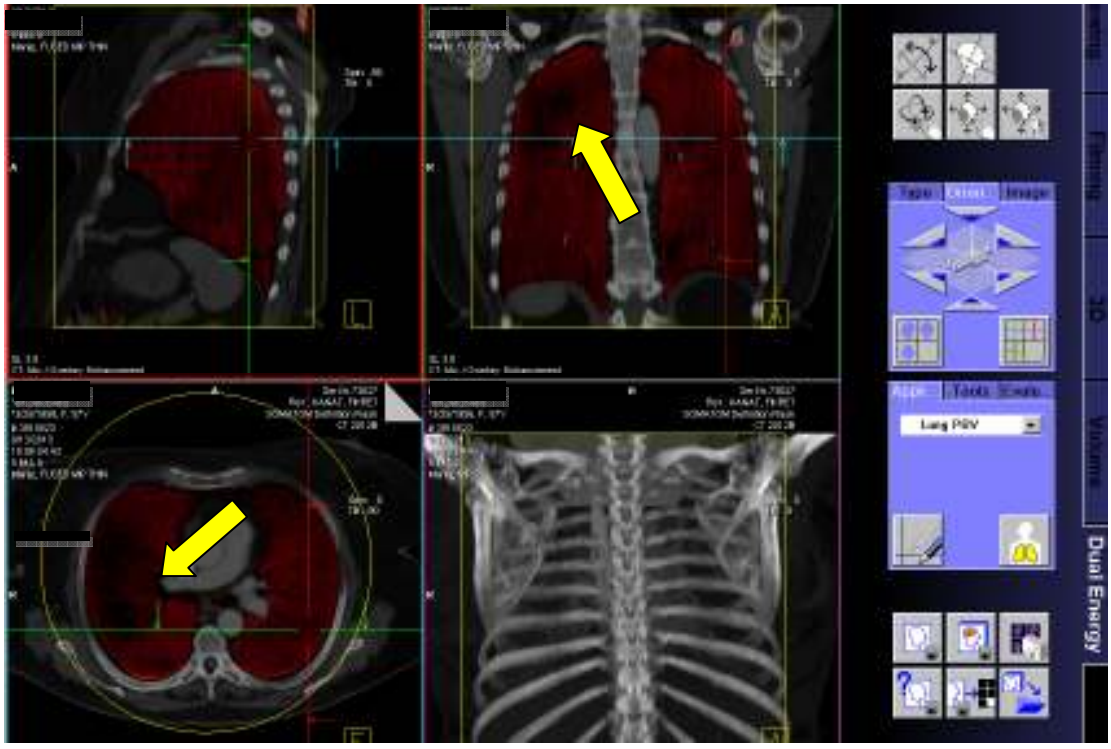
Bu formülde "n" obstrüksiyon olan segment sayısını, "d" obstrüksiyon derecesini ifade eder (0; obstrüksiyon yok, 1; parsiyel obstrüksiyon, 2; total obstrüksiyon) (Qanadli 2001).

RV/LV çap oranı: Liteatürde belirtildiği üzere; RV/LV çap oranı hesaplamaları aksiyel kesit BTA görüntüleri üzerinde yapıldı. RV kısa çapı; triküspit kapak seviyesinde çapın en geniş olduğu yerde sağ ventrikül iç duvarından septum iç duvarına kadar olan mesafe olarak kabul edildi. LV kısa çapı ise; mitral kapak seviyesinde çapın en geniş olduğu yerde sol ventrikül iç duvarından septum iç duvarına kadar olan mesafe olarak belirlendi (Chae 2010) (Şekil 3.3).



Şekil 3.3. a)RV çap ölçümü, b)LV çap ölçümü

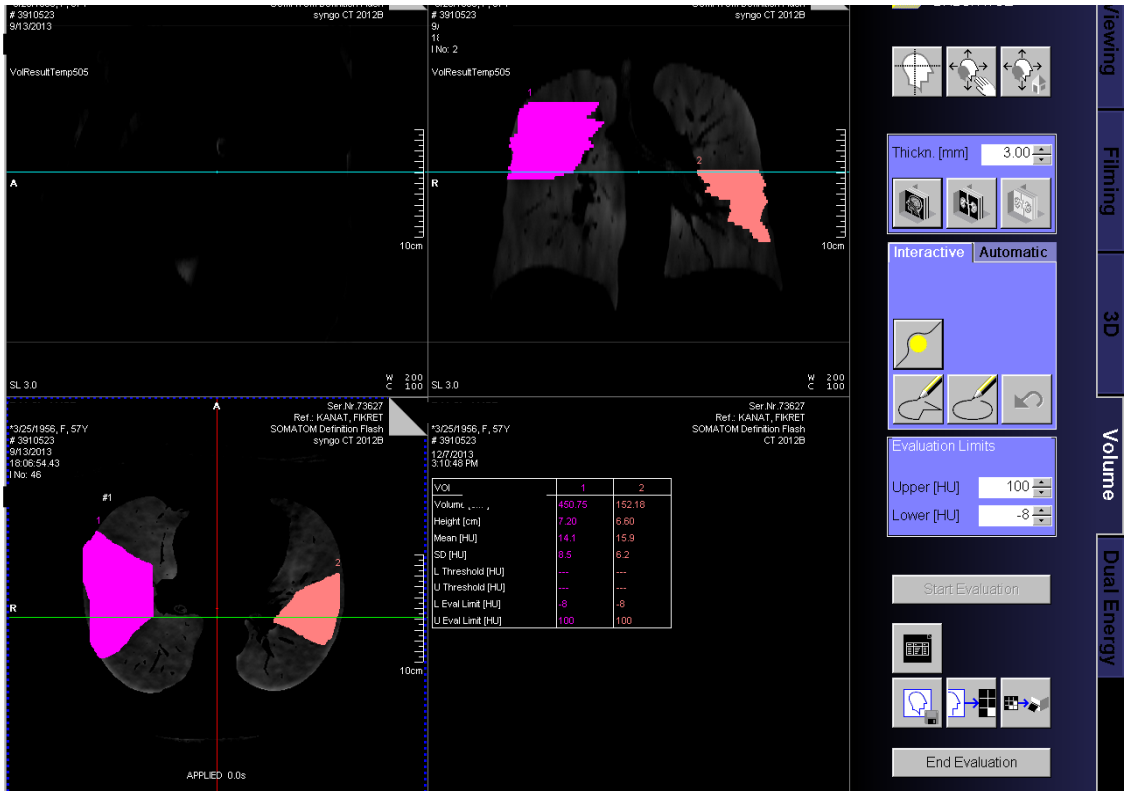
Perfüzyon defekt skoru: Perfüzyon görüntüler iş istasyonunda BTA görüntülerinden bağımsız şekilde oluşturulduktan sonra BTA bulgularıyla kıyaslanmadan yorumlandı. Her akciğer BTA obstrüksiyon skoru hesaplanmasındaki gibi 10 segmente ayrıldı. Perfüzyon görüntülerde iyot haritasında normal akciğer perfüzyonu (renk kaybı olmayan parankim segmenti); 0, orta derecede azalmış akciğer perfüzyonu (hafif renk kaybı olan parankim segmenti); 1, ileri derecede azalmış yada tamamen kaybolmuş akciğer perfüzyonu (tam ya da tama yakın renk kaybı olan parankim segmenti); 2 olarak skorlandı (Şekil 3.4). Daha sonra toplam perfüzyon defekt skoru **Σ(n· d)/40 × 100** formülü (n; defekt olan segment sayısı, d; defekt olan segmentin skoru) ile hesaplandı.



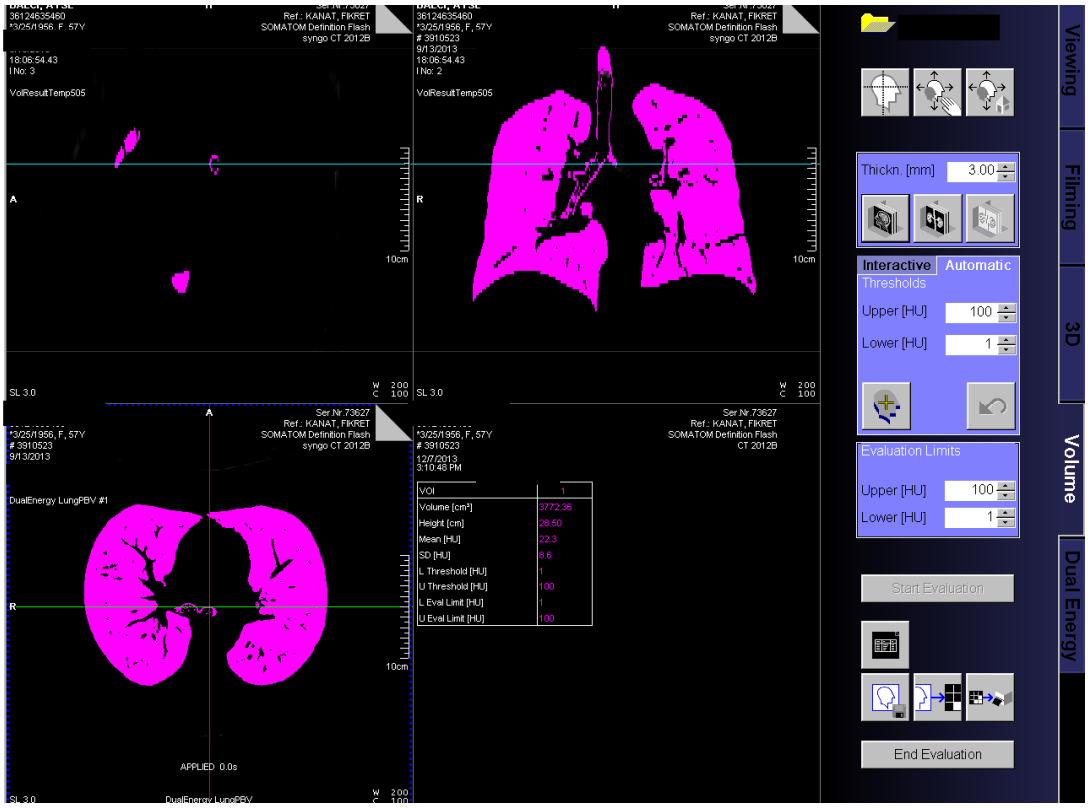
Şekil 3.4. İyot haritasında sağ akciğer üst lob segmentinde tam perfüzyon defektine bağlı renk kaybı (defekt skoru: 2).

Mutlak Perfüzyon defekt volülümü: Mutlak perfüzyon defekt volümü (PDvol), iş istasyonunda iyot harita görüntüleri üzerinde volüm analiz programı (LungPBV, Syngo Dual Energy, Siemens) kullanılarak defekt alan volümü ve total akciğer volümü hesaplandı. PDvol, defekt alanlarının volümü / total akciğer volümü x 100 formülü kullanılarak tanımlandı. Volüm analiz programında akciğer parankimi volüm ölçümü için gerekli olan thre sholds değerleri 1 ile 100 HU aralığı olarak

belirlendi. Perfüzyon defekti, aksiyel kesitlerde defekti temsil eden renk değişimi bulunan alanın manuel olarak her kesitte çevresel işaretlenmesiyle hesaplandı (Şekil 3.5). Total akciğer volümü ise otomatik olarak hesaplandı (Şekil 3.6).



Şekil 3.5. Perfüzyon defekt alanın volümünün manuel hesaplanması



Şekil 3.6. Total akciğer volümünün otomatik hesaplanması

3.2.2 İstatistiksel Değerlendirme

Veriler bilgisayar ortamına aktarılarak hata kontrolleri yapıldı. İstatistik işlemleri için SPSS 15.0 istatistik paket programı kullanıldı. Veriler ortalama ± standart sapma olarak özetlendi. Her bir olgunun BTA obstrüksiyon skoru, RV/LV çap oranı, perfüzyon defekt skoru, perfüzyon defekt volümü arasındaki ilişki pearson korelasyon testi ile değerlendirildi. Cinsiyetlere göre parametrelerin karşılaştırılması Mann-Whitney U testi ile yapıldı. Anlamlılık seviyesi 0.05 olarak alındı.

4. BULGULAR

Akut PTE şüphesiyle DE-BTA tetkiki yapılan 280 olgunun 35'inde (% 12.5) akut PTE tespit edilerek çalışmaya dahil edildi. Çalışmaya dahil edilmeyen olguların 238'inde akut PTE dışı hastalıklar (51olguda kardiyojenik nedenlere bağlı akciğer parankim bulguları, 28 olguda malignite, 24 olguda kronik akciğer parankim hastalığı, 20 olguda akciğer enfeksiyonu bulguları, 10 olguda kronik PTE) tespit edildi. 102 olguda vasküler ya da parankimal herhangi bir patoloji saptanmadı. 7 olgu kontrast maddenin pulmoner arter fazında olmamasına bağlı teknik yetersizlik sebebiyle çalışma dışı bırakıldı. Olguların 3'ü vena kava süperior komşuluğunda kontrast maddeye bağlı oluşan beam hardening artefaktına bağlı yalancı perfüzyon defekti görünümü nedeniyle çalışmaya dahil edilmedi.

Tüm olgular DEBT'nin ikinci tüpünün 33x33 cm olan maksimum FOV alanı toraks incelemesi için yeterli olmuş olup FOV dışı değerlendirilemeyen parankim alanı saptanmamıştır.

Çalışmaya dahil edilen 35 olgunun 22'si erkek (% 62), 13'ü kadın (% 38) olup olguların yaşları 26 ile 89 arasında değişmekteydi (ortalama yaş; 62.5 ± 16.7).

Akut PTE saptanan 35 olgudan 8 olguda yanlızca parsiyel obstrüksiyon, 5 olguda yanlızca total obstrüksiyon, 22 olguda hem total hem parsiyel obstrüksiyon izlendi. Olguların % 40'ında (14) sağ, % 6'sında (2) sol, % 54'ünde (19) bilateral PTE mevcut idi. Tüm embolilerin % 36.8'i sağ alt , % 24.8'i sol alt, % 15.2'si sağ üst, % 8.5'i sağ orta, % 7.8'i sol orta, %6.9'u sol alt lob yerleşimli olarak saptandı.

Olguların BTA görüntülerinden ölçülen BTA obstrüksiyon skorları minimum % 2.5 maksimum % 75 (ortalama BTA obstrüksiyon skoru: % 33.7 ± 22.4), RV çapı minimum 22.5 mm, maksimum 55 mm (ortama RV çapı: 38.9 ± 7.2 mm), LV çapı minimum 25 mm, maksimum 49.8 mm (ortalama LV çapı: 37 ± 6.3 mm), RV/LV çap oranı minimum 0.6, maksimum 1.6 (ortalama RV/LV çap oranı: 1.06 ± 0.2) olarak hesaplandı (Tablo 4.1.).

İş istasyonunda oluşturulan perfüzyon iyot haritaları görüntüleri üzerinden yapılan hesaplamalarda; perfüzyon defekt skoru minimum % 5, maksimum % 67.5 (ortalama perfüzyon defekt skoru: % 27.4 ± 15.1), total akciğer volümü minimum

1708 ml., maksimum 5274 ml. (ortalama total akciğer volümü: 2740 ± 1109 ml.), perfüzyon defekti volümü minimum 92.5 ml., maksimum 1842 ml. (ortalama perfüzyon defekti: 636 ± 420 ml.), PDvol minimum % 3, maksimum % 50.3 (ortalama PDvol % 23.8 ± 11.8) olarak hesaplandı (Tablo 4.2.).

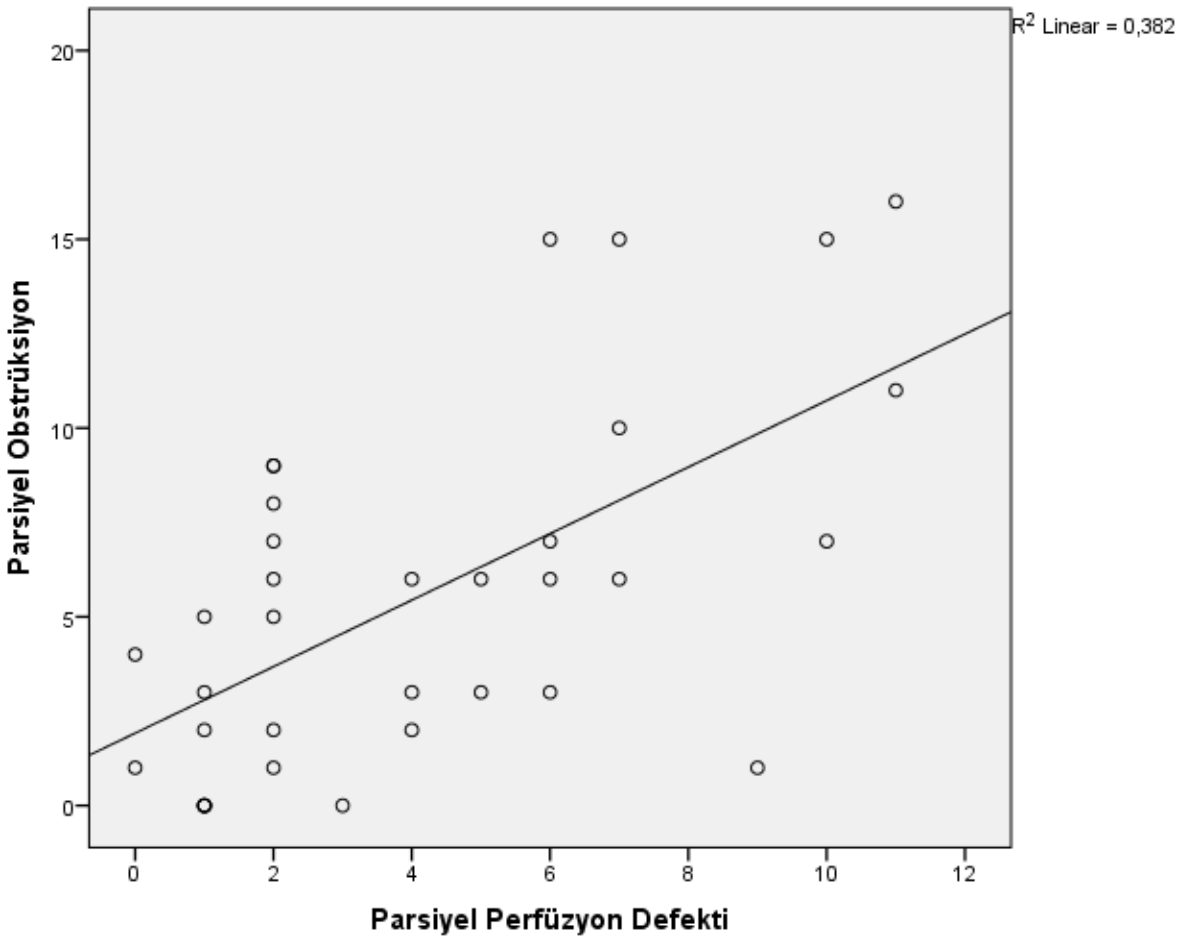
Tablo 4.1. BTA obstrüksiyon skoru, RV, LV ve RV/LV oranı değerleri

	Minimum	**Maksimum**	**Ortalama**
Obstrüksüyon skoru (%)	2.5	7.5	33.7 ± 22.4
RV (mm)	22.5	55	38.9 ± 7.2
LV (mm)	25	49.8	37 ± 6.3
RV/LV	0.6	1.6	1.06 ± 0.2

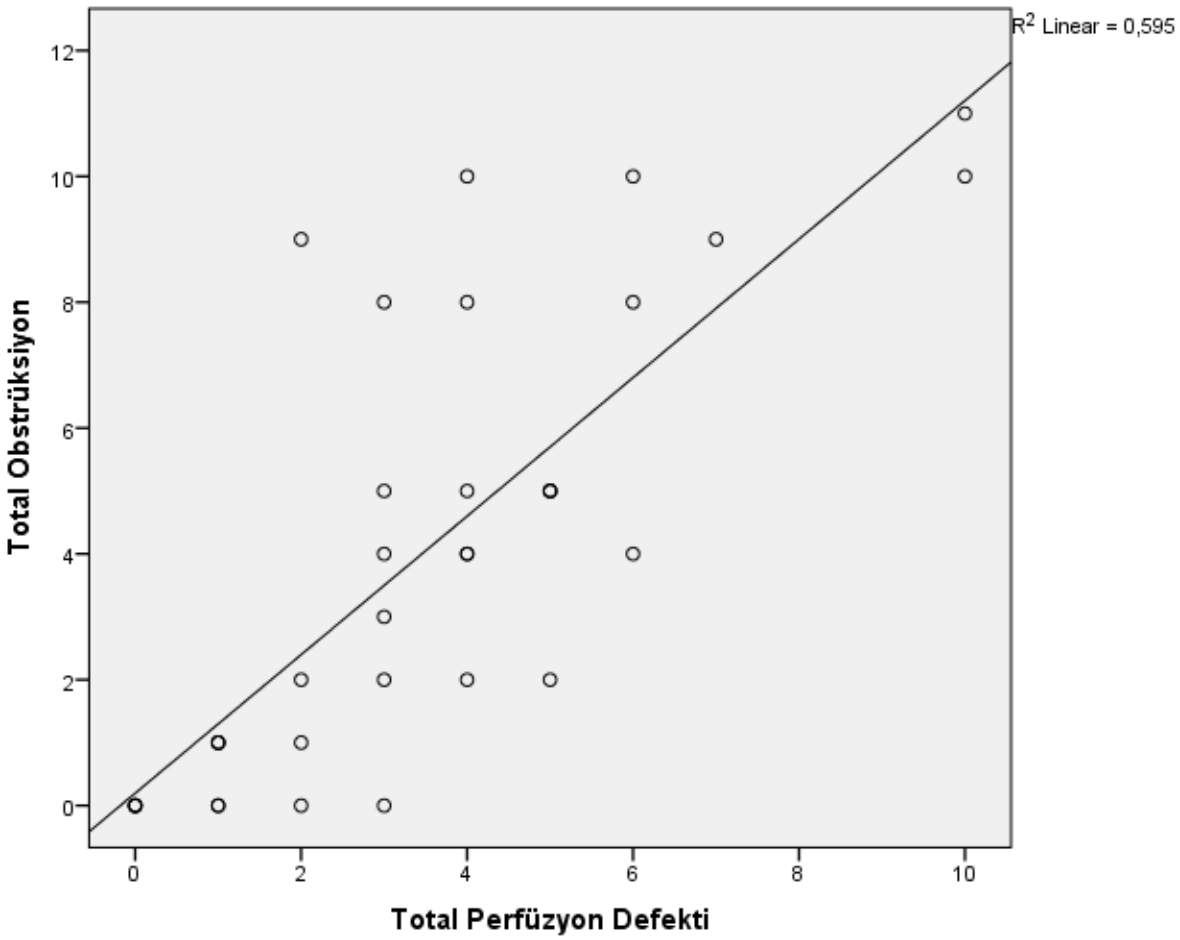
Tablo 4.2. Perfüzyon defekt skoru, total akciğer volümü, perfüzyon defekti volümü, mutlak perfüzyon defekt volümü (PDvol) değerleri

	Minimum	**Maksimum**	**Ortama**
Perfüzyon defekt skoru (%)	5	67,5	27,4 ± 15
Total akciğer volümü (ml)	1708	5274	2740 ± 1109
Perfüzyon defekti volümü (ml)	92,5	1842	636 ± 420
PDvol (%)	3	50,3	23,8 ± 12

Yapılan analizler sonucunda BTA'da parsiyel ($0.001<p$, r: 0.618) ve total ($0.001<p$, r: 0.772) obstrüksiyon izlenen toplam segment sayıları ile perfüzyon haritalamada parsiyel ve total perfüzyon defekti izlenen toplam segment sayıları arasında istatistiksel anlamlı korelasyon tespit edildi (Şekil 4.1, 4.2).

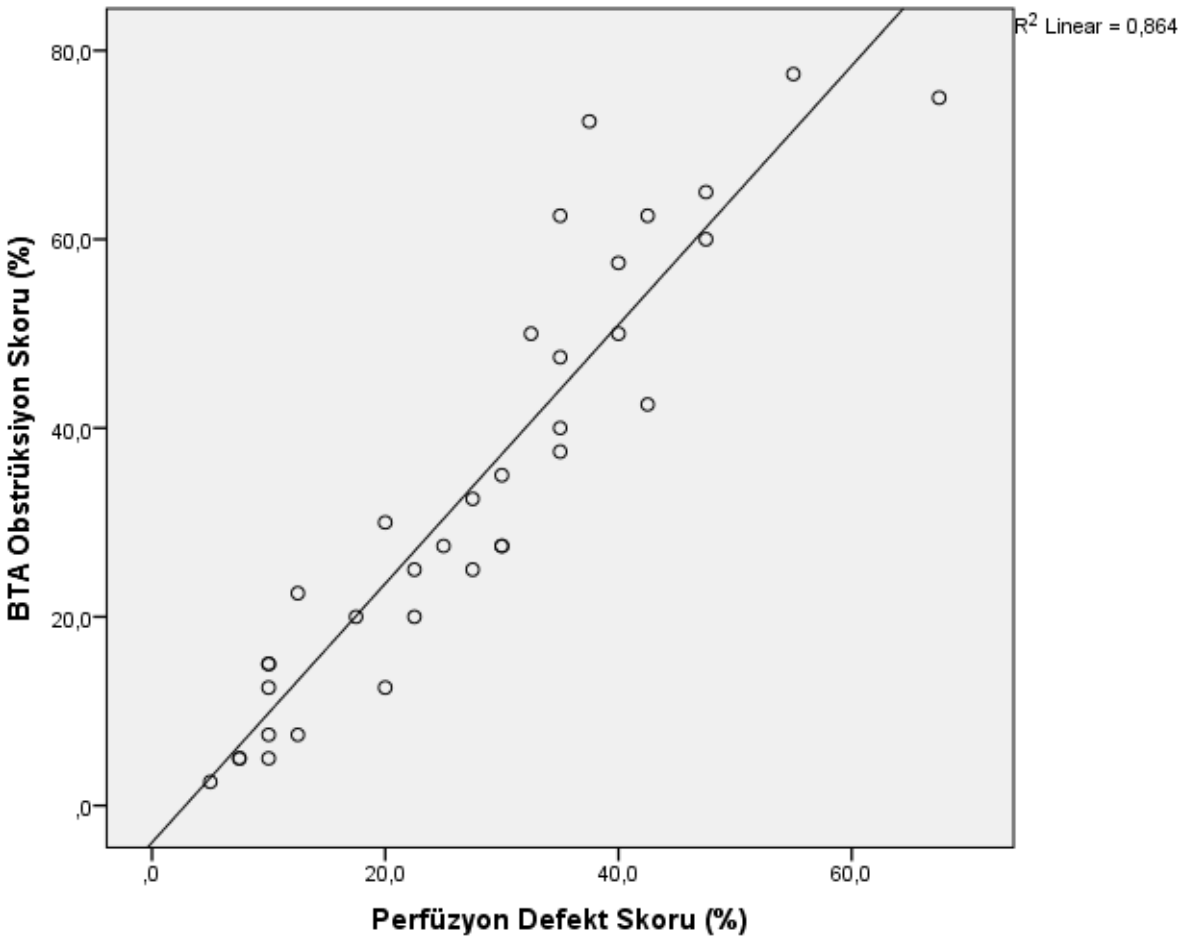


Şekil 4.1. Parsiyel obstrüksiyon ve parsiyel perfüzyon defekti izlenen toplam segment sayıları arasındaki korelasyon .(0.001 < p, r: 0.618).



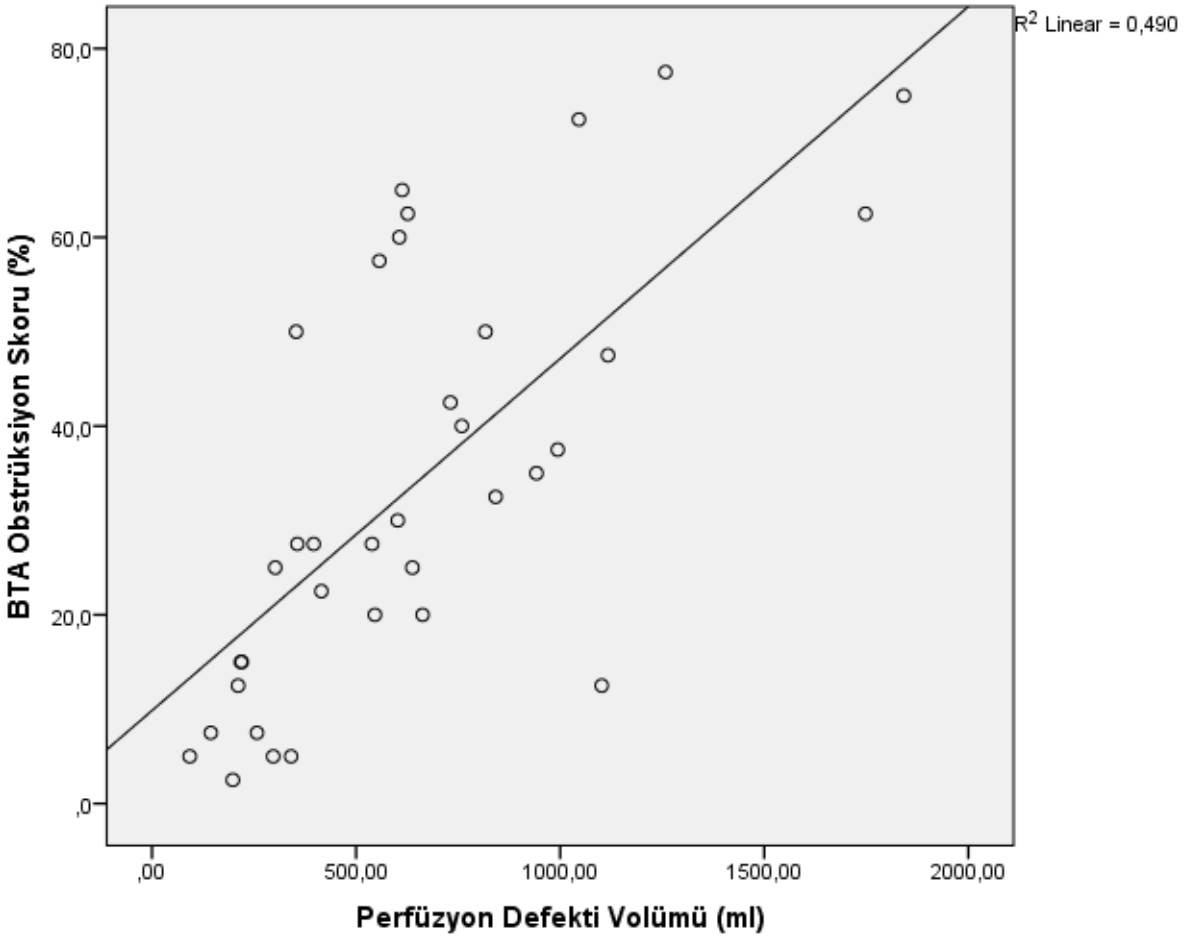
Şekil 4.2. Total obstrüksiyon ve total perfüzyon defekti izlenen toplam segment sayıları arasındaki korelasyon (0.001 < p, r: 0.772).

BTA obstrüksiyon skoru ile perfüzyon defekt skoru arasında anlamlı istatistiksel korelasyon izlendi (0.001 < p, r: 0.930) (Şekil 4.3).

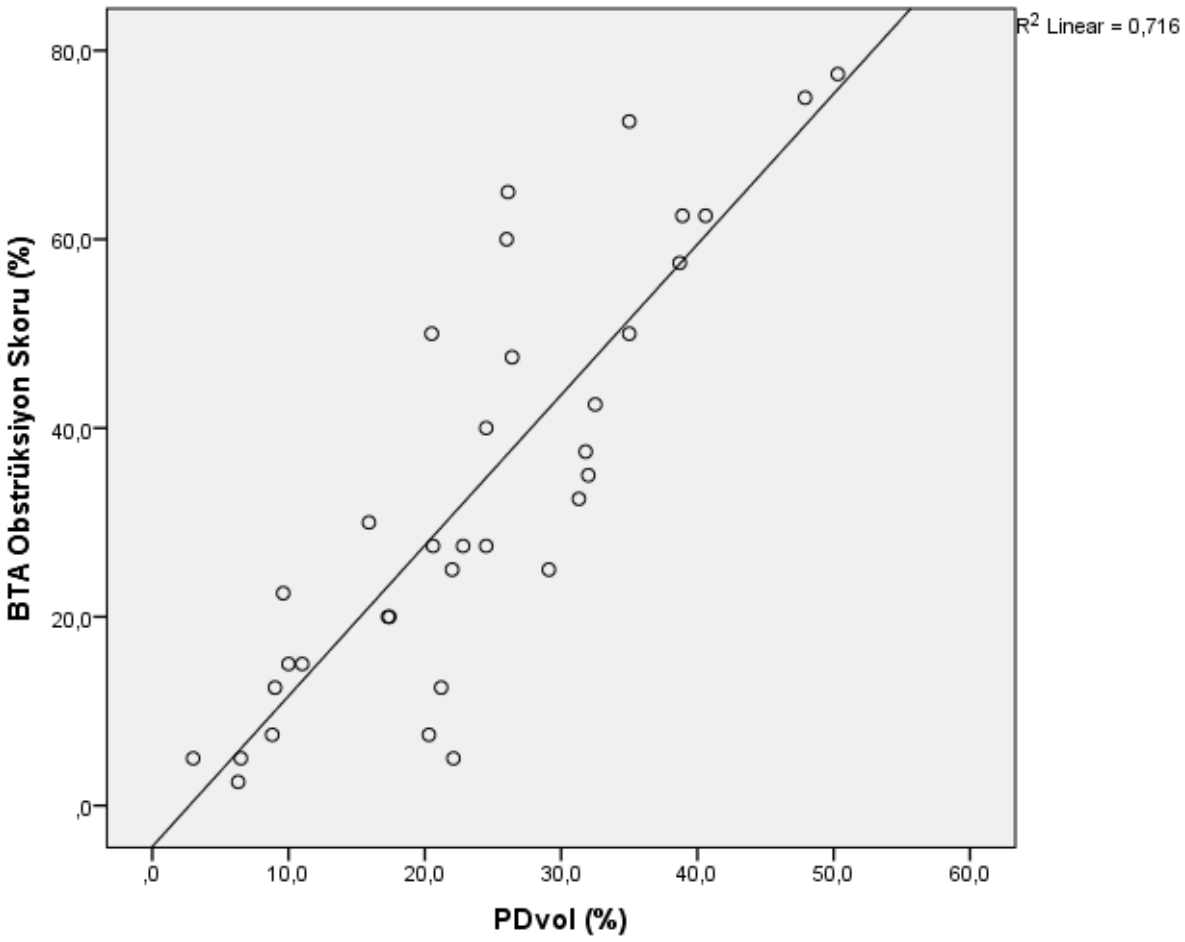


Şekil 4.3. BTA obstrüksiyon skoru ile perfüzyon defekt skoru arasındaki korelasyon (0.001 < p, r: 0.930)

BTA obstrüksiyon skoru ile perfüzyon defekti volümü arasında (0.001 < p, r: 0.7) ve PDvol ile BTA obstrüksiyon skoru arasında anlamlı istatistiksel korelasyon izlendi (0.001 < p, r: 0.846) (Şekil 4.4, 4.5).

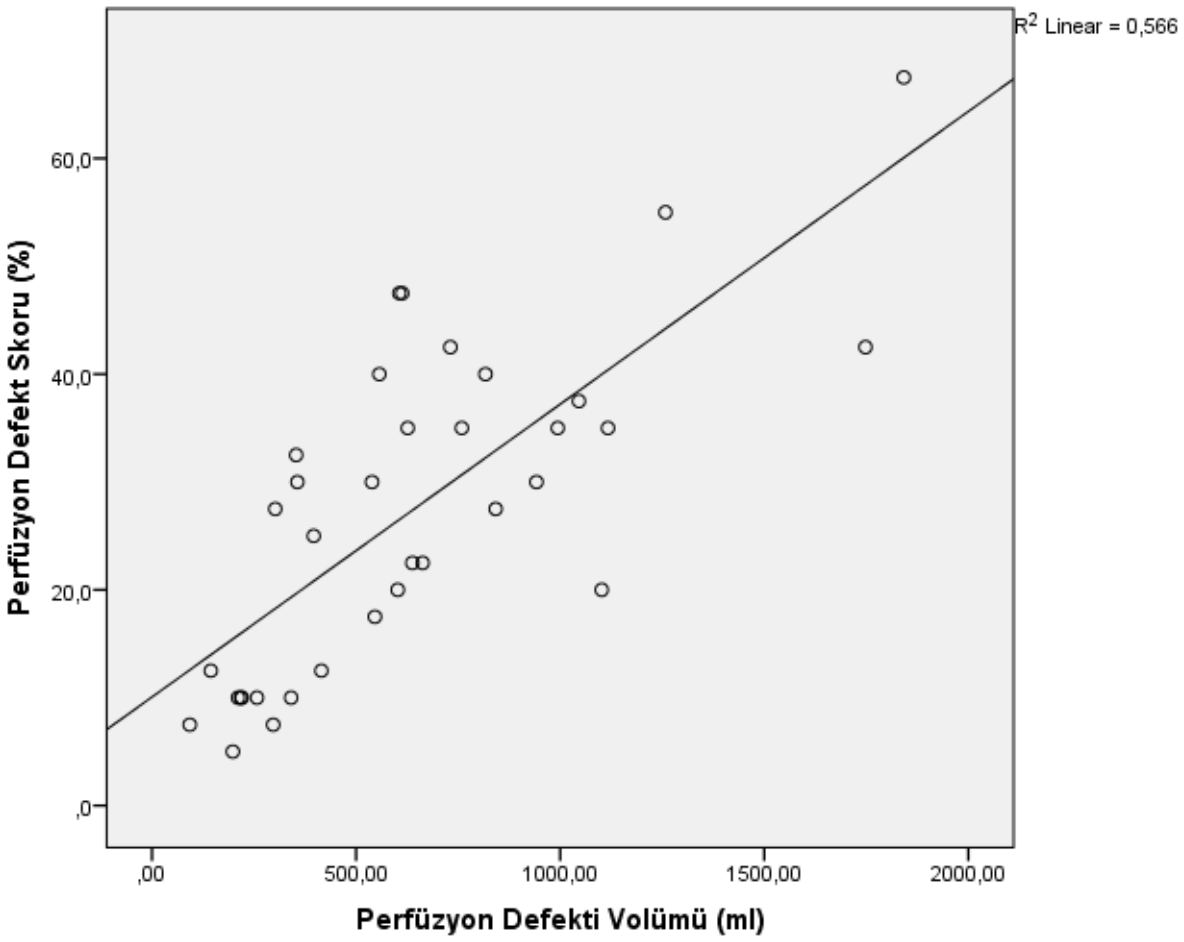


Şekil 4.4. BTA obstrüksiyon skoru ile perfüzyon defekti volümü arasındaki korelasyon (0.001 < p, r: 0.7).

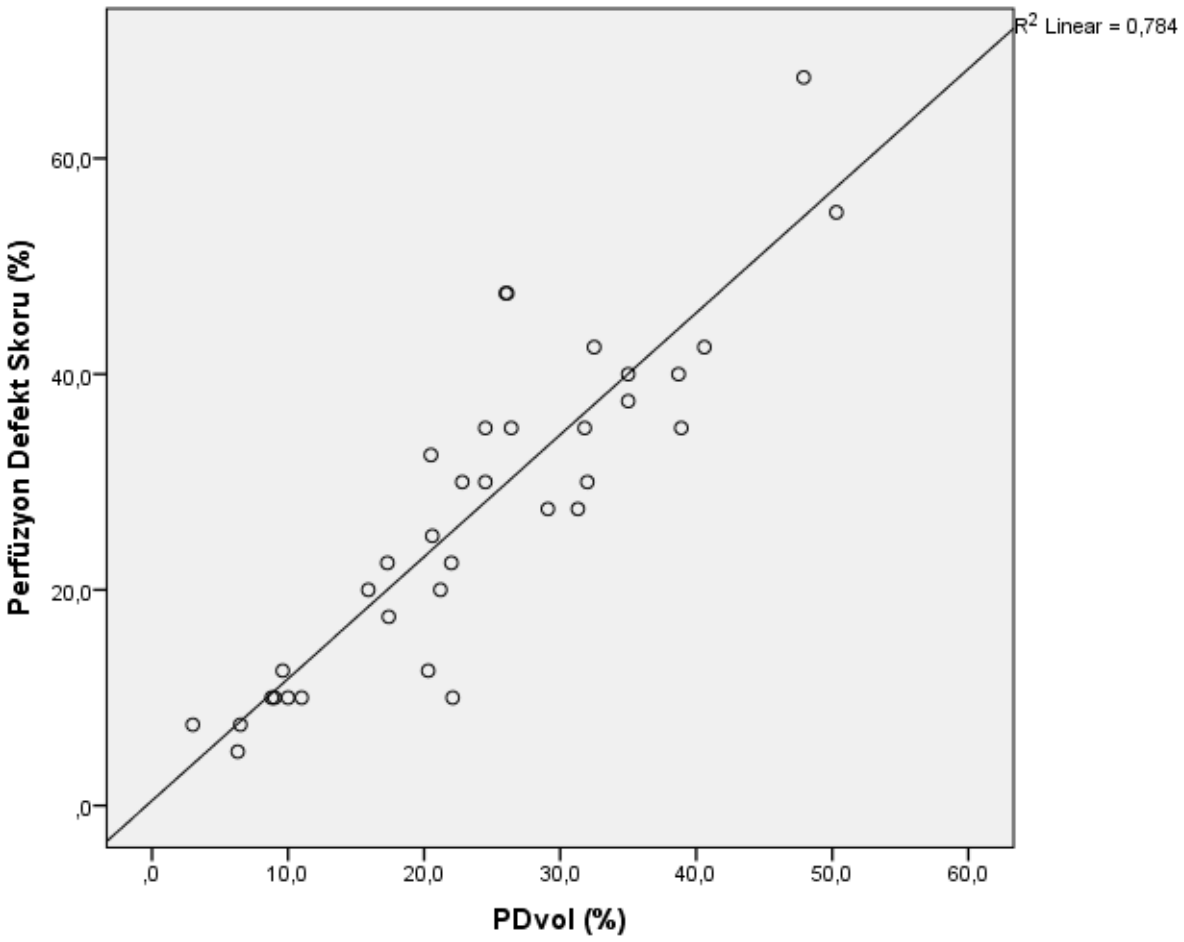


Şekil 4.5. BTA obstrüksiyon skoru ile PDvol arasındaki korelasyon (0.001 < p, r: 0.846)

Perfüzyon defekt skoru ile perfüzyon defekti volümü arasında (0.001 < p, r: 0.75) ve perfüzyon defekt skoru ile PDvol arasında anlamlı istatistiksel korelasyon izlendi (0.001 < p, r: 0.88) (Şekil 4.6, 4.7).



Şekil 4.6. Perfüzyon defekt skoru ile perfüzyon defekti volümü arasındaki korelasyon (0.001 < p, r: 0.75).



Şekil 4.7. Perfüzyon defekt skoru ile PDvol arasındaki korelasyon (0.001 < p, r: 0.88)

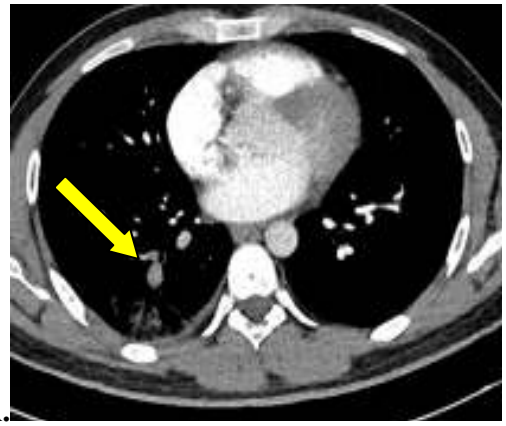
RV/LV oranı ile BTA obstrüksiyon skoru, parsiyel perfüzyon defekti izlenen segment sayısı, total perfüzyon defekti izlenen segment sayısı, perfüzyon defekti volümü, PDvol arasında anlamlı istatistiksel korelasyon izlenmedi (p > 0.005). Ancak akut PTE saptanan ve RV/LV oranı 1'in üstünde olan olgu grubunda, RV/LV oranı 1'in altında olan olgu grubuna göre ölçülen parsiyel obstrükte segment sayısı, total obstrükte segment sayısı, BTA obstrüksiyon skoru, parsiyel perfüzyon defekti izlenen segment sayısı, total perfüzyon defekti izlenen segment sayısı, perfüzyon defekt skoru, perfüzyon defekti volümü ve PDvol oranı ortalama değerleri daha yüksekti (Tablo4.3).

Tablo 4.3. RV/LV oranı 1'in üstü ve RV/LV oranı 1'in altı olan olgu gruplarında parametrelerin ortalama değerleri ve standart sapmaları

	RV/LV>1 n:22	**RV/LV<1 n:13**
Parsiyel obstrükte segment sayısı	5.9±4.1	5.1±4.9
Total obstrükte segment sayısı	4.7±4	2.6±2.4
BTA obstrüksiyon Skoru (%)	38±25.5	25.7±13
Parsiyel perfüzyon defekti izlenen segment sayısı	4.4±3.3	3.5±3.3
Total perfüzyon defekti izlenen segment sayısı	3.7±2.9	2.9±1.5
Perfüzyon defekt skoru (%)	29.7±17	23.4±11
Perfüzyon defekti volümü (ml)	664±481	597±304
PDvol (%)	26±12	20±9.6

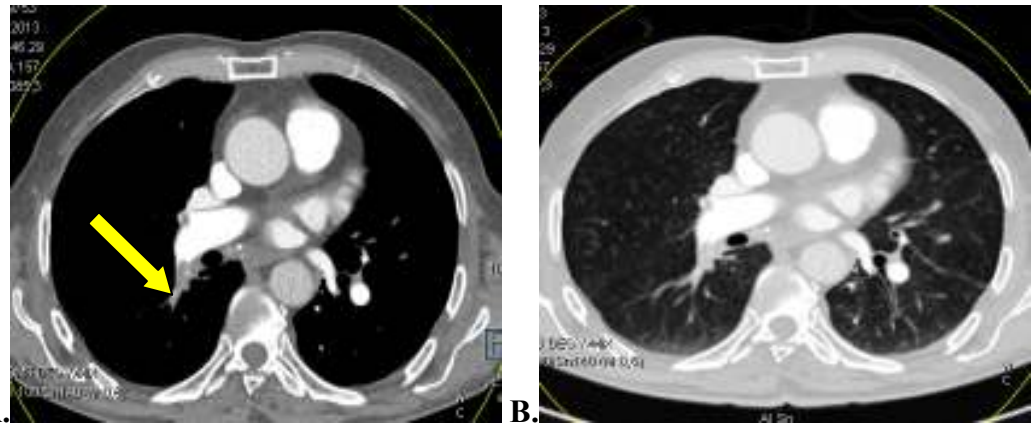
5. OLGU ÖRNEKLERİ

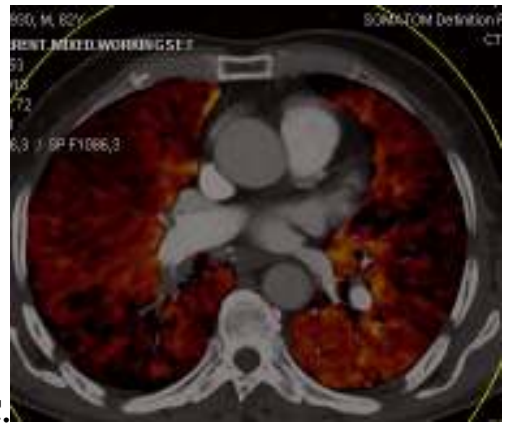
Olgu 1. Aksiyel DE-BTA görüntüleme **A.** Mediasten penceresinde sağ akciğer alt lob pulmoner arteri segmenter dalında (ok) total oklüzyona neden olan trombus **B.** Parankim penceresinde sağ akciğer alt lobta periferik buzlu cam dansitesi ve plevral sıvı izlenmektedir. **C.** DE-BTA perfüzyon iyot haritasında arter sulama alanında gelişen perfüzyon kaybına bağlı renk kaybı izlenmektedir.

A.  **B.** 

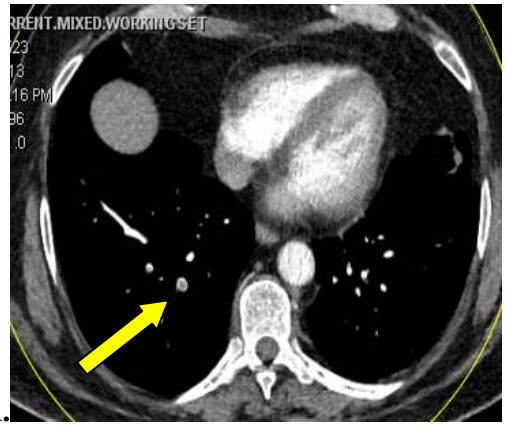
C. 

Olgu 2. Aksiyel DE-BTA görüntüleme **A.** Mediasten penceresinde sağ akciğer alt lob pulmoner arterlerinde masif trombüse bağlı total obstrüksiyon (ok). **B.** Parankim penceresinde sağ akciğerde alt lobda trombüse bağlı patolojik değişiklik izlenmemektedir. **C.** DE-BTA perfüzyon iyot haritasında arter sulama alanlarında gelişen perfüzyon kaybına bağlı renk kaybı izlenmektedir.

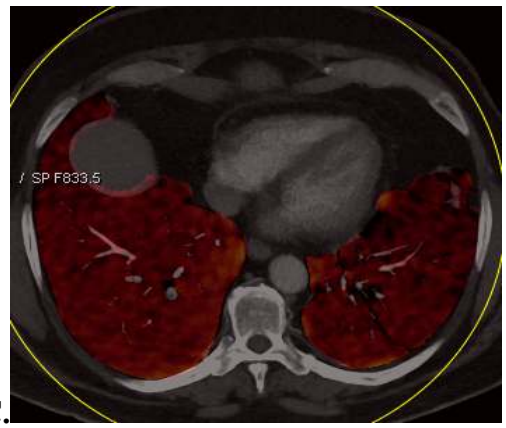




Olgu 3. Aksiyel DE-BTA görüntüleme **A.** Mediasten penceresinde sağ akciğer alt lob pulmoner arteri segmenter dalında emboli (ok). **B.** Parankim penceresinde sağ akciğer alt lob parankiminde trombüse bağlı patolojik değişiklik izlenmemektedir. **C.** DE-BTA perfüzyon iyot haritasında emboli izlenen arter sulama alanında perfüzyon kaybı izlenmemektedir.

A. 

B. 

C. 

6. TARTIŞMA

Son yıllarda akut PTE tanısında pulmoner BTA ilk tanısal görüntüleme yöntemi olarak kullanmaktadır. Pulmoner BTA; konvansiyonel pulmoner anjiyografi gibi invazif bir yöntem olmaması ve direkt emboliyi göstermesi yanında akciğer parankimi, mediasten, plevra ve göğüs duvarı patolojilerini de ortaya koyması ile avantaj sağlamaktadır. Olguların tedaviye verdiği yanıtın değerlendirilmesinde pulmoner BTA'nın kullanılabilmesi yöntemin bir diğer avantajıdır (Öztürk 2002, Arseven 2001). Son yıllarda dedektör teknolojisindeki gelişmelerin tarama sürelerinin kısalmasını sağlaması ve bunun sonucu ÇKBT kullanımının yaygınlaşması küçük pulmoner arterlerin görüntülenebilmesini ve subsegmental pulmoner embolilerin saptanmasını kolaylaştırmakta olup BTA'yı PTE şüphesinde pulmoner vaskülariteyi değerlendirmek için kullanılan ilk görüntüleme metodu haline getirmiştir (Stein 2007, Gupta 1999).

Akut PTE'ye bağlı gelişen PHT sonucunda sağ kalp daha yüksek bir dirence karşı kanı pompalamaya çalışır. Sonuç olarak sağ ventrikül boşluğunda genişleme ve duvar hareketlerinde disfonksiyon oluşur ve kardiyak output azalır. Genişleyen ve fonksiyonu bozulan sağ kalp ve basıncı azalan sol kalp nedeni ile interventriküler septumda sola deviasyon oluşur (Wood 2002). Özellikle submasif PTE olgularında sağ ventrikül dilatasyonu varlığı erken mortalite riskini göstermektedir (Zhou 2012). Normalde sağ ventrikül çapı sol ventrikül çapından küçük veya eşittir. Ancak akut PTE'ye bağlı sağ ventrikül disfonksiyonu bulunan olgularda artan sağ ventrikül basıncına bağlı olarak RV/LV çap oranı artar (Chae 2010). Anghan ve ark. (Anghan 2004) yaptığı çalışmada PTE tanısı almış olgular retrospektif olarak ekokardiyografi ve BTA tetkikleri ile incelenmiştir. Olguların RV/LV çap oranları karşılaştırılmış bu oranın 1'in üzerinde olmasının PTE'de sağ ventrikül disfonksiyonunu belirlemede etkin bir parametre olduğu sonucuna varmışlardır.

Pulmoner BTA, akut PTE tespitinde ilk kullanılan görüntüleme yöntemi olmasına rağmen, vasküler oklüzyon hakkında sadece morfolojik bilgi sağlamakta ve akciğer perfüzyonu ile ilgili fonksiyonel bilgiler verememektedir. Akciğer perfüzyonunun değerlendirilmesi için en sık akciğer perfüzyon sintigrafisi kullanılmaktadır (Van Rossum 1996). Akciğer perfüzyon sintigrafisi akut PTE

tanısında yüksek sensiviteye sahip olmakla birlikte spesifitesi düşüktür. Akciğer perfüzyon sintigrafisi obstrüksiyonun derecesini ve perfüzyon kaybına neden olan faktörleri ortaya koyamaz. Bu nedenle BTA ile karşılaştırıldığında klinik kullanımı sınırlıdır (Reinartz 2004).

Günümüzde ÇKBT sistemlerinin gelişimiyle dual enerji teknolojisi kullanılarak eş zamanlı olarak volümetrik dual enerji verilerinin elde edilmesi mümkün hale gelmiştir. DE-BTA'nın ortaya çıkmasından sonra morfolojik ve fonksiyonel bulguların aynı anda ortaya konması mümkün olmuştur (Zhou 2012). Toraks DEBT uygulamaları arasında PTE bulunan hastalarda perfüzyon görüntülemesi, Xenon ventilasyon-perfüzyon görüntülemesi ve soliter nodül karakterizasyonu sayılabilir (Karçaaltıncaba 2010).

DE-BTA ile iyot haritaları elde edilerek radyonükleid perfüzyon sintigrafisi gibi konvansiyonel yöntemlerle ortaya konabilen akciğer pefüzyon defektleri saptanabilir (Thieme 2010). Akut PTE olgularında DE-BTA emboliye bağlı gelişen perfüzyon defektlerini saptayabildiği literatürde gösterilmiştir (Lee 2001, Bauer 2011, Gorgos 2009, Chae 2010).

Zhang ve ark. (Zhang 2009) yaptıkları çalışmada histopatolojik olarak doğrulanan PTE tanılı olgularda tek başına perfüzyon defekt volümünün akut PTE'yi saptamadaki sensivitesi %87, spesifitesi %98 olarak bildirilmiştir. Aynı çalışmada BTA'nın sensivitesi ise yanlızca % 67, fakat spesifitesi %100 olarak rapor edilmiştir. Zhou ve ark. (Zhou 2012) yaptıkları çalışmada BTA obstrüksiyon skorları ile perfüzyon defekt skorları arasında güçlü istatiksel korelasyon elde etmişlerdir. Hoey ve ark. (Hoey 2011) yaptıkları çalışmada kronik PTE saptanan olgularda DEBT perfüzyon defekt skoru ile BTA obstürksiyon skoru arasında önemli korelasyon saptamamışlardır. Çalışmalardaki BTA obstrüksiyon skoru ile perfüzyon haritalamadan elde edilen perfüzyon defekt skoru ve perfüzyon defekt volümü arasındaki uyumsuzlukları aslında parsiyel vasküler oklüzyon olan segmentlerdeki korunmuş perfüzyon alanlarına bağlıdır (Apfaltrer 2012). Chung ve ark. (Chung 2004) tarafından yapılan çalışmada büyük embolilerin tespitinde BTA görüntülerinin perfüzyon görüntülerinden daha fazla lezyonu tespit ettiği göstermişlerdir. Bunun aksine perfüzyon görüntülerinin küçük emboli tespitinde BTA görüntülere göre daha

sensitif olduğu gösterilmiştir. Perfüzyon defekt alanlarının vasküler obstüksiyondan daha şiddetli olduğu alanlar parsiyel volüm ortalamasına bağlı gizlenen mikrooklüzyon alanlarını temsil edebilir (Chae 2010).

Bauer ve ark. (Bauer 2011) ve Chae ve ark. (Chae 2010) tarafından yapılan benzer çalışmalarda, DE-BTA görüntülerinden elde edilen "perfüzyon defekt skoru" ile BTA obstrüksiyon skoru ve RV/LV çap oranı karşılaştırılması yapılarak akut PTE yaygınlığının perfüzyon defekt skoru ile ilişkisi ortaya konmaya çalışılmıştır. Çalışmalar sonucunda perfüzyon defekt skoru ile RV/LV ortama çap oranı ve BTA obstrüksiyon skoru arasında anlamlı istatistiksel korelasyon olduğu gösterilmiştir. Ancak perfüzyon defekti volüm olarak hesaplanmamış olup bulgular kantitatif olarak değerlendirilmemiştir. Benzer bir çalışmada Apfaltrer ve ark. (Apfaltrer 2012) akut PTE olgularında RV/LV çap oranı, RV/LV volüm oranı ve Qanadli yöntemiyle ölçülen BTA obstrüksiyon skorları ile hastalık klinik şiddetini karşılaştırmışlar ve bu parametreler ile hastalık klinik şiddeti arasında anlamlı korelasyon tespit etmişlerdir. Bizim çalışmamızda perfüzyon defekt skoru ile RV/LV çap oranı arasında istatistiksel korelasyon izlenmez iken perfüzyon defekt skoru ile BTA obstrüksiyon skoru arasında anlamlı korelasyon tespit edildi. Ancak RV/LV ortalama çap oranı 1'in üstü ve 1'in altı olan olgu gruplarının ortalama BTA obstrüksiyon skoru ve ortalama perfüzyon defekt skorları karşılaştırıldığında RV/LV ortalama çap oranı 1'in üstünde olan grupta ortalama BTA obstrüksiyon skorunda % 13, ortalama perfüzyon defekt skorunda ise % 6.3 artış ölçüldü. Ayrıca çalışmaya dahil edilen tüm parametreler RV/LV ortalama çap oranı 1'in üstü olan grupta daha yüksek tespit edildi.

Chae ve ark. (Chae 2010) tarafından yapılan segment temelli çalışma sonucunda BTA'da parsiyel ve total obstrüksiyon saptadıkları segmentler ile DE-BTA perfüzyon iyot haritalamada parsiyel ve total defekt saptadıkları alanlar arasında korelasyon olduğu bildirilmiştir. Çalışmamızda literatür ile uyumlu olarak BTA'da parsiyel ve total obstrüksiyon izlenen segmentler ile iyot haritalamada parsiyel ve total perfüzyon defekti izlenen segmentler arasında anlamlı korelasyon tespit edildi.

Literatürde perfüzyon iyot haritası üzerinden "PDvol" hesabı yapılan karşılaştırılmalı çalışma Apfaltrer ve ark. (Apfaltrer 2012) tarafından yapılan çalışma ile sınırlıdır. Bu çalışmada akut PTE tespit ettikleri olgularda BTA obstrüksiyon skoru, RV/LV ortama çapı ve PDvol ile PTE klinik şiddeti arasında karşılaştırma yapılmış olup klinik şiddet ile ve aynı zamanda BTA obstruksiyon skoru ile en uyumlu parametrenin PDvol olduğu ortaya konmuştur. Yine bu çalışmada PDvol ile RV/LV ortalama çapları arasında istatiksel korelasyon saptanmamıştır. Bizim çalışmamızda PDvol ile perfüzyon defekti volümü, perfüzyon defekt skoru ve BTA obstürksiyon skoru arasında literatür ile uyumlu olarak anlamlı istatistiksel korelasyon olduğu tespit edildi. Bu sonuçlar aslında subjektif bir ölçü olan perfüzyon defekt skorlamasının yerine yarı otomatik olarak ölçülerek elde edilen ve perfüzyon bozukluğu hakkında kantitatif bilgiler veren PDvol değerinin daha faydalı olduğunu ve kullanılabilirliğini göstermektedir.

Çalışmamızda, Apfaltrer ve ark (Apfaltrer 2012) tarafından yapılan çalışma sonuçlarına benzer şekilde PDvol ile RV/LV ortama çapı arasında korelasyon izlenmedi.

Çalışmamızda bazı sınırlamalar bulunmaktaydı. İlk olarak, DEBT perfüzyon görüntülemeden elde edilen parametrelerin ekokardiyografi ve V/P sintigrafisi gibi doğrulayıcı tekniklerle ve klinik şiddet ile korelasyonu incelenmemiştir. Olguların RV/LV oran hesabı yapılırken olası kardiyak patolojiler ve özellikle kalp yetmezliği ya da pulmoner hipertansiyon varlığının araştırılmaması çalışmamızın bir diğer sınırlamasıydı. Çalışmamızda olası nefes artefaktlarına bağlı oluşabilecek yalancı perfüzyon defekt görünümleri göz ardı edilmiştir. Ayrıca olgu sayısının istatistiksel olarak yeterli olmakla birlikte fazla geniş olmaması da sınırlamalarımız arasındadır. Son olarak, çalışmamızda perfüzyon defekt skoru ve PDvol değerleri sadece PTE şiddetini gösteren parametreler ile karşılaştırılmış olup klinik bulgular ile karşılaştırmalı değerlendirme yapılmamıştır.

7.SONUÇ

Çalışmamızda, DE-BTA perfüzyon incelemesi ile elde edilen perfüzyon defekt skoru ve PDvol değerleri BTA obstrüksiyon skoru ve RV/LV oranı gibi PTE şiddetini gösteren parametreler ile karşılaştırılmıştır. Çalışma sonuçlarımız perfüzyon defekt skoru ve PDvol değerlerinin PTE şiddetini gösterebilen parametreler olduğunu göstermiştir. Akut PTE şiddetinin ve yaygınlığının gösterilmesinde PDvol hesabının yapılması kantitatif sonuçlar vermesi nedeniyle faydalı bilgiler sağlamaktadır.

KAYNAKLAR

1. Anitha Angan,Archana Naran,Karthik Kanagarajan,Ritul Shah,Padmanabhan Krishnan MD. CHEST 2006—Poster Presentations

2. Apfaltrer P, Bachmann V, Meyer M, Henzler T, Barraza JM, Gruettner J Walter T, Schoepf UJ, Schoenberg SO, Fink C. Eur J Radiol . 2012 ;81 (11) :3592-7.

3. Arseven O. Pulmoner Tromboemboli 3.baskı ASD Toraks Yayınları Kitap no: 02, 2001; 95–110.

4. Baile EM, King GG, Müller NL, D'Yachkova Y, Coche EE, Paré PD, Mayo JR. Spiral computed tomography is comparable to angiography for the diagnosis of pulmonary embolism. Am J Respir Crit Care Med. 2000 Mar; 161(3 Pt 1): 1010- 5.

5. Bardo DME, Asamato J, MacKay CS, Minette M. Low-dose coronary artery computed tomography angiogram of an infant with tetralogy of fallot using a 256- slice multidetector computed tomography scanner. Pediatric cardiology, 2009; 30:824-826.

6. 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 1997:768–785.

7. Bauer RW, Frellesen C., Renker M., et al. Dual energy CT pulmonary blood volume assessment in acute pulmonary embolism – correlation with D-dimer level, right heart strain and clinical outcome. Eur Radiol 2011; 21:1914–1921

8. Behrendt FF, Schmidt B, Plumhans C, et al. Image fusion in dual energy computed tomography: effect on contrast enhancement, signal-to-noise ratio and image quality in computed tomography angiography. Invest Radiol 2009; 44:1–6.

9. Blachere H, Latrabe V, Montaudon M, et al. Pulmonary embolism revealed on helical CT angiography: comparison with ventilation-perfusion radionuclide lung scanning. AJR 2000; 174:1041–1047.

10. 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.

11. Chae EJ, Seo JB, Goo HW, et al. Xenon ventilation CT with a dual-energy technique of dual-source CT: initial experience. Radiology 2008; 248:615–624.

12. Chae EJ, Seo JB, Jang YM, et al. Dual-energy CT for assessment of the severity of acute pulmonary embolism: pulmonary perfusion defect score compared with CT angiographic obstruction score and right ventricular/left ventricular diameter ratio. AJR Am J Roentgenol 2010;194(3):604–10.

13. Chung MJ, Goo JM, Im JG, Lee KS, Kim KG, Park JH. CT perfusion image of the lung: value in the detection of pulmonary embolism in a porcine model. Invest Radiol 2004; 39:633–640

14. Coche EE, Hamoir XL, Hammer FD, Hainaut P, Goffete PP. Using dual-detector helical CT angiography to detect deep venous thrombasis in patients with suspicion of pulmonary embolism: Diagnostic value and additional indings. AJR 2001;176:1035-9.

15. Copenland AR. Sudden Natural Death Due To Pulmonary Thromboembolism The Medical Examiner’s Jurisdiction. Md SciLaw. 1987; 27:188-89.

16. Dalen JE. Pulmonaryembolism: Whathavewelearned since Virchow? Chest. 2002; 122:1440-46.

17. D'Alonzo GE, Dantzker DR. Gasex change alterations following pulmonary thromboembolism. ClinChestMed 1984; 5: 411-419.

18. Dantzker DR, Tobin MJ (çeviri: Tuzcu M, ed.). Cecilessentials of medicine. Ġkinci baskı. Philadelphia, W.B. Saunders (Yücel yayınları), 1990; 212–216.

19. De Moerloose P, Desmarais S, Bounameaux H, Reber G, PerrierA,Dupuy G, et al. Contribution of a new, rapid, individual and quantitative automated d-dimer ELISA to exclude pulmonary embolism. Thromb Haemost 1996; 75(1): 11– 13.

20. de Monyé W, van Strijen MJ, Huisman MV, Kieft GJ, Pattynama PM. Suspected pulmonary embolism: Prevalence and anatomic distribution in 487 consecutive patients. Radiology 2000; 215:184-188.

21. DeMonaco NA, Dang Q, KapoorWN, Ragni MV. Pulmonary embolism incidence is increasing withuse of spiral computed tomography. Am J Med.2008;121:611-17.

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

23. Duwe KM, Shiau M, Budorick NE, et al. Evaluation of the low erextremity vein sin patients with suspected pulmonary embolism: Retrospective comparison of helical CT venography and sonography. AJR2000; 175:1525–1531.

24. Erkan Levent. Pulmoner Tromboembolizm Özel Sayısı. Ed. Numan Numanoğlu. Türkiye Klinikleri GöğüsHastalıkları. Vol:1, No:3, Aralık 2003.

25. Flohr TG, McCollough CH, Bruder H, et al. First performance evaluation of a dualsource CT (DSCT) system. Eur Radiol 2006; 16:256–268.

26. Fornaro J, Leschka S, Hibbeln D, Butler A, Anderson N, Pache G, Scheffel H, Wildermuth S, Alkadhi H, Stolzmann P. Dual- and multi-energy CT: approach to functional imaging. 2011; 2(2):149-159.

27. Fraser RS, Müller NL, Colman N, et al. Thrombosis and Thromboembolism. in: Fraser RS, Müller NL, Colman N, Pare PD, eds. Diagnosis of disease of thechest. 4th ed. Philadelphia: W.B. Saunders company 1999:1773–1843.

28. Fraser RS, Müller NL, Colman N, Pare PD. Thrombosis and Thromboembolism. In: Fraser RS, Müller NL, Colman N, Pare PD,eds. Diagnosis of disease of the chest. 4th ed. Philadelphia: W.B. Saunders company 1999: 1773-1843.

29. Goldberg HI, Cann CE, Moss AA, Ohto M, Brito A, Federle M. Noninvasive quantitation of liver iron in dogs with hemochromatosis using dual-energy CT scanning. Invest Radiol 1982; 17:375–380.

30. Goldhaber SZ, Elliott CG. Acute pulmonary embolism: Part I, epidemiology, pathophysiology, and diagnosis. Circulation 2003; 108 2726–2729.

31. Goo HW. Initial experience of dual-energy lung perfusion CT using a dual-source CT system in children. Pediatr Radiol 2010; 40:1536–1544.

32. Gorgos A, Remy-Jardin M, Duhamel A, et al. Evaluation of peripheral pulmonary arteries at 80 kV and at 140 kV: dual-energy computed tomography assessment in 51 patients. J Comput Assist Tomogr 2009; 33:981–986.

33. Gossage J. Of emperors, emboli, and echocardiography. Chest 1997; 112:1158–1159.

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

35. Gree RM, Meyer TJ, DunnM, Glassroth J. Pulmonary embolism in younger adults. Chest 1992; 101:1507-1511.

36. Grenier PA, Beigelman AC, Fetita c, et al. New frontiers in CT imaging of airway disease. Eur Radiol 2002; 12: 1022-1044.

37. Gupta A, Frazer CK, Ferguson MJ, et al. Acute pulmonary embolism: Diagnosis with MR angiography. Radiology 1999; 210: 353-359.

38. Gupta R, Phan CM, Leidecker C, et al. Evaluation of dual-energy CT for differentiating intracerebral hemorrhage from iodinated contrast material staining. Radiology 2010; 257:205–211.

39. Heit JA. Risk factors for venous thromboembolism. Clin Chest Med 2003;24:1-12

40. Hemmingsson A, Jung B, Ytterbergh C. Dual energy computed tomography: simulated monoenergetic and material selective imaging. J Comput Assist Tomogr 1986; 10:490–499.

41. Heye T, Nelson RC, Ho LM, Marin D and Boll DT Review: Dual-Energy CT Applications in the Abdomen AJR 2012 199:S64-S70; doi:10.2214/AJR.12.9196

42. Hoey ET, Mirsadraee S, Pepke-Zaba J, Jenkins DP, Gopalan D, Screaton NJ. Dualenergy CT angiography for assessment of regional pulmonary perfusion in patients with chronic thromboembolic pulmonary hypertension: initial experience. AJR Am J Roentgenol 2011;196(3):524–32.

43. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography) . Part I. Description of system. Br J Radiol 1973; 46:1016-1022.

44. Hu H, He HD, Foley WD, Fox SH. Four multidetector-row helical CT: image quality and volume coverage speed. Radiology 2000; 215: 55-62.

45. Hyers TM. Venous Thromboembolism. Am J RespirCritCareMed 1999;159:1- 14.

46. Johnson TR, Krauss B, Sedlmair M, et al. Material differentiation by dual energy CT: initial experience. Eur Radiol 2007; 17:1510–1517

47. Johnson TR. Dual-Energy CT: General Principles. AJR Am J Roentgenol. 2012; 199 (5 Suppl):S3-8.

48. Kalender WA. X-ray computed tomography. Phys Med Biol. 2006; 51:29-43.

49. Karabıyıkoğlu G. Pulmoner tromboemboli. in: Numanoğlu N, ed. Solunum sistemi ve hastalıkları. Antıp A.ġ. yayınları. 1997; 454–467.

50. Karcaaltıncaba M, Aktaş A. Dual-energy CT revisited with multidetector CT: review of principles and clinical applications. Diagn Interv Radiol. 2011;17 (3):181-94.

51. Karcaaltincaba M, Karaosmanoglu D, Akata D, Sentürk S, Ozmen M, Alibek S. Dual energy virtual CT colonoscopy with dual source computed tomography: initial experience. 2009; 181(9):859-62.

52. Kasper W, Meinertz T, Kersting F, et al. Echocardiographic findings in patients with proved pulmonary embolism. Am Heart J 1986; 112:1284–1290.

53. Katada K. Half-second, half millimeter real time multislice helical CT: CT diagnosis using Aquillon. Medical Review 68: 1- 8.

54. Kim KK, MOIler NL, Mayo JR. Clinically suspected pulmonary embolism: Utility of spiral CT. Radiology 1999; 210: 693-697.

55. Konstantinides, S. Acute Pulmonary Embolism. N Engl J Med. 2008, 359, 2804.

56. Lacout A, Marcy PY, El Hajjam M. Assessment of lobar perfusion in smokers according to the presence and severity of emphysema: preliminary experience with dual-energy CT angiography. Eur Radiol 2010; 20:2588–2589.

57. Lakin PC, Rosch J. Pulmonary arteries: congenital and acquired abnormalities. In: Baum S, ed. Abrams' Angiography. 4th edition. Boston: Little, Brown andCompany, 1997; 786-821.

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

59. Lee CW, Seo JB, Song JW, et al. Evaluationof computer-aided detection and dual energy software in detection of peripheral pulmonary embolism on dual-energy pulmonary CT angiography. Eur Radiol 2011; 21:54–62.

60. Lim KE, Chan CY, Chu PH, Hsu YY, Hsu WC. Right ventricular dysfunction secondary to acute massive pulmonary embolism detected by helical computed tomography pulmonary angiography. Clin Imaging 2005; 29:16–21.

61. Lim KE, Hsu WC, Hsu YY, Chu PH, Ng CJ. Deep venous thrombosis comparison of indirect multidetector CT venography and sonography of lower extremities in 26 patients. Clin Imaging 2004; 28: 439 – 444.

62. Loubeyre P, Revel D, Douek P, Delignette A, Baldy C, Genin G, et al. Dynamic contrast enhanced MR angiography of pulmonary embolism:comparison with pulmonary angiography. AJR Am J Roentgenol 1994; 162(5): 1035–1039.

63. Lu GM, Zhao YE, Zhang LJ and Schoep JU. Review: Dual-Energy CT of the Lung AJR 2012 199:S40-S53.

64. Ma R, Liu C, Deng K, Song SJ, Wang DP, Huang L. Cerebral artery evaluation of dual energy CT angiography with dual source CT. Chin Med J (Engl) 2010; 123:1139–1144.

65. Mahesh M. Search for isotropic resolution in CT from conventional through multiple-row detector. RadioGraphics 2002; 22:949–962

66. Mayo JR, et al. Pulmonary embolism: Prospective comparison of spiral CT with ventilation-perfusion scintigraphy. Radiology 1997; 205:447–452.

67. Mc Goldrich PJ, Rudd TG, Figley MM, Wilhelm JP. What becomes of pulmonary infact. Am J Roentgenol 1979; 133: 1039-1045.

68. Metintaş M. Pulmoner Tromboemboli 3.baskı ASD Toraks Yayınları Kitap no: 02, 2001; 65–72.

69. Miniati M, Prediletto R, Formichi B, Marini C, Di Ricco G, Tonelli L, et al. Accuracy of clinical assessment in the diagnosis of pulmonary embolism. Am J Respir Crit Care Med 1999; 159: 864–871.

70. Mookadam, F., Jiamsripong, P., Goel, R., Warsame, T.A., Emani, U.R., Khandheria, B.K. Critical appraisal on the utility of echocardiography in the management of acute pulmonary embolism. Cardiol Rev. 2010, 18(1), 29-37.

71. 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; 603-656.

72. Nicolaou S, Liang T, Murphy DT, Korzan JR, Ouellette H and Munk P Review: Dual-Energy CT: A Promising New Technique for Assessment of the Musculoskeletal System AJR; 2012 199:S78-S86.

73. O'Donnell TF, Browse NL, Burnand KG, Thomas ML. The socioeconomic effects of an iliofemoral venous thrombosis. J Surg Res 1977; 22: 483–488.

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

75. Öztürk A, Çelenk Ç, Belet Ü, Polat V, Akan H. Tromboembolik hastalıkta alt ekstremite derin ven trombozunun indirekt BT venografi ve Doppler US ile değerlendirilmesi. Tanısal ve Girişimsel Radyoloji 2002; 8: 139-144.

76. Park EA, Goo JM, Park SJ, Lee HJ, et al. Chronic obstructive pulmonary disease: quantitative and visual ventilation pattern analysis at xenon ventilation CT performed by using a dual-energy technique. Radiology 2010; 256:985–997.

77. Perrier A, Desmarais S, Miron MJ, de Moerloose P, Lepage R, Slosman D, et al. Non invasive diagnosis of venous thromboembolism in out patients. Lancet 1999; 353(9148): 190– 5.

78. Petersilka M, Bruder H, Krauss B, Stierstorfer K, Flohr TG. Technical principles of dual source CT. Eur J Radiol 2008; 68:362–368.

79. Postma AA, Hofman PA, Stadler AA, van Oostenbrugge RJ, Tijssen MP, Wildberger JE. Dual-Energy CT of the Brain and Intracranial Vessels. AJR Am J Roentgenol. 2012; 199(5 Suppl):S26-33.

80. Qanadli SD, El Hajjam M, Vieillard-Baron A, et al. New CT index to quantify arterial obstruction in pulmonary embolism: comparison with angiographic index and echocardiography. *AJR* 2001; 176:1415–1420

81. Qanadli SD, Hajjam ME, Mesurolle B, Barré O, Bruckert F, Joseph T, et al. Pulmonary embolism detection: Prospective evaluation of dual-section helical CT versus selective pulmonary arteriography in 157 patiens. Radiology 2000; 217:447-455.

82. Reinartz P,Wildberger JE, Schaefer W, Nowak B, Mahnken AH, Buell U. Tomographic imaging in the diagnosis of pulmonary embolism: a comparison between V/Q lung scintigraphy in SPECT technique and multislice spiral CT. J Nucl Med 2004; 45:1501–8.

83. 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.

84. Rossi SE, Goodman PC, Franquet T. Nonthrombotic pulmonary emboli. AJR 2000; 174:1499–1508.

85. Rutherford RA, Pullan BR, Isherwood I. X-ray energies for effective atomic number determination. Neuroradiology 1976; 11:23–28.

86. Saito Y. Multislice CT scanner. Medical Review 66: 1-8.

87. Schaefer-Prokop C, Prokop M. MDCT for the diagnosis of acute pulmonary embolism. Eur Radiol 15 (Suppl 4) 2005; D37–D41

88. Screaton NJ, Coxson HO, Kalloger SE, et al. Detection of lung perfusion abnormalities using computed tomography in a porcine model of pulmonary embolism. J Thorac Imaging 2003; 18:14–20

89. Smith TP. Pulmonaryembolism; what's wrong with this diagnosis? AJR 2000; 174:1489–1497.

90. Stein PD, Athanasoulis C, Greenspan RH, Henry JW. Relation of plain chest radiographic findings to pulmonary arterial pressure and arterial blood oxygen levels in patients with acute pulmonary embolism. Am J Cardiol 1992; 69: 394- 396.

91. Stein PD, Hull RD, Patel KC, Olson RE, Ghali WA, Brant R, et al. D-dimer for the exclusion of acute venous thrombosis and pulmonary embolism: a systematic review. Ann Intern Med 2004; 140(8): 589– 602.

92. Stein PD, Terrin ML, Hales CA, et al. Clinical, laboratory, roentgenographic, and electrocardiographic findings in patients with acute pulmonary embolism and no pre-existing cardiac or pulmonary disease. Chest 1991; 100: 598–603.

93. Stein, Paul D. Pulmonary embolism. Second Edition. 2007, 311-317

94. Taffoni MJ, Ravenel JG, Ackerman SJ. Prospective comparison of indirect CT venography versus venous sonography in ICU patients. AJR 2005; 185:457-462

95. Tapson, V. Acute Pulmonary Embolism. N Engl J Med. 2008, 358, 10.

96. The PIOPED Investigators. Value of the ventilation/perfusion scan in acute pulmonary embolism: Results of the prospective investigation of pulmonary embolism diagnosis(PIOPED). JAMA 1990; 263:2753–2759.

97. Thieme SF, Graute V, Nikolaou K, et al. Dual energy CT lung perfusion imaging correlation with SPECT/CT. Eur J Radiol 2010;81(2):360–5.

98. Timuralp B. Pulmoner tromboembolide kardiyovasküler sistemde gelisen patofizyolojik değişikler. Pulmoner tromboemboli 2001; 73-83.

99. Torbicki A, Perrier A, Konstantinides S, Agnelli G, Galiè N, Pruszczyk P et al. Guidelines on diagnosis and management of acute pulmonary embolism. EurHeart J 2000; 21:1301–1336.

100. Van Rossum AB, Treurniet FEE, Kieft GJ, et al. Role of spiral volumetric computed tomographic scanning in the assessment of patients with clinical suspicion of pulmonary embolism and an abnormal ventilation/perfusion lung scan. Thorax 1996; 51:2328.

101. Vlahos I, Chung R, Nair A and Morgan R Review: Dual-Energy CT: Vascular Applications AJR 2012 199:S87-S97.

102. Vliegenthart R, Pelgrim GJ, Ebersberger U, Rowe GW, Oudkerk M, and Schoepf UJ Review: Dual-Energy CT of the Heart AJR 2012 199:S54-S63.

103. Wang G, Yu H, De Man B. An outlook on x-ray CT research and development. Med Phys 2008; 35:1051–1064.

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

105. White RH. The epidemiology of venous thromboembolism. Circulation.2003; 107 (Suppl 1):14-8.

106. Wildberger JE, Niethammer MU, Klotz E, SchallerS, Wein BB, Gunther RW. Multi-slice CT for visualization of pulmonary embolism using perfusion weighted color maps. Rofo 2001; 173:289–294.

107. Wildberger JE, Schoepf UJ, Mahnken AH, et al. Approaches to CT perfusion imaging in pulmonary embolism. Semin Roentgenol 2005; 40:64–73.

108. Wolfe TR, Hartsell SC. Pulmonary embolism: making sense of the diagnostic evaluation. Ann Emerg Med. 2001; 37:504-514.

109. Wood KE. Major pulmonary embolism: review of a pathophysiologic approach to the golden hour of hemodynamically significant pulmonary embolism. Chest 2002; 121:877–905.

110. Worsley DF, Alavi A, Aronchick JM, Chen JT, Greenspan RH, Ravin CE. Chest radiografic findings in patients with acute pulmonary embolism: Observations from the PIOPED study. Radiology 1993; 133-136.

111. Yu L, Primak AN, Liu X, McCollough CH. Image quality optimization and evaluation of. linearly mixed images in dual-source, dual-energy CT. Med Phys 2009; 36:1019-1024.

112. Zhang LJ, Zhao YE, Wu SY, Yeh BM, Zhou CS, Hu XB, et al. Pulmonary embolism detection with dual-energy CT: experimental study of dual-source CT in rabbits. Radiology 2009;252:61–70.

113. Zhou Y, Shi H, Wang Y et al. Assessment of correlation between CT angiographic clot load score, pulmonary perfusion defect score and global right ventricular function with dual-source CT for acute pulmonary embolism. Br J Radiol. 2012;85: 972–979

ÖZET

T.C.

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ

TIP FAKÜLTESİ

Akut Pulmoner Tromboembolide Dual Enerji Bilgisayarlı Tomografi Pulmoner Anjiografinin Tanısal Değeri

Dr.Necat İslamoğlu

Radyodiagnostik Anabilim Dalı

TIPTA UZMANLIK TEZİ/ KONYA, 2014

Çalışmamızın amacı, akut pulmoner tromboemboli (PTE) olgularında, dual enerji bilgisayarlı tomografi anjiografi (DE-BTA) perfüzyon iyot haritası ile elde edilen mutlak perfüzyon defekt volüm (PDvol) ve perfüzyon defekt skorlamanın PTE şiddetinin belirlenmesindeki rolünü göstermektir.

PTE şüphesiyle 280 olguya 128 kesitli çift tüplü çok kesitli BT (Somatom Definition Flash, Siemens Healthcare, Forchheim, Germany) ile yapılan DE-BTA görüntüleri incelendi. Akut PTE edilen 35 olgu (26 – 89 yaş, ortalama yaş; 62.5 ± 16.7) çalışmaya dahil edildi. BTA görüntüleri üzerinden Qanadli metodu kullanılarak BTA obstruksiyon skoru ve sağ/sol ventrikül aksiyel çap oranı (RV/LV oranı) hesaplandı. İş istasyonuna (Leonardo, Siemens Healthcare, Forchheim, Germany) transfer edilen görüntülerden volüm analiz programı (LungPBV, Syngo Dual Energy, Siemens) kullanılarak perfüzyon iyot haritası elde edildi ve PDvol değerleri ve perfüzyon defekt skorları belirlendi.

PDvol ve perfüzyon defekt skoru ile BTA obstrüksiyon skoru arasında anlamlı istatistiksel korelasyon tespit edildi. RV/LV çap oranı değerleri ile anlamlı istatistiksel korelasyon bulunmazken RV/LV oranı 1'in üzerinde olan olguların PDvol ve perfüzyon defekt skoru değerleri ile BTA obstrüsiyon skorlarının daha yüksek olduğu tespit edildi.

Çalışmamızda, DEBT perfüzyon incelemesi ile elde edilen perfüzyon defekt skoru ve PDvol değerleri BTA obstrüksiyon skoru ve RV/LV oranı gibi PTE şiddetini gösteren parametreler ile karşışatırılmıştır. Çalışma sonuçlarımız perfüzyon defekt skoru ve PDvol değerlerinin PTE şiddetini gösterebilen parametreler olduğunu göstermiştir. Akut PTE şiddetinin ve yaygınlığının gösterilmesinde PDvol hesabının yapılması kantitatif sonuçlar vermesi nedeniyle faydalı bilgiler sağlamaktadır.

Anahtar sözcükler: bilgisayarlı tomografi anjiogarfi, dual enerji, perfüzyon, pulmoner tromboemboli.

SUMMARY

The Diagnostic Value of Dual Energy Computerized Tomography Pulmonary Angiography on Acute Pulmonary Thromboembolism

The aim of our study is to reveal the role of absolute perfusion defect volume (PDvol) and perfusion defect score obtained through perfusion iodine map from dual energy computerized tomography angiography (DE-CTA) in determining the severity of PTE in acute pulmonary thromboembolism (PTE) cases.

The DE-CTA imaging results of 280 cases through 128-detector double-tube CT (Somatom Definition Flash, Siemens Healthcare, Forchheim, Germany) due to PTE suspicion have been evaluated. 35 acute PTE cases (age range: 26–89, mean age: 62.5 ± 16.7) have been included in this study. By using Qanadli method through CTA images, the CTA obstruction score and left-right ventricular axial diameter proportion (RV/LV rate) were obtained. From images transferred to work station (Leonardo, Siemens Healthcare, Forchheim, Germany), perfusion iodine map has been obtained via volume analysis software (LungPBV, Syngo Dual Energy, Siemens), and PDvol values and perfusion defect scores were determined.

A statistically significant correlation was detected between PDvol and perfusion defect score and CTA obstruction score. While no significant statistical correlation has been determined with RV/LV diameter rates, it was determined that the PDvol and perfusion defect scores and CTA obstruction scores of cases having RV/LV proportion higher than 1 are higher.

In our study, the perfusion defect score obtained from DE-CTA perfusion evaluation and the PDvol values have been compared with parameters indicating PTE severity, such as CTA obstruction score and RV/LV rate. The results of our study indicate that perfusion defect score and PDvol values are the parameters which can indicate the severity of PTE. PDvol calculation can provide useful information for determining the severity and extensity of acute PTE because of ability to provide quantitative results.

Keywords: computerized tomography angiography, dual energy, perfusion, pulmonary thromboembolism

ÖZGEÇMİŞ

26/11/1981 tarihinde Batman' da doğdum. İlkokul, ortaokul ve lise eğitimimi Antalya' da tamamladım. 1999 yılında Meram Tıp Fakültesi'ni kazandım. 2005 yılında mezun oldum. Devlet Hizmet Yükümlülüğü ataması ile Van Erciç 2 nolu Sağlık Ocağı'na atandım. Devlet Hizmet Yükümlülüğümü tamamladıktan sonra 2009 Eylül TUS sınavında Selçuk Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyodiagnostik bölümünü kazandım. Halen Selçuk Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyodiagnostik Anabilim dalında araştırma görevlisi olarak görev yapmaktayım. Yabancı dilim İngilizcedir. Evliyim.