



**T.C.
VAN YÜZÜNCÜ YIL ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI**

**SİNGLE SOURCE DUAL-ENERJİLİ BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİNİN
TWINBEAM TEKNİĞİ İLE BENİNG VE MALİGN AKCİĞER NODÜLLERİNİ
AYIRDEDEBİLMEDEKİ ETKİNLİĞİ**

TIPTA UZMANLIK TEZİ

DR.SAİM TÜRKÖĞLU

TEZ DANIŞMANI

DOÇ.DR. MESUT ÖZGÖKÇE

VAN

2020

1



**VAN YÜZÜNCÜ YIL ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI**

**SİNGLE SOURCE DUAL-ENERJİLİ BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİNİN
TWINBEAM TEKNİĞİ İLE BENİNG VE MALİGN AKCİĞER NODÜLLERİNİ
AYIRDEDEBİLMEDEKİ ETKİNLİĞİ**

TIPTA UZMANLIK TEZİ

DR.SAİM TÜRKÖĞLU

TEZ DANIŞMANI

DOÇ.DR. MESUT ÖZGÖKÇE

VAN

2020

KABUL VE ONAY SAYFASI

Radyoloji Anabilim Dalı'nda Doç. Dr.Mesut ÖZGÖKÇE danışmanlığında , Dr.Saim TÜRKOĞLU tarafından sunulan **SINGLE SOURCE DUAL-ENERJİLİ BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİNİN TWİNBEAM TEKNİĞİ İLE BENİNG VE MALİGN AKCİĞER NODÜLLERİNİ AYIRDEDEBİLMEDEKİ ETKİNLİĞİ** isimli bu çalışma Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliği'nin ilgili hükümleri gereğince 27/02/2020 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından **oy birliği** ile başarılı bulunmuş ve UZMANLIK tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan: Doç.Dr. Cemil GÖYA İmza:

Üye: Doç.Dr. Harun ARSLAN İmza:

Üye: Doç.Dr. Mesut ÖZGÖKÇE İmza:

Üye: Dr.Öğr. Üyesi Nurşen
TOPRAK İmza:

Üye: Dr.Öğr. Üyesi Ali Mahir
GÜNDÜZ İmza:

Radyoloji Anabilim Dalı Yönetim Kurulu'nun 27/02/2020 tarih ve 23 sayılı kararı ile onaylanmıştır.

TEŞEKKÜR

Tezimin hazırlanmasındaki her aşamasında yanımda olan bana yol gösteren bilgisini ve deneyimini benden esirgemeyen Doç. Dr.Mesut ÖZGÖKÇE'ye , Uzmanlık eğitimim boyunca emekleri olan Prof.Dr.Cemil Göya, Doç. Dr.Harun ARSLAN, Dr.Öğr.Üyesi Ali Mahir GÜNDÜZ, Dr.Öğr.Üyesi Hüseyin AKDENİZ, Dr.Öğr.Üyesi Nurşen TOPRAK, Dr.Öğr.Üyesi Adem YOKUŐ'a; Ayrıca Doç.Dr.Alpaslan YAVUZ ve Doç.Dr.Abdussamet BATUR'a, İstatistik analizinde yardımcı olan Prof.Dr Sıddık KESKİN Hocama,

Tüm teknisyen ve radyoloji bölümü iş arkadaşlarıma; Tüm asistan doktor arkadaşlarıma; Uzm.Dr.İbrahim AKBUDAK, Uzm.Dr.Sümevra DEMİRKOL ALAGÖZ, Uzm.Dr. İlyas DÜNDAR, Uzm.Dr.Fatma DURMAZ, Uzm.Dr. İbrahim İLİK, Uzm.Dr. Suat İNCE ye; En stresli anlarımda yanımda olan bana sevgisini ve sabrını esirgmeyen, hayatıma anlam katan biricik eşim Zarife TÜRKOĞLU' na; Tabiki varlığıyla hayatıma renk ve neşe katan, gülüşüyle bana dünyaları veren biricik oğlum Ömer Asaf'a Teşekkür ederim.

SİMGE VE KISALTMALAR

BT: Bilgisayarlı Tomografi

PET-CT: Pozitron Emisyon Tomografi

MRG: Manyetik Rezonans Görüntüleme

DEBT: Dual Enerjili Bilgisayarlı Tomografi

HRCT: Yüksek Rezolusyonlu Bilgisayarlı Tomografi

SSN: semisolid nodül

ATS: Amerikan Torasik Derneği

IASLC: Uluslararası Akciğer Kanseri Çalışma Birliği

ERS: Avrupa Solunum Derneği

AAH: Adenomatöz hiperplazi

AIS: Lokal adenokarsinom

BAK: Bronşiyoloalveoler karsinom

PAAC: Göğüs ön arka grafisi

MSBT: Multislice/spiral Bilgisayarlı Tomografi

DSBT: Çift Kaynaklı Bilgisayarlı Tomografi

TBDE: TwinBeam Dual Energy

VNC: Virtual Noncontrast-enhanced Images

DWI: Difüzyon Ağırlıklı Görüntüler

HU: Hounsfield Unit

ROI: Region Of Interest

SPN: Soliter Pulmoner Nodül

NPD: Negatif Prediktif Değer

PPD: Pozitif Prediktif Değer

İÇİNDEKİLER	Sayfa no
1. ÖZET	7
2. ABSTRACT.....	9
3. GİRİŞ VE AMAÇ	11
4. GENEL BİLGİLER	13
4.1. AKCİĞER EMBRİYOLOJİSİ.....	13
4.2. AKCİĞER MORFOLOJİ VE ANATOMİSİ.....	16
4.3. BENİGN VE MALİGN SOLİTER AKCİĞER LEZYONLARI.....	21
4.4. RADYOLOJİK BULGULAR	23
4.5. İLGİLİ GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİ	27
4.6. DUAL BT İNCELEME VE DUAL BT FİZİĞİ	30
5. GEREÇ VE YÖNTEMLER	39
6. BULGULAR.....	41
7. TARTIŞMA	54
8. SONUÇ.....	57
9. KAYNAKLAR	58
10. EKLER.....	67

ÖZET

SINGLE SOURCE DUAL-ENERJİLİ BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİNİN TWINBEAM TEKNİĞİ İLE BENİNG VE MALİGN AKCİĞER NODÜLLERİNİ AYIRDEDEBİLMEDEKİ ETKİNLİĞİ

TÜRKOĞLU, Saim
Uzmanlık Tezi, Radyoloji Anabilim Dalı
Tez Danışmanı : Doç. Dr. Mesut ÖZGÖKÇE
Mart 2020, 64 sayfa

Amaç: Bu çalışmanın amacı, Dual Enerjili Bilgisayarlı Tomografide tek kaynaklı twinbeam tekniği ile benign akciğer nodüllerinin malign akciğer nodüllerden ayırmada nodülün renk haritalama ile görsel değerlendirme, nodülde ölçülen kontrast yükü ve iyot konsantrasyonunun tanıdaki etkinliğini araştırmaktır.

Gereç ve Yöntem: Elli üç hastaya (ortalama yaş, 62 yaş) intravenöz kontrast uygulamasından 40sn sonra twinbeam özelliği olan tek kaynaklı çift enerjili göğüs bilgisayarlı tomografi yapıldı. Eş zamanlı tarama 120kV Split Filtre (120AuSn) tüp gerilimi ile görüntüler elde edildi. 120kVSplit Filtre (120AuSn) veri seti ve ağırlıklı ortalama görüntü veri seti verileri, çift enerjili bir iş istasyonuna aktarıldı. Ağırlıklı ortalama görüntü, 140-kV ve 80-kV verilerinin bir kombinasyonundan otomatik olarak üretilen yaklaşık 120-kV'lık bir görüntü elde edildi. Görüntüler 3 mm kalınlığında aksel bir veri setinde yapılandırıldı. 53 soliter pulmoner nodülün her biri, ayrı ayrı değerlendirildi; 140-kV ve 80-kV verilerinin bir kombinasyonundan otomatik olarak üretilen yaklaşık 120-kV'lık veri setleri özel çift enerjili bir iş istasyonunda manipüle edildi. Kontrastlanma varlığının değerlendirilmesinde üreticinin varsayıdığı değeri %50 iyot tutulumu olarak belirlenmiş olan nitel bir görsel değerlendirmedir. Eğer nodül içerisinde herhangi bir miktarda renk (turuncu veya kırmızı) varsa, kontrastlanma olarak değerlendirildi. Diğer bir yöntem, iyot konsantrasyonunun ölçümünden oluştu. İyot konsantrasyonu mg / ml cinsinden hesaplandı.

Bulgular: 53 pulmoner nodülün 36 sı benign (%67,9), 17 si malign(%32,1) akciğer nodülü idi. Kontrast madde iyileştirmenin görsel değerlendirmesi sırasıyla % 100 duyarlılık ve % 67 özgüllüğe sahipti. Ölçülen nodül kontrast yükü açısından benign nodüllerde ortalama kontrast yükü $56 \pm 152,8(0-773)$, malign nodüllerde $174,3 \pm 237,8(22,5-834,0)$ olarak saptandı. Cut-off değer olarak 19,25 HU dansite

alındığında sensitivite değeri %100 spesivite değeri %66,7 olup istatistiksel olarak anlamlıydı(p=0,034).

Nodülün iyot yükü açısından benign nodüllerde ortalama iyot yükü $3,6\pm 8,9(0-49,9)$ mg/ml , malign nodüllerde ort. $10,3\pm 13(1,4-51)$ mg/ml olarak saptandı. Cut-off değer olarak 1,35 mg/ml alındığında sensitivite değeri %100 spesivite değeri %69,4 olup istatistiksel olarak anlamlıydı(p=0,031).

İyot yükü açısından Pozitif Prediktif Değeri(PPD) %60 Negatif Prediktif Değer ise %100 olarak hesaplandı. Kontrast yükü PPD %58 , NPD %96 olarak hesaplandı.

Sonuç: Akciğerde saptanan nodüler lezyonların malign ve benign olarak tanımlanmasında DEBT önemli katkılar sağlayacağı sonucuna varıldı.

Anahtar Kelimeler: Dual Enerji, BT, HU, SPN, Akciğer, Benign , Malign, Nodül, MRG, PET, Kontrast yükü ,İyot yükü, mg/ml .

ABSTRACT

EFFECTIVENESS OF SINGLE SOURCE DUAL-ENERGY COMPUTERIZED TOMOGRAPHY TO DETERMINE BENIGN AND MALIGNANT LUNG NODULES BY TWINBEAM TECHNIQUE

TÜRKOĞLU, Saim

Master Thesis, Department of Radiology

Thesis Advisor: Assoc. Dr. Mesut ÖZGÖKÇE

March 2020, 64 pages

Objective: The aim of this study is to investigate the efficacy of single-source twinbeam technique in dual energy computed tomography by using visual mapping of the nodule, the contrast load measured in the nodule, and the concentration of iodine in the nodule.

Materials and Methods: Fifty-three patients (mean age, 62 years) received 40-second single-source dual-energy chest computed tomography with a twinbeam feature after intravenous contrast application. Simultaneous scanning Images were obtained with 120kV Split Filter (120AuSn) tube voltage. The 120kV Split Filter (120AuSn) data set and weighted average image data set data were transferred to a dual energy workstation. Weighted average image, an image of approximately 120-kV produced automatically from a combination of 140-kV and 80-kV data. The images were configured in an axial dataset with a thickness of 3 mm. Each of the 53 solitary pulmonary nodules were evaluated separately; Data sets of approximately 120-kV, which are automatically generated from a combination of 140-kV and 80-kV data, were manipulated in a special dual-energy workstation. It is a qualitative visual assessment that the manufacturer's assumed value was determined as 50% iodine uptake in the evaluation of the presence of contrast enhancement. If there was any amount of color (orange or red) in the nodule, it was considered as enhancement.

Another method consisted of measuring iodine concentration. Iodine concentration was calculated in mg / ml.

Results: Of the 53 pulmonary nodules, 36 were benign (67.9%) and 17 were malignant (32.1%) lung nodules. The visual assessment of contrast enhancement had 100% sensitivity and 67% specificity, respectively. The mean contrast load in benign nodules was 56 ± 152.8 (0-773) in terms of measured nodule contrast load, and 174.3 ± 237.8 (22.5-834.0) in malignant nodules. When 19.25 HU density was taken as cut-off value,

sensitivity value was 100% specificity value was 66.7% and it was statistically significant ($p = 0.034$).

In terms of iodine load of the nodule, the average iodine load in benign nodules is 3.6 ± 8.9 (0-49.9) mg / ml, and the mean in malignant nodules.

It was determined as 10.3 ± 13 (1.4-51) mg / ml. When 1.35 mg / ml was taken as the cut-off value, the sensitivity value was 100% specificity value was 69.4% and it was statistically significant ($p = 0.031$). In terms of iodine load, the Positive Predictive Value (PPD) was 60% and the Negative Predictive Value was calculated as 100%. Contrast load PPD was calculated as 58% and NPD as 96%.

Conclusion: It was concluded that DEBT will provide important contributions in the identification of nodular lesions detected in the lung as malignant and benign.

Keywords: Dual Energy, BT, HU, SPN, Lung, Benign, Malignant, Nodule, MRI, PET, Contrast load, Iodine load, mg / ml.

GİRİŞ VE AMAÇ

Akciğer lezyonları günlük pratikte çekilen toraks Bilgisayarlı Tomografi(BT) incelemelerinde sık karşılaşılan bir bulgudur. Bu lezyonların başında ise parankimal akciğer nodülleri gelmektedir. Ve bu nodüllerin benign ve malign ayırımının yapılması oldukça önemlidir.

Dünyada halen en sık görülen kanser tipi akciğer kanseridir(1). Hem kadın, hemde erkeklerde kanser ve paraneoplastik sendromlara bağlı ölümlerin en sık sebebi akciğer kanseridir. Akciğer kanserlerinin %20-30"unda ilk ve tek radyolojik bulgu akciğer nodülü olarak karşımıza çıkmaktadır(2).

Bu nedenle akciğerde saptanan paranimal nodüllerin karakterizasyonu, benign/malign ayırımının yapılması akciğer kanserinin erken tanı ve tedavisi açısından çok önemlidir. Akciğer nodülleri benign ya da malign özelliklerinin karakterizasyonunda en sık kullanılan tanı yöntemi Bilgisayarlı Tomografidir. Bunun yanında son yıllarda teknolojik gelişmelerle birlikte Dual-BT incelemesi lezyonların kontrast tutulum miktarına göre diğer bir ifadeyle kontrast yüküne göre benign/malign ayırımında yeni bir teknik geliştirmektedir. Bu görüntüleme yöntemleri ile nodülün şekli, boyutu, nodül kontürü, nodül içeriği ve kontrastlanma özellikleri ayrıca Dual-Source tekniği sayesinde kontrast yüküne göre değerlendirme imkanı verebilmektedir. Nodül karakterizasyonları için popüler diğer bir yöntem ise 18-Florodeoksiglukoz kullanarak yapılan Pozitron Emisyon Tomografi (PET-BT) tetkiki de yüksek duyarlılık ve özgüllükte benign/malign nodül ayırımını yapılabilmekle birlikte özellikle 1cm den küçük nodüllerde duyarlılık önemli bir oranda düştüğü bilinmektedir(3).

Nefes alıp verme ve kalbin pulsasyonu nedeniyle artefaktlara bağlı olarak, Manyetik Rezonans Görüntüleme'nin (MRG) akciğer lezyonlarında kullanım alanı kısıtlıdır. Ancak, son dönemde hızlı görüntüleme sekanslarının geliştirilmesi ve dinamik çalışmaların yapılmasıyla birlikte akciğer nodüllerinde de kullanılabilir(4-5).

Pulmoner lezyonlar radyolojik toraks değerlendirmelerde sık rastlanan bir bulgudur. Bilgisayarlı Tomografi (BT), akciğer lezyonlarının daha fazla karakterizasyonu için standart yöntem olarak kabul edilir. Benign ve malign lezyonları ayırt etmek için nodüllerin kontrastlanmasına yönelik çeşitli çalışmalar yapılmıştır(6-7).

Bununla birlikte, geniş bir kontrast zayıflama spektrumu vardır ve bu nedenle benign ve malign akciğer lezyonlarını birbirinden ayırmak çoğu zaman imkansızdır. BT'de yeni bir gelişme ile, çift enerji kaynaklı teknolojinin tanıtımı olmuştur(8).

Bu tür BT sistemlerinde, iki X-ışını tüpü veya tek tüplü iki enerji seviyesinde farklı tüp akımlarında çalıştırılabilir ve bu da “çift enerjili” taramaya imkan sağlar.

İkili enerji BT'de, tek bir BT incelemesinde (9) iki farklı foton spektrumunda aynı anda veri kümelerinin toplanmasını gerektirir; bu da, verileri 80 kVp 140 kVp'de ve ağırlıklı ortalama yeniden yapılandırılabilir. Ağırlıklı ortalama veri kümesi, 80 ve 140 kVp veri kümelerinden gelen görüntü verilerinin bir birleşimidir ve sanal bir 120 kVp veri kümesi oluşturmak için kullanılabilir.

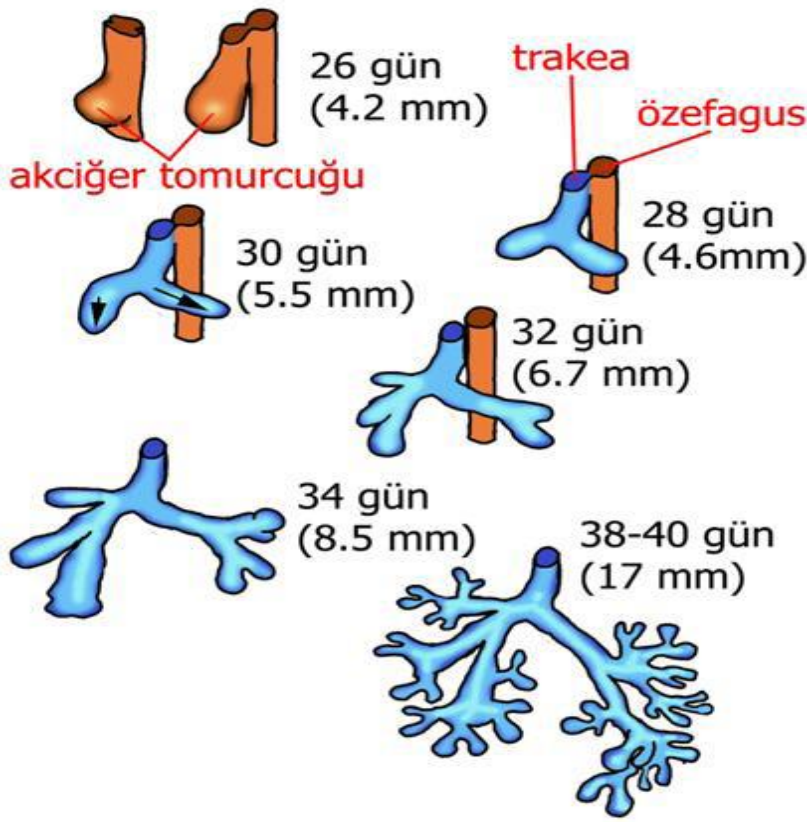
Ek olarak, sanal olmayan geliştirilmiş veri kümeleri, işlem sonrası algoritmalar kullanılarak yeniden yapılandırılabilir(10). İki kaynaklı BT'nin tek kaynaklı bir sistemle karşılaştırıldığında önemli bir avantajı, iki tüpün eşit olmayan yoğunluktaki malzemelerin farklılaşmasını sunan farklı tüp akımlarında kullanma seçeneğidir. Görüntüleme için kullanılan iki tüp akımındaki fark (ör. 80 kVp ve 140 kVp) ne kadar yüksek olursa, farklı yoğunluktaki (9) iki materyal arasındaki fark o kadar iyidir. Bu avantajlara dayanarak, çift enerjili BT potansiyel uygulamaları çoktur (11). Gelişmiş görsel olmayan ek taramalar için ihtiyacı ortadan kaldıran mevcut veri setlerinden sanal olarak geliştirilmiş olmayan görüntüler yeniden oluşturulabilir. Sonuç olarak, hasta için radyasyona maruz kalma azaltılabilir. Ayrıca, kalsifikasyonlar ölçülebilir ve yüksek zayıflamanın (kemik gibi) anatomik yapıları yarı otomatik olarak çıkarılabilir.

Bu prospektif çalışmanın amacı, benign ve malign pulmoner nodüllerinin değerlendirilmesinde çift enerjili bilgisayarlı tomografinin (DEBT) etkinliğini araştırmaktır. Özellikle, benign ve malign karakterdeki nodüllere ait kontrast güçlenme paternleri analiz edilerek karşılaştırıldı. Bu sayede gereksiz lezyon eksizyonun önüne geçebilmeyi ve benign/malign ayrımını yapabilmek, morbidite ve mortaliteyi önemli ölçüde azaltabilmek amaçlandı.

GENEL BİLGİLER

AKCİĞER EMBRİYOLOJİSİ

Solunum sistemi embriyosu ilk 4 haftada, solunum sisteminin ilk taslağı olan ön barsağın (foregut) ventral duvarından bir çıkıntı şeklinde ortaya çıkar. Larinks, trakea ve bronşları döşeyen epitel, akciğerlerde olduğu gibi tamamen endoderm kaynaklıdır. Buna karşılık, trakea ve akciğerlerin kıkırdak ve kas yapıları ön barsağı çevreleyen mezodermden köken alır (Şekil 1).

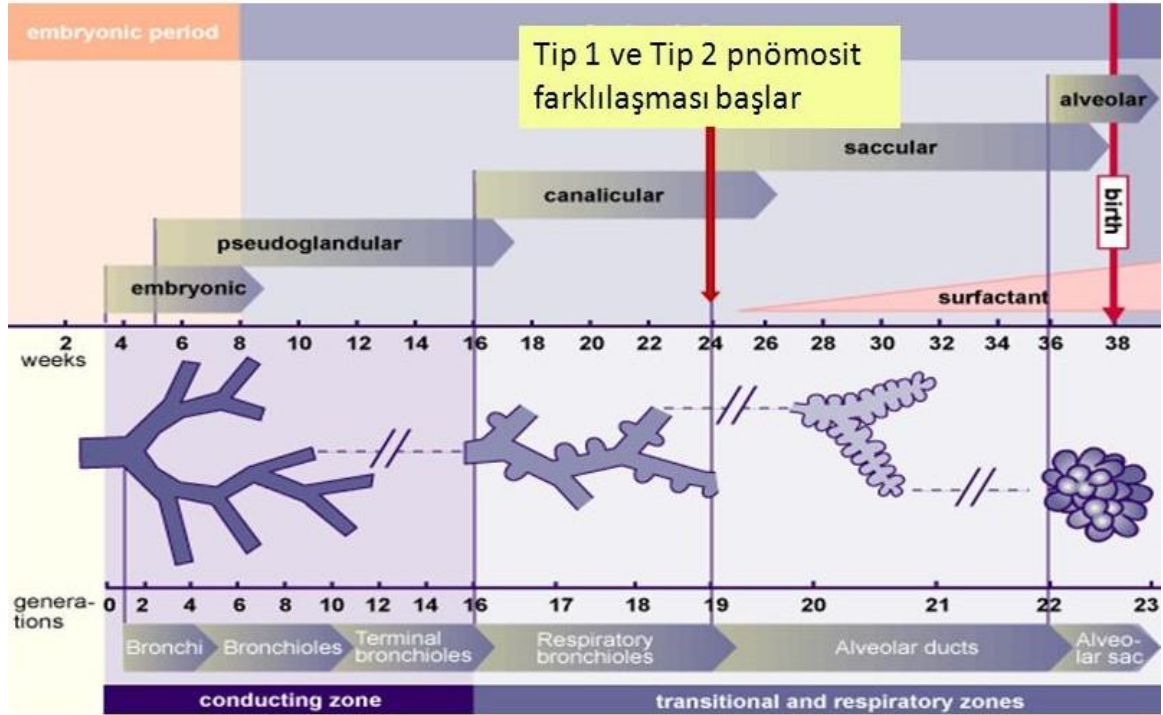


Şekil 1. Solunum sisteminin ilk taslağı

Gelişimin daha ileri evrelerinde, ana bronşların tekrar tekrar bölünmesiyle 6. ayın sonunda yaklaşık onyediyeni bronş rejenerasyonu oluşmuş olur. Bronşial ağaç son şeklini almadan önce altı ek bölünme oluşur. Bu bölünmeler postnatal hayatta gerçekleşir. Bu yeni bölünmeler oluşurken ve bronşiyal ağaç gelişirken, akciğerler daha kaudal bir pozisyon kazanır ve doğumda trakeal bifurkasyon 4. torasik vertebranın

karşısına gelmiş olur 7. ayda yeterli gaz değişimi yapabilecek kadar kapiller ağ mevcuttur. Bu dönemden itibaren prematüre bebekler yaşayabilmektedir. Akciğerlerin gelişimi embriyonik, psödoglandüler, kanaliküler, sakküler ve alveoler olmak üzere beş dönemde tamamlanmaktadır(Şekil 2).

Akciğer embriyolojisi



Şekil 2. Akciğerlerin embriyolojik gelişim evreleri

Embriyonik dönem, ön barsaktan akciğer tomurcuklarının geliştiği dönemdir. Beşinci haftanın sonunda trakea, ana bronşlar ve lob bronşları oluşmuştur. Psödoglandüler dönemde, 5-17. haftalarda akciğerler, çevre mezenkime doğru uzanan epitelyal tüplerle birlikte tübüloasiner bir bez şeklindedir. Gelişim çok hızlı olup 34-36. günler arasında segmenter bronşlar, 38-40. günler arasında ise subsegmenter bronşlar oluşur. Kanaliküler dönemde (17-26. hafta) periferal tübüllerde genişleme ve küboid epitelin tip 1 ve 2 hücrelere farklılaşması meydana gelir. Tip 2 pnömositlerden sürfaktan üretimi bu dönemde başlar. Asinüslerin gelişimi ve vaskülarizasyonu 16-28. haftalarda oluşur. Pulmoner arterler, altıncı aortik arkta gelişir.

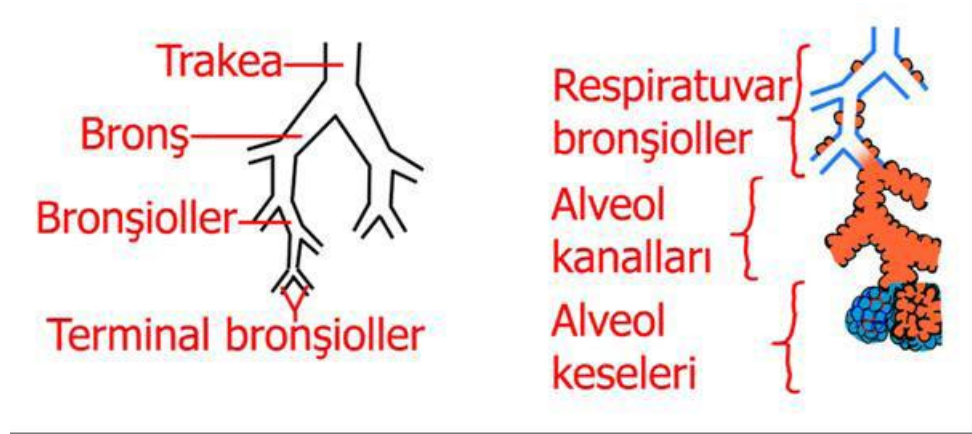
Hava yollarının ve alveollerin gelişimine paralel şekilde preasiner ve intraasiner damarlar oluşur. Doğumda intraasiner damarlar artık gelişmiş durumdadır(12). Sakküler dönem, doğuma kadar devam eden bir periyottur. Akciğer parankimi ve havayolları arasındaki bağ doku gelişir. Doğumda akciğerler her ne kadar fonksiyonel olsa da yapısal olarak henüz immatür durumdadırlar. Çünkü gaz değişiminin olduğu alveoller daha oluşmamıştır. Hava yolları düzgün duvarlı geçici kanallar şeklinde görülür. Yirmi sekizinci haftadan sonra mezenkimal dokuda belirgin azalma olur. Distal hava yolu keseciklerinin duvarları giderek incelik alır. Alveoler dönemde, alveollerin gelişimlerinin tamamlanması ile geniş gaz değişim yüzeyleri ortaya çıkar. Yirmi sekizinci gebelik haftasında genellikle respiratuar bronşiyollerin üçüncü sıra dalları da keseler içeren transizyonel kanallara açılmıştır. Erişkin hayatta primer lobül içinde kalan bu kanallar duktus alveolaris adını alır. Bu evrede tüm asiner yol yassı epitel ile kaplanır ve gaz değişimine izin veren kan-hava bariyeri oluşur. Doğumda respiratuar bronşiyoller, transizyonel kanallardan biri ve üç sakkulus şekillenmiştir. Alveoller gerçek şekilde değildir. Alveoller ilk olarak 32. haftada ortaya çıkar. Alveoler dönemde kanalların distal uçları açılır ve alveoller oluşur. Doğumla birlikte alveol sayısı hızla arttığı gibi alveoller gerçek halini alır, asinüsler büyür. Erken postnatal dönemde ortalama 20-25 milyon alveol vardır. Alveollerin yeterli sayıya ulaşması ise sekiz yaşında tamamlanır(12).

AKCİĞER MORFOLOJİ VE ANATOMİSİ

Solunum yollarının görevi solunan havayı alveoler yüzeye kadar taşımaktır. Alveollerde, solunan hava ile kapiller sistemdeki kan arasında gaz alış-verişi olur. Solunum sistemini üç bölümde incelenebilir; Taşıyıcı kısım, geçiş kısmı, respiratuvar kısım.

1) Taşıyıcı Kısım

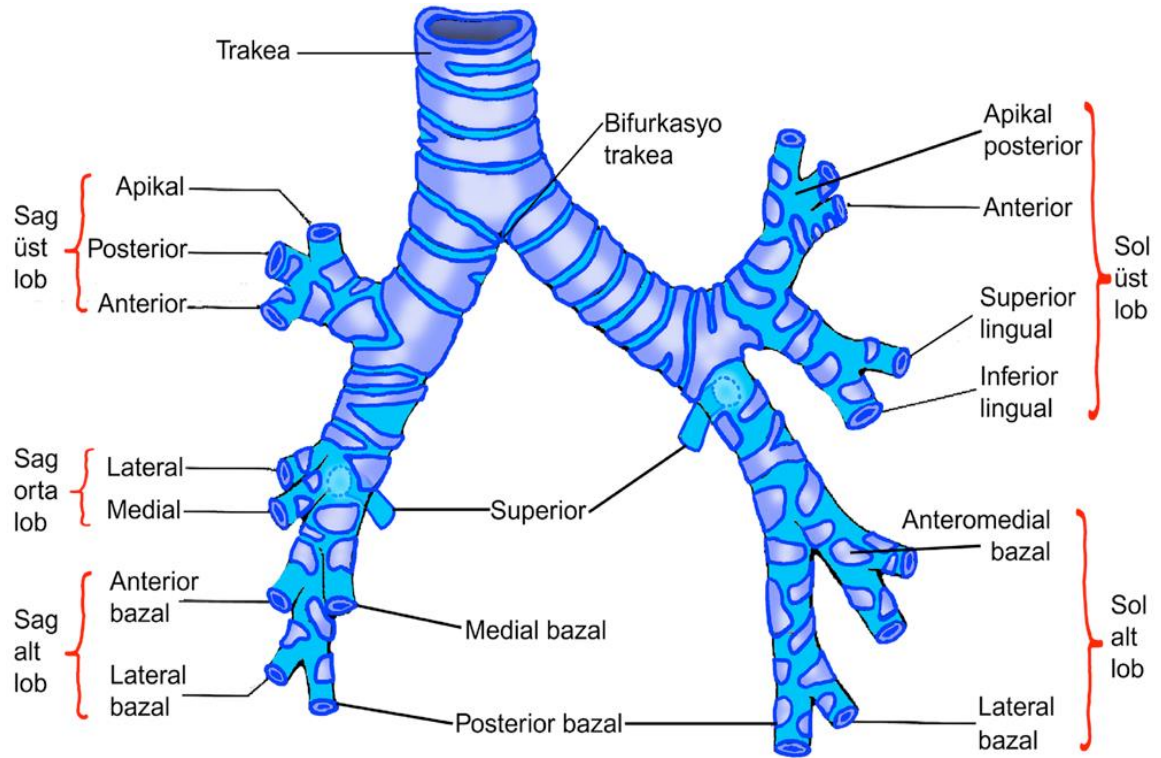
Bu kısımda trakea, bronş ve bronşöller bulunur. Gaz değişimi olmayan taşıyıcı hava yolları trakeadan itibaren onaltı defa dallanma göstermekte ve bu bölümdeki son kısım terminal bronşöller olarak sonlanmaktadır. Ayrıca pulmoner arter ve venler, lenfatik kanallar, sinirler, perivasküler ve peribronşial bağ dokusu, interlobüler septalar ve plevra bu kısım içerisinde (Şekil 3).



Şekil 3. Taşıyıcı zon, geçiş zonu ve respiratuvar zonun şematik görünümü

Trakea: Larenksin devamı olarak 6. servikal vertebra hizasından başlar ve 4. torakal vertebra alt düzeyi arasında uzanır. İkiye ayrıldığı kısım (karina) önde angulus sterni arkada linea interspinalis ile belirlenir. Erişkinde ortalama 11 cm uzunlukta, 2 cm genişlikte elastik ve frajill tübüler bir organdır. İç yüzü silyalı hücreler ve goblet hücrelerinin bulunduğu bir epitel ile örtülüdür. Bunun altında gevşek bağ dokusundan yapılmış, içerisinde lümeneye açılan submukozal bezlerin bulunduğu lamina propria tabakası vardır. Lamina proprianın dışında 16-20 adet, organı önden ve yanlardan saran "C" şeklinde hyalen kıkırdak bulunur. Bu kıkırdakların açık uçları özefagusu komşu arka yüzde kalın bir düz kas bandı ile birleşir. Trakea karinada ikiye ayrılarak sağ ve sol ana bronşları verir. Sağ ana bronş daha dik seyirli olduğundan aspire edilen yabancı cisimlerin çoğu sağa kaçar. Sağ ana bronş çapı ortalama 15.3 mm'dir, karinadan 22 mm sonra üst lob bronşunu verir ve bronkus intermedius adıyla devam eder. Sağ üst lob

bronşu ayırmadan 10 mm sonra üç segmenter bronşu verir. Bronkus intermedius üst lob bronşu ayırımından 30-40 mm sonra ikiye ayrılarak orta ve alt lob bronşlarını verir. Aynı seviyeden alt lobun süperior segment bronşu da ayrılır. Sol ana bronş ortalama 13 mm çapta olup karinadan 50 mm sonra alt ve üst lob bronşlarına ayrılır. Sol üst lob bronşu 10 mm sonra ikiye bazan da üçe ayrılır. Üst kol hemen ikiye ayrılarak apikoposterior ve anterior segment bronşlarını verir. Alt kol ise linguler bronştur ve sağdaki orta lob bronşunun karşılığıdır. Lingular bronş 20-30 mm sonra süperior ve inferior segment bronşlarına ayrılır. Sol alt lobda segmenter dağılım sağ alt lobdaki gibidir, tek fark anterior bazal ve medial bazal segmentlerin tek bronşta birleşmiş olmasıdır (Şekil 4).



Şekil 4. Trakeabronşiyal ağacın dallara ayrılması

2) Geçiş Kısmı

Burada hem taşıma hem de gaz alış-veriş işlevi vardır. Respiratuar bronşiooller, alveoler kanal ve alveoler kese havayı daha ilerilerindeki alveollere taşır. Aynı zamanda, bu yapıların duvarlarında bulunan alveollerde gaz alış-veriş de yapılır. Respiratuar bronşiooller üç seri dallanma ile terminal bronşioollerden çıkarlar. Daha sonra alveoler kanal ve alveoler keseler gelir, her kesede 4-10 alveol vardır.

3) Respiratuar Kısım

Alveollerden ibarettir ve burada solunan hava ile kan arasında gaz transferi yapılır. Geçiş zonu ve respiratuar zon akciğerlerin parankimini teşkil eder. Alveoller; respiratuar bronşiol, alveoler kanal ve alveoler kese duvarlarına açılan keseciklerdir.

Alveol sayısı doğumdan sonra sekiz yaşına kadar artmaya devam eder. Toplam alveoler yüzey vücut ölçülerine bağlı olarak değişmektedir. Gerçek akciğer parankimini oluşturan bu zonda her alveol ve kapilleri elastik ve kollagen liflerden oluşan bir membranla diğerinden ayrılır. Gevşek bağ dokusundan oluşan bu membran içinde kan damarları, sinirler ve lenfatikler bulunur ve bunlar birlikte interstisyum adını alır. Alveoller arasında normalde hava geçişini sağlayan, pnömonilerde ise bakteri dağılımına sebep olan Kohn porları vardır. Memelilerde alveol duvarlarını örten epitel Tip I ve Tip II pömositlerden oluşur. Akciğerler bronş, damarlar, sinirler ve süngerimsi dokudan oluşan, bir hilus ile mediastene bağlı olan, sağ ve solda iki plevra yaprakları arasında bulunan bir organlardır. Yukarıdan aşağıya doğru koni şeklinde, ağırlıkları yaş, cinsiyet ve kiloya göre değişmekle birlikte ortalama sırasıyla 625 gr ve 560 gr kadardır. Sağ akciğer karaciğer ile komşuluk göstermesi nedeniyle sola göre daha kısa ve geniştir. Akciğerler fissür adı verilen yarıklarla loblara ayrılmaktadır. Sağda iki, solda bir fissür bulunur. Sağdaki oblik(majör fissür) arkada 3. ve 4. torakal vertebra hizasından başlar, yukarıdan aşağıya, içten dışa doğru seyrederek beşinci kostayı keser öne doğru bir seyirle altıncı kosta hizasında akciğerin dış kenarına ulaşır. Bu fissür arkada üst lobu alt lobdan, ön-aşağı kısımda ise orta lobu alt lobdan ayırmaktadır. Oblik fissürün orta bölümünden öne doğru horizontal veya hafifçe yukarı doğru transvers fissür seyretmektedir. Bu fissür orta ve üst lobları birbirinden ayırmaktadır. Sol akciğerde ise üst ve alt lobları birbirinden ayıran oblik fissür bulunur(13)(Şekil 5-6).

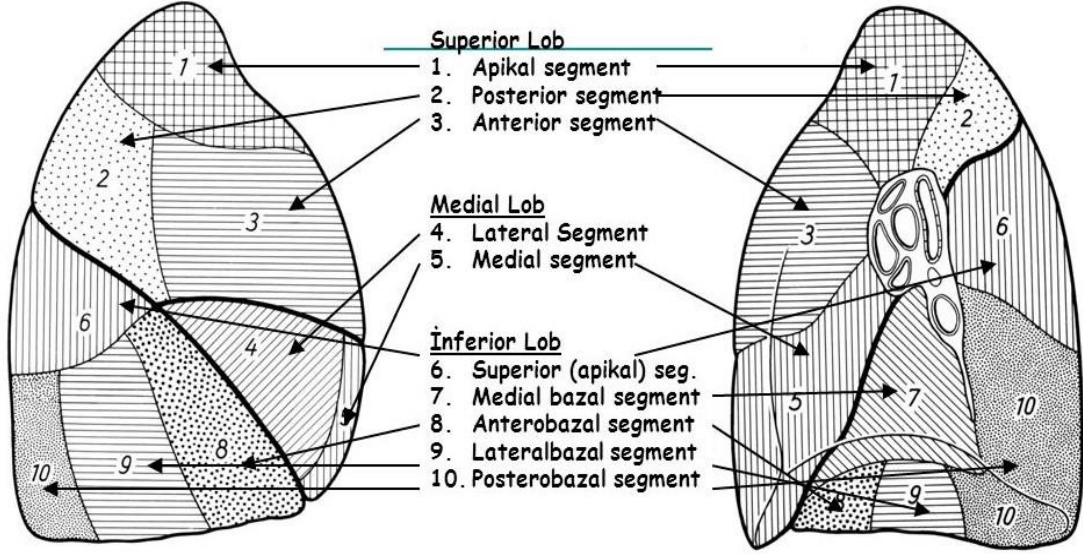
Majör ve minör fissür sağ akciğeri üç loba, soldaki tek fissür ise sol akciğeri iki loba ayırmaktadır. Loblar sadece dış yüzeyleri ile değil, birbirlerine temas eden ve iç yüzeylerinde bulunan visseral plevra ile de örtülüdür. Loblar da segmentlere ayrılmaktadır. Her segmentin kendi bronş, arter ve veni bulunur. Toraks boşluğu içinde yer alan akciğerler; kalp, perikard ve büyük damarların bulunduğu mediasten ile birbirinden ayrılmıştır. Hiluslar dışında akciğerlerin tamamı visseral plevra ile örtülmüştür. Sağ akciğerde on, sol akciğerde sekiz segment vardır. Her segmentin arteri, veni ve bronşu bulunur. Segmentleri birbirinden ayıran bir zar yoktur. Bu nedenle sıvı ve hava bir segmentten diğerine geçebilir. Bronş ağacının adlandırılması Jackson ve Huber

tarafından yapılmıştır(14). Sağ akciğer üst lobu, apikal, anterior ve posterior segmentlerden; orta lobu medial ve lateral segmentlerden ve alt lobu süperior, mediobazal, anterobazal, laterobazal, posterobazal segmentlerden oluşmaktadır.

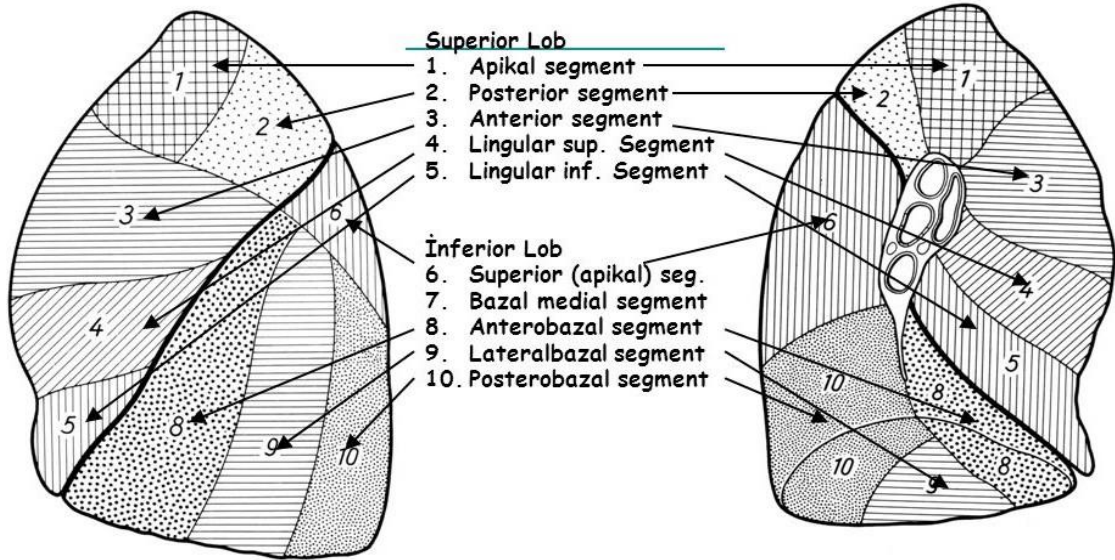
Sol akciğer üst lobu apikoposterior, anterior, süperior ve inferior lingular segmentlerden; alt lobu ise süperior, anterobazal, mediobazal, laterobazal ve posterobazal segmentlerden meydana gelmektedir(**Tablo 1**).

Tablo 1. Akciğerlerin Segmentleri

Sağ Akciğer	Sol Akciğer
Üst Lob Segmentleri(3) 1. Apikal segment 2. Anterior segment 3. Posterior segment	Üst lob Segmentleri(4) 1-2. Apikoposterior segment 3. Anterior segment 4. Superior lingular segment 5. İnférieur lingular segment
Orta lob Segmentleri(2) 4. Lateral segment 5. Medial segment	
Alt lob Segmentleri(5) 6. Superior segment 7. Medial segment 8. Anterior segment 9. Lateral segment 10. Posterior segment	Alt lob Segmentleri(4) 6. Superior segment 7-8. Anteromedial segment 9. Lateral segment 10. Posterior segment



Şekil 5; Sağ akciğerin kotsal ve medial yüzden segmentlerinin görünüşü



Şekil 6; Sol akciğerin medial ve kotsal yüzden segmentlerinin görünüşü

BENİGN VE MALİGN AKCİĞER LEZYONLARI

Akciğerdeki lezyonlar küçük milimetrik boyutta bir lezyondan tüm akciğeri kaplayan büyük bir kitlesel lezyona kadar geniş bir spektrumda tespit edilebilir. Bir akciğer nodülü Fleischner Society'nin Nomenclature Komitesi tarafından yuvarlak bir opaklık olarak tanımlanmıştır, konvansiyonel radyografide saptanan benign veya malign karakterde çapı 3 cm'ye kadar olan radyoopasite, Bilgisayarlı tomografi taramasında ise nodül, yuvarlak veya düzensiz sınırlı ,benign veya malign natürde ,çapı 3 cm'ye kadar olan opaklık olarak görünür(15). Akciğer nodülü, parankimde çevresi normal akciğer dokusu ile sarılı, 3 cm'den küçük, yuvarlak veya oval görünümlü, direk grafide fokal dansite veya opasite olarak görülen akciğer lezyonlarına verilen isimdir. Eğer lezyon 3'cm veya daha büyük ise kitlesel lezyon olarak tanımlanmaktadır. Nodüller, %0.2 sıklıkta direk akciğer grafilerinde saptanır. Bilgisayarlı tomografinin kullanımı arttıkça, nodül varlığını tespit etme oranı da artmaktadır(16). Akciğerde saptanan nodül veya kitlelerin natürü, benign veya malign özellikte olabilir. Nodül etiyolojisinde benign veya malign karakterde birçok faktör rol oynar. Klinik olarak saptanan Nodüllerin %40-50'si malign, diğer %50-60'ı ise benign lezyonlardan oluşmaktadır(17). Benign olan lezyonların %80'ini enfeksiyöz granülomatöz nedenler, %10'unu hamartomlar ve geriye kalan %10'unu ise enfeksiyöz olmayan enflamatuvar granülomlar veya benign tümörlerin yer aldığı nadir rastlanan nedenler oluşturur(18-19). Nodül olarak gözlenen malign lezyonların en sık rastlanan nedeni bronkojenik karsinomdur. Yapılan birçok farklı çalışmada nodül malignite oranları farklılık gösterebilmektedir. Ancak yakın zamanlarda yapılan iki çalışmadan birinde 1298 hastanın, 1041'inde (%80) gibi yüksek bir oranda malignite saptanmış ve bu malign olguların ise 940'ında (%90) bronkojenik karsinom tanısı konulmuş(20-21). Histopatolojik olarak incelendiğinde olguların çoğunluğunun adenokarsinom ve skuamöz epitel hücreli kanser olduğu, adenokarsinomun biraz daha yüksek oranlarda olduğu görüldü. Akciğerdeki nodül etyolojisi geniş bir yelpazede incelenebilmektedir.(**Tablo 2**).

Tablo 2. Akciğerdeki Nodüler Lezyonların Etiyolojisi

1. Malin Tümörler	2. Benin Tümörler	3. Enflamtuvar	4. İnfeksiyöz	5. Vasküler Lezyonlar	6. Gelişimsel	7. Diğer
Bronkojenik karsinom	Hamartom	Granülom	Tüberküloz	AVM	Bronkosel	Absesi
Adenokanser	Bağ doku kaynaklı (fibrom, nörofibrom, blastom)	Wegener	Mantar (Aspergillom, Nokardiya, Histoplazmozis, Koksidoïdomikoz, Blastomikozis)	Pulmoner	Bronkojenik kist	Atelektazi
Skvamöz		Granülomatozu		Enfarkt	Pulmoner sekestrasyon	Psödötümör
Büyük Hücreli	Adenom	Romatoid Artrit		Kanama		Fibroz
Küçük Hücreli	Lipom	İntrapulmoner lenf nodu	Parazitöz (Kist Hidatik, Askaris)		Konjenital kistik adenomatoid malformasyon	Siliko
Metastaz	Teratom	Sarkoidoz				Organize pnömoni
Meme	Leiomyom	Lipoid pnömoni				Mukus tıkaçları
Kolon	İnflamatuvar miyofibroblastik tümör					İlerleyici masif fibrozis
Böbrek	Endometrioma					
Meme	Lenfoproliferatif Hastalıklar					
Kolon						
Böbrek						
Mide						
Melanom						
Karsinoid						
Lenfoma						
Sarkom						
Plazmositom						

RADYOLOJİK BULGULAR

Solid Nodüller

Benign ve malign akciğer nodüllerinin görüntüleme özellikleri önemli ölçüde benzeşmektedir. Bununla birlikte, bir nodülün malign potansiyelini belirlemede yararlı olan spesifik morfolojik özellikler; boyut, kenar boşlukları, kontur, iç karakteristikleri içerir. (örn. atenuasyonu, kaviter nodüllerdeki duvar kalınlığı ve hava bronkogramları) satellit nodüllerinin varlığı halo , ters halo işareti ve büyümesidir. Büyüklük açısından, malignite olasılığı pozitif olarak nodül çapı ile doğru orantılıdır. Bir nodülün çapı arttıkça, malignite olasılığı da artar; Ancak, küçük bir nodül çapı maligniteyi dışlamaz. (22). Küçük nodüllerin (4mm'den küçük) sigara içen kişilerde akciğer kanseri gelişme riski % 1'den azdır, buna karşın malignite riski 8 mm'lik nodüllerde % 10 -% 20'ye yükselir (22). Bu özellik çeşitli zorluklar çıkarmıştır. Çünkü MDBT'nin yaygın kullanımı ve akciğer kanseri taramasına olan ilginin artması, küçük (1-5mm) akciğer nodüllerinin sık ve rastlantısal olarak tespiti ile sonuçlanmıştır.(23). Sekiz ayrı BT çalışmasına göre, nodül prevalansı % 8-% 51 arasında, malignite prevalansı% 1-% 12 arasında değişmektedir(24). Nodül kenarları ve konturu açısından benign ve malign lezyonlar arasında önemli bir örtüşme vardır. Tipik olarak, benign nodüller iyi sınırlı kenarlara ve pürüzsüz bir kontüre sahipken, malign nodüller spiküle kenarlara ve lobüler veya düzensiz bir kontura sahiptir (25). Spikülasyon, pulmoner interstisyum boyunca malign hücrelerin büyümesine, lobulasyon ise nodüller içindeki diferansiyel büyüme hızlarına bağlanır (26). Spesifik olarak, spiküle bir kenar % 90 oranında bir pozitif prediktif değeri olan malignitenin yüksek bir göstergesidir(27). Bununla birlikte, lipoid pnömoni, fokal atelektazi, tüberküloz ve ilerleyici kitlesel fibrozu içeren enfeksiyon veya enflamasyondan kaynaklanan iyi huylu durumlar da spiküle bir kenara sahip olabilir (28). Ayrıca, düzgün bir kenar, maligniteyi ekarte ettirmez; Birçok akciğer metastazının ve primer akciğer malignitelerinin % 20 kadarı pürüzsüz kenara sahiptir (29). BT'de, halo işareti - nodül etrafındaki kötü tsınırlı bir buzlu cam dansitesi ,kanamayı, tümör infiltrasyonunu veya nodü etrafında enflamasyonu temsil edebilir (30) Başlangıçta invaziv aspergillozda tarif edilen halo işareti aynı zamanda adenokarsinom ile de görülebilir ;Kaposi sarkomu, anjiyosarkom, koriokarsinom ve osteosarkomdan

akciğer metastazına kadar. (30). Tersine, bir halo veya konsolidasyon hilaliyle çevrelenmiş buzlu cam merkezi bir dansite bölgesi olan ters halo işareti (atoll işareti olarak da bilinir), ilk önce kriptojenik organize pnömoni için tarif edildi ve radyofrekans ablasyondan sonra akciğer kanseri olan hastalarda da görülebilir(31). Kalsifikasyon paternleri, bir nodülün benign olup olmadığını belirlemede faydalı olabilir ve BT kalsifikasyonu göstermek için radyografiden daha hassastır (32). Bu nedenle, BT'nin ince kesitlerle (1-3 mm) yapılması önerilir; nodül seviyesinde düşük frekanslı, yumuşak doku veya pürüzsüz bir yeniden yapılandırma algoritması; ve nodül içerisinde kalsifikasyonların mevcut olup olmadığını belirlemek için 200 HU'dan daha büyük bir dansite değeri belirlendi. Son zamanlarda, 80 ve 140 kV görüntülerin aynı anda elde edildiği çift enerjili CT tanıtımıyla, farklı kilovolt tepelerinde elde edilen BT dansite değerlerinin ölçümü, kalsiyum ve iyotlu kontrast madde alanlarını tanımlamak için kullanılabilir. İyi huylu kalsifikasyon modelleri arasında; yaygın, merkezi (öküz gözü görünümü), laminer ve patlamış mısır görünümü bulunur. Yaygın, merkez ve laminer desenler tipik olarak granümatöz enfeksiyonlarda görülür. Patlamış mısır kalsifikasyonları, hamartomlardaki kondroid kalsifikasyonlarının karakteristik özelliğidir. Bununla birlikte, kondrosarkom veya osteosarkomların metastazlarının bu tip kalsifikasyon modelleriyle tezahür edebileceğinin ve iyi huylu olarak yanlış yorumlanabileceğinin farkında olmak önemlidir(33). BT'de tüm akciğer kanserlerinin% 10'unda kalsifikasyonlar tespit edilebilir; belirsiz paternler nokta, eksantrik ve amorf kalsifikasyonları içerir (34). Kavitasyon, apse granülom vaskülitleri ve pulmoner enfarktların yanı sıra primer ve metastatik tümörler gibi maligniteler, özellikle skuamöz hücreli histolojik özelliklere sahip olanlar gibi enfeksiyöz ve enflamatuvar durumlarda da meydana gelir. Kaviter nodüller açısından, genellikle benign lezyonlarda pürüzsüz ince duvarlar görülürken, malign lezyonlarda kalın düzensiz duvarlar görülür. Duvar kalınlığı 15 mm'den büyük olan kaviter nodüllerin% 95'inin malign, duvar kalınlığı 5 mm'den az olan% 92'sinin benign olduğu bildirilmiştir (35). Son olarak, bir nodül içindeki radyolusensiler, havasız akciğer arka planına karşı hava dolu bronşların bir şekli olarak tanımlanan ve proksimal hava yollarının açıklığını ve alveolar havanın emme (atelektazi) ile tahliye edilmesini belirten hava bronkogramı işareti ile görülebilir(örn. pnömoni)(36). Hava bronkogramı işaretinin malign nodüllerde (% 29) benign

nodüllerden (% 6) daha sık olduğu ve adenokarsinom, lenfoma veya enfeksiyonu olan hastalarda görülebileceği bildirilmiştir(37).

Semisolid Nodüller

Daha önce tarif edilen morfolojik özellikler, benign ve balign solid nodüllerin ayırt edilmesinde yardımcı olmuş olmasına rağmen, nodüllerin değerlendirilmesinde yeni bir zorluk olan, normal akciğer parankimininkinden daha yüksek ve yumuşak olandan daha düşük bir buzlu-cam dansitesinin bir kısmını içeren semisolid nodüllerle ilgilidir. Subsolid nodüller tamamen buzlu cam dansitesine sahip olabilir veya kısmen öbuzlu camdansitesi alanlarıyla serpiştirilmiş yumuşak doku dansitesi alanlarıyla solid olabilir (38- 39). Semisolid nodüller enfeksiyon iltihabı kanama veya neoplazmadan kaynaklanabilir (40). Tipik olarak enflamatuvar nedenler kısa süreli tekrar değerlendirmede ayırılmaz. Kalıcı semisolid nodüllerin spesifik olarak primer akciğer adenokarsinomu olarak malign olma olasılığı daha yüksektir, ancak benign de olabilirler (örn. fokal interstisyel fibrozis ve organize pnömoni) (41). Nodülün yağ içermesi benigniteyi, özellikle de hamartomu ve lipoid pnömoniyi düşündürür. Nodül içinde veya periferik küçük odaksal düşük yoğunluklu alanlar şeklinde görülen psödokaviteasyon, bronkoalveoler karsinomda görülen bir bulgudur. Hava bronkogramı pnömoni dışında, lenfoma, sarkoidozis ve bronkoalveoler karsinomda görülebilir (42).

Semisolid Nodüllerin Adenokarsinom İle İlişkisi

Tüm akciğer kanserlerinin yaklaşık % 50'sini oluşturan adenokarsinomun, küçük hücreli dışı akciğer kanserinin diğer histolojik alt tiplerinden daha soliter bir semisolid nodül (SSN) olarak ortaya çıkması daha olasıdır (43). Uluslararası Akciğer Kanseri Çalışma Birliği (IASLC) Amerikan Torasik Derneği (ATS) ve Avrupa Solunum Derneği (ERS) tarafından akciğer adenokarsinomunun sınıflandırılması, patolojik ve görüntüleme bulgularını ve moleküler biyoloji bilgilerini kullanan multidisipliner bir yaklaşım içerir (44). Preinvaziv lezyonlar, her ikisi de lepidik büyümeyi gösteren lezyonlar (yani, tamamen alveoler yüzey boyunca büyüyen) olarak tanımlanan atipik adenomatöz hiperplazi (AAH) ve lokal adenokarsinomu (AIS) içerir. Tipik olarak AAH, 1 cm'den

daha az ölçen, ancak daha büyük lezyonlar bildirilmiş saf buzlu cam dansitesine sahip bir lezyondur. AIS, tipik olarak, 3 cm'den daha az ölçüm yapan ve yer işgal etmeden saf lepidik büyüme gösteren saf buzlu cam dansitesine sahip bir lezyondur. AAH ve AIS patolojik varlıklardır ve bir spektrumun parçası olarak kabul edilir; sitolojik bulgular temelinde birbirinden ayıramayabilirler. Bronşiyoloalveoler karsinom (BAK) teriminin artık adenokarsinom lezyonları arasında daha kesin patolojik ayırım sağlamak için kullanılmadığına dikkat edilmeli. Nodülün çevresinde bulunan küçük nodüller(satellit nodül) benign olasılığı gösterir. Çalışmalarda satellit nodül için pozitif öngörü değeri %90 olarak bildirilmiştir (45). Çapı 4 mm'den küçük sekonder nodüllerin malignite riskinin çok düşük olduğu gösterilmiştir (46). Spiral BT ile nodülün vaskülarite ve kan akımı hakkında bilgi elde edilebilmektedir. Malign nodüllerde vaskülarite ve dolayısıyla kan akımı artmıştır. İntravenöz kontrast madde verildikten sonra dinamik olarak nodülün dansitesi ölçülür. Kontrast madde enjeksiyonundan önceki ölçüm ile enjeksiyon sonrası ölçüm arasında 15 HU'dan az artış varsa, nodülün benign olma olasılığı yüksektir (47). Artış 20 HU'dan fazla ise malignite yönünden anlamlıdır. Ancak, nekroz veya müsin üretimi varsa yanlış negatiflik olabilir(48). Son yıllarda kontrast tutulumu ile nodülün hemodinamiğini ölçmeye yönelik daha ayrıntılı çalışmalar yapılmış ve kontrast maddenin wash-in ve wash-out ölçümleri yapılmıştır. Jeong ve ark. (49). Tüm bu bulgulara rağmen kontrast tutan bir akciğer lezyonu tespit edildiğinde bunun kesin benign-malign ayrımı yapılması oldukça zordur.

İLGİLİ GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİ

Direk Grafi

Akciğer nodüllerini değerlendirmek için kullanılan radyolojik inceleme yöntemleri, göğüs ön arka grafisi(PAAC), BT , MRG ve PET-BT görüntüleme yöntemleridir. Günümüzde, BT'nin yaygın kullanımı nedeniyle akciğer nodüllerinin büyük çoğunluğu BT tetkiklerinde insidental olarak saptanmaktadır. Nodülün özellikleridir göğüs grafisi ile kısmen anlaşılabilir, ancak iç yapısı en iyi BT ile değerlendirilir. Boyut artışı ise en iyi varsa önceki radyolojik incelemeleri ile karşılaştırılarak anlaşılır. Direk radyografik görüntülemelerde nodül içindeki kalsifikasyon çoğu zaman yüksek kilovoltage pikli göğüs radyografisinde optimal olarak görüntülenmez. Düşük kilovoltage radyografi veya göğüs floroskopi, intranodüler kalsifikasyonun tespitinde daha hassastır.

BT (özellikle ince kesit BT) standart radyografiden 10-20 kat daha hassastır ve kalsifikasyonun objektif kantitatif değerlendirmesini sağlar (50-51-52).

Soliter bir pulmoner nodülün spesifik morfolojik özelliklerinin (boyut, kenarlar, kontur, iç özellikler) klasik geleneksel görüntüleme teknikleriyle değerlendirilmesi, iyi huylu malign nodüllerden ayırt edilmesine yardımcı olur ve daha maliyetli bir değerlendirme yapılmasını önler. Ancak bununla birlikte, ilk değerlendirme sıklıkla, spesifik olmayan bulgularla sonuçlanır; bu durumda nodüllerin belirsiz olarak sınıflandırıldığı ve maligniteyi dışlamak için daha ileri değerlendirme gerektirir(53).

Bilgisayarlı Tomografi

Bilgisayarlı tomografide bir nodülün malign/benign ayırımında kullanılabilecek özellikleri daha iyi değerlendirilebilir. Bilgisayarlı tomografinin ince kesit, volümetrik, düşük doz tekniği ile yapılması tercih edilir(54). Kontrast madde kullanılması her zaman mutlak gerekli değildir. Bilgisayarlı tomografi takipleri sıklıkla malignite açısından düşük riskli olan olgularda tercih edilir. Sekiz mm'den küçük olan solid nodüllerin malign olma ihtimali düşüktür, biyopsi yapılması zordur, fonksiyonel görüntüleme metodları ile güvenli bir şekilde özellikleri ortaya konamaz ve daha çok BT ile takip edilirler.

Ancak gelişen manyetik rezonans teknolojisi ile 6-9 mm'lik nodüller de görüntülenebilmektedir. Yapılan bir çalışmada malign nodüllerin ayırımında MR'ın duyarlılığının % 78 olduğu belirtilmiştir (55).

Nodülün boyut artışının değerlendirilmesinde tanı ve yaklaşımı belirlemek için BT kullanılmaktadır. Takipte hacmin iki katına çıkması (doubling time) malignite riskini artırır ve sıklıkla doku tanısını gerektirir. Malign nodüllerin büyük çoğunluğunda bu süre 20 gün ile 400 gün arasındadır. Daha uzun süreler (>400 gün) tipik karsinoid tümörlerde, prekanseröz ya da düşük gradeli adenokarsinomlarda gözlenir(56-57). İki yıl boyunca stabil kalan solid bir nodül ve üç yıl boyunca stabil kalan semisolid bir nodül büyük olasılıkla benign kabul edilebilir. Bilgisayarlı Tomografi endikasyonlarını bilmek için çekim ve kullanım tekniğini bilmek gerekir. Çeşitli Bilgisayarlı Tomografi teknikleri mevcuttur. Yüksek Rezolüsyonlu Bilgisayarlı Tomografi(HRCT) , Çok Kesitli Spiral Bilgisayarlı Tomografi , Dual-Enerjini Bilgisayarlı Tomografi bunlardan bazılarıdır.

HRCT(Yüksek Rezolüsyonlu Bilgisayarlı Tomografi)

HRCT, geleneksel BT tarayıcıları kullanılarak gerçekleştirilir. Bununla birlikte, görüntüleme parametreleri uzaysal çözünürlüğü en üst düzeye çıkarmak için seçilmiş olup 1-2 mm gibi dar bir kesit kalınlığı kullanılır. HRCT'nin amacı genel bir akciğer hastalığını değerlendirmek olduğundan, kesit klasik olarak 10-40 mm aralıklarla ince kesitler halinde alınarak gerçekleştirilir. Sonuç olarak akciğerleri temsil etmesi gereken, ancak akciğerlerin yalnızca yaklaşık onda birini kapsayan birkaç görüntüdür(58). HRCT, bilinenin aksine tüm akciğerleri görüntülememesi nedeniyle (geniş aralıklı ince bölümler kullanarak), akciğer kanseri veya akciğer nodülleri gibi diğer lokalize akciğer hastalıklarının değerlendirilmesi için uygun değildir. İntravenöz kontrast ajanları, HRCT (59) için kullanılmaz, çünkü akciğer doğal olarak çok yüksek kontrasta sahiptir ve tekniğin kendisi kontrast ajanlarının ana hedefleri olan yumuşak doku ve vasküler yapıların değerlendirilmesi için uygun değildir. HRCT, pulmoner fibrozis gibi interstisyel akciğer hastalığı, amfizem ve bronşektazi gibi diğer genel akciğer hastalıklarının teşhis ve değerlendirilmesinde kullanılır.

Multislice/spiral bilgisayarlı tomografi

İlk olarak 1991 ' de klinik tanıtımından bu yana, spiral veya helikal tarayıcılar kullanarak volümetrik BT taraması, tanısal görüntüleme için önemli bir mesafe alınmasını sağladı.

Helikal BT daha hızlı portal rotasyonu, daha güçlü x-ışını tüpleri ve geliştirilmiş enterpolasyon algoritmalarıyla son sekiz yılda gelişme göstermiştir(60-61).

Bununla birlikte, pratikte, monoslice sistemlerden elde edilen spiral veri setleri, enine (düzlemde) ve uzunlamasına (eksenel) uzamsal çözünürlük arasındaki önemli bir uyumsuzluğa maruz kalmıştır. Başka bir deyişle, izotropik 3 boyutlu voksel, bazı çok özel durumlardan ayrı olarak gerçekleştirilememiştir(62).

Şu anda eşzamanlı olarak dört tüp verisi elde edebilen MSBT tarayıcıları, helikal BT'nin geliştirilmesinden bu yana taramada en yüksek hıza ulaşmış ve klinik BT taraması için önemli etkilere sahip olmuştur.

MSBT'nin temel avantajları, aynı ham veriden daha ince veya daha kalın bölümlerin retrospektif olarak oluşturması ve azalan helikal artefaktlar ile geliştirilmiş üç boyutlu görüntü oluşturmayı geriye dönük olarak daha kısa toplama sürelerini içerir(63). Genel anlamda, spiral BT'nin yetenekleri çeşitli şekillerde genişletilebilir: Anatomik hacimleri standart tekniklerle önemli ölçüde azaltılmış tarama zamanlarında taramak veya daha önce pratik tarama zamanlarında erişilemeyen daha büyük hacimleri taramak veya yüksek ekstenel çözünürlüğe sahip anatomik hacimleri taramak , mükemmel 3 boyutlu postprocessing ve tanı için yüksek kaliteli veri vokseline ulaşmak.

Çekilmiş BT'lerde nodül saptanması halinde takip BT'ler daha düşük doz kullanarak çekilebilir veya akciğer kanseri tarama amaçlı düşük doz ile akciğer BT çekilebilir. Akciğer kanser riski yüksek kişilerde alınacak radyasyon dozu belirgin bir şekilde azaltılabilir. Vasküler lezyonlarda ya da vasküler invazyon düşünülen tüm lezyonlarda anjio BT çekilebilir. Dinamik BT ise özellikle soliter pulmoner nodüllerin değerlendirilmesinde kullanılan ve ülkemizde PET-BT ye ulaşamayan yerlerde kullanılan bir tetkiktir. Daha önceden lokalizasyonu bilinen nodüle yönelik kontrastsız kesitler alınır sonra kontrast verilip dinamik görüntüler alınır ve nodül dansitesi ölçülür. Nodülün kontrast farkına göre benign malign yorumu yapılır. Özgüllük ve doğruluk değeri PET ile benzer ancak yüksek doz radyasyon nedeniyle ikinci sıra tercihtir.

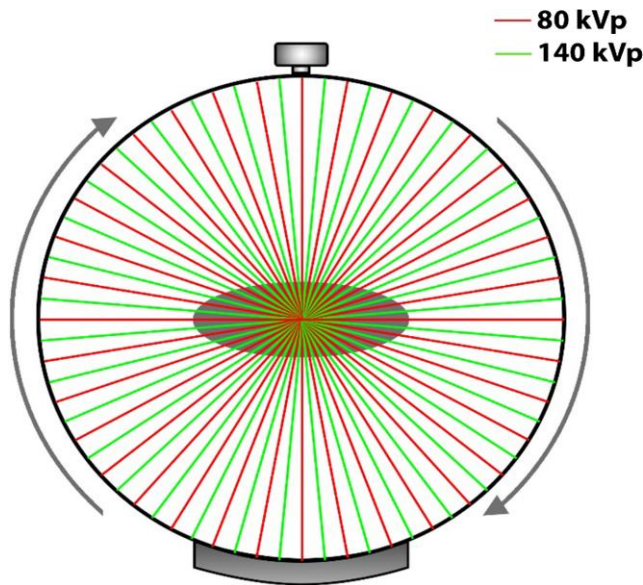
DUAL BT İNCELEME VE DUAL BT FİZİĞİ

Konvansiyonel BT görüntüleme, farklı element bileşimlerine sahip görüntüleme materyalleri, farklı doku türlerinin birbirinden ayrılması ve sınıflandırılmasını oldukça zorlaştıran, aynı veya çok benzer ölçülen BT voksel numaraları ile gösterilebilir. Klasik bir örnek olarak kalsifiye plak ve iyot içeren kan arasındaki farklılığın tespitindeki zorluk olarak verilebilir.

Her ne kadar bu maddeler, ilgili kütle yoğunluğuna veya iyot konsantrasyonuna bağlı olarak atom numarası bakımından önemli ölçüde farklılık gösterse de, kalsifiye plak veya bitişik kemik, BT taramasında iyotlu kanla aynı görünebilir. Doku tiplerinin ayırt edilmesi ve sınıflandırılmasındaki zorluklara ek olarak, maddelerin konsantrasyonunun ölçülebildiği doğruluk, çoklu doku tiplerinin mevcudiyeti ile azalır. Örneğin, bir yumuşak doku lezyonunun iyot artırma miktarını ölçerken, lezyon üzerindeki ölçülen ortalama ölçülen BT'nin bir vokselin sayısı sadece iyottan kaynaklanan artışı değil aynı zamanda alttaki dokunun da BT vokselin sayısını yansıtır. Farklı doku tiplerinin ayırt edilmesi ve nicelendirilmesindeki bu zorlukların nedeni, bir vokselin ölçülen BT sayısının, verilen herhangi bir malzeme için benzersiz olmayan, ancak belirli bir malzeme için benzersiz olan, doğrusal zayıflama katsayısı μ (E) ile ilişkili olmasıdır. Foton enerjileri, malzeme ile etkileşime girer ve malzemenin kütle yoğunluğunu oluşturur. Aynı doğrusal zayıflama katsayısı değerleri, kütle yoğunluğuna bağlı olarak, belirli bir enerjide iki farklı madde için (iyot ve kemik gibi vs.) ölçülebilir(64).

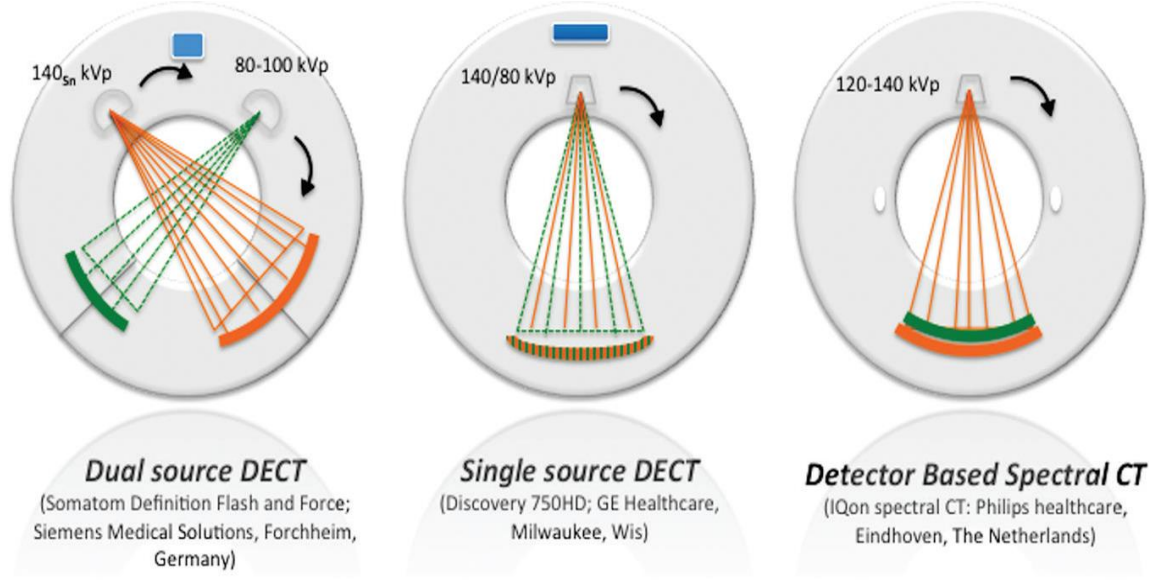
Çift enerjili BT'de, iki enerjinin farklılaşmasına izin veren ikinci bir enerjide ek bir zayıflama ölçümü elde edilebilir. Monoenerjik röntgenlerin kullanımı varsayıldığında, yaklaşık 100 keV'de, aynı doğrusal zayıflama katsayıları kemik ve iyot için ölçülebilir. Yaklaşık 50 keV'de elde edilen veriler, iki maddenin farklılaşmasına izin verecektir. Çift enerjili BT, farklı enerji spektrumları ile elde edilen x ışını zayıflama ölçümlerinin yanı sıra, maddenin kompozisyonunu ayırt etmek ve ölçmek için iki spektrum arasındaki zayıflamadaki bilinen değişikliklerin kullanımı olarak tanımlanabilir. İlk olarak 1973'te, Godfrey Hounsfield tarafından araştırılmış ve tanımlanmıştır(65). Dual Enerjili Bilgisayarlı Tomografi (DEBT), hasta üzerinde enerji seçici rekonstrüksiyona izin veren farklı X-ışını tüpü potansiyelleri kullanılarak iki BT taramasının yapıldığı tomografik

görüntüleme yöntemidir. BT'de yeniden yapılanma, her bir yansıtma boyunca doğrusal x ışını zayıflaması katsayısının çizgi integralini ölçmeye dayanır. Doğrusal x ışını zayıflama katsayısı temel olarak atom sayısı ve elektron yoğunluğunun yanı sıra X ışını fotonlarının enerjisine de bağlıdır. Bu, bir malzemenin x ışını zayıflatma katsayısının, bir dizi temel fonksiyon kullanılarak bir enerji fonksiyonu olarak modellenmesine izin verir. Bu temel işlevler, bir malzemeye yönelik x ışını zayıflamasının iki enerji spektrumu arasında nasıl değişeceği hakkında bilgi sağlar. DEBT'te, farklı bir enerjide x ışını zayıflaması ikinci bir ölçümü, ek bir veri kümesi sağlar. Bu ek veri seti, iki enerji projeksiyonu arasındaki x ışını zayıflama değişiminin bir ölçümünü sağlar(66). Günümüzde ticari ürünler olarak kullanılabilen çift enerji bir ortamı oluşturmak için kullanılan iki ana yöntem vardır. Bu yöntemlerden ilki, iki ayrı X-ışını tüpünün aynı anda farklı enerjilerde çalıştırıldığı Çift Kaynaklı Bilgisayarlı Tomografi (DSBT) olarak adlandırılır. İki kaynak farklı tüp akımlarında çalıştırılır ve her birinin farklı bir filtreleme seviyesi vardır. İkinci DEBT yöntemi ise, 4.8 kHz'e kadar değişen ardışık projeksiyonlar arasında hızla düşük kV'den yüksek kV'ye geçiş yapan tek bir X-ışını tüpünü kullanır. Hızlı kV anahtarlama hızı nedeniyle, tek X-ışını tüpü, düşük kV çıkıntılarının yüksek x ışını zayıflamasını telafi etmesi için daha uzun bekleme süresi olan sabit bir akımda çalıştırılır. Böylece 80 ila 140 kV arasında değişen tüp potansiyeli ile çift enerji ortamı oluşturmak için hızlı-kV anahtarlama sistemi kullanılarak yapılabilir. Bu sistemin bir görseli (Şekil 7) 'dedir. Son on yılda, büyük BT üreticileri DE görüntüleme yeteneklerine sahip BT tarayıcılarını ticarileştirdiler (Şekil 8).



Şekil 7. Hızlı kV anahtarlama DEBT gösterimi. Alternatif renkler, yüksek ve düşük kV arasında değişen ardışık izdüşümleri temsil eder.

Hızlı kV anahtar DEBT'in DSBT'ye kıyasla en önemli avantajı, enerji projeksiyonları arasındaki hızlı anahtarlama nedeniyle hareket ve yanlış kayıt artefaktlarındaki azalmadır, ancak farklı projeksiyonlar için tüp akımının sınırlı kontrolünü sunar.



Şekil 8. DE BT taraması için piyasada mevcut üç yaklaşımın gösterimi.

Çift kaynaklı DE BT sistemi iki x-ışını tüpü (turuncu = yüksek enerjili tüp, yeşil = düşük enerjili tüp) ve karşılık gelen detektörler (yüksek enerjili tüp görüş alanı = 33 cm düşük enerjili tüp görüş alanı = 50 kullanır santimetre). Tekli kaynak (hızlı kilovasyon değişimi) DE BT sistemi, alternatif enerjilere sahip tek bir xray tüpü kullanır (turuncu = yüksek enerji, yeşil = düşük enerji) ve karşılık gelen detektör (görüş alanı = 50 cm). Dedektör bazlı spektral BT sistemi dedektör içerisinde iki katman kullanır; yüzeysel katman (yeşil) düşük enerjili x-ışını fotonlarını ve derin katman (turuncu) yüksek enerjili fotonları emer(67).

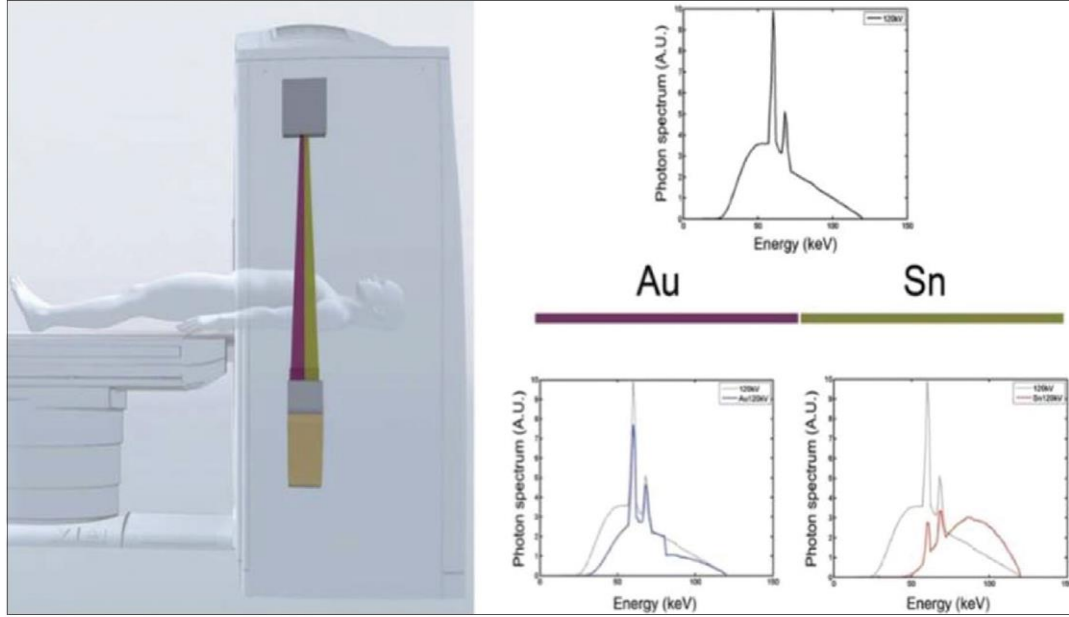
Diğer yaklaşımlar, sıralı portal dönüşleri arasında geçiş yapan tüp voltajıyla eşleştirilmiş tek kaynaklı bir detektör kullanmayı içerir.

TwinBeam Dual Energy (TBDE), X-ışını demetini hastaya ulaşmadan önce iki filtreyle bölerek yüksek ve düşük kV veri kümelerinin tek bir spektral BT taramasında eşzamanlı olarak elde edilmesini sağlar ve yüksek kontrastlı dinamik uygulamalar sağlar(Şekil 9-10). Bu ek bilgiler, ek taramalara ihtiyaç duymadan batın, böbrek, karaciğer, gut ve akciğer incelemelerinde yaygın olarak kullanılabilir.



Şekil 9. Çift ışınlı DEBT'de x-ışını, ışınını farklı enerjileri iki ışına bölmek için iki ayrı filtre olan Kalay (Sn) ve Altın (Au)'ı kullanılır.

In twin beam DECT, two different filters Tin (Sn) and Gold (Au) are used to split the x-ray beam into two beams of different energies. The Gold (Au) filter, filters the high energy photons and produces a low energy beam while Tin (Sn) filter, filters the low energy photons and produces a high energy beam



Şekil 10. Altın (Au) filtre, yüksek enerjili fotonları filtreler ve düşük enerjili bir ışın üretirken; Kalay (Sn) filtre düşük enerjili fotonları filtreler ve yüksek enerjili bir ışın üretir . İkili Işın Dual Enerji (TBDE) aynı anda yüksek ve düşük kV verilerinin alınmasını sağlar X-ışını huzmesini hastaya ulaşmadan önce iki filtreyle ayırarak, yüksek kontrastlı dinamik uygulamalara olanak tanıyan tek bir spektral BT taraması yapar. Tek enerjili BT ile karşılaştırıldığında split-filtreli çift enerji % 17 daha düşük radyasyon dozunda çift enerji özelliklerine ek olarak benzer objektif görüntü kalitesi ile sonuçlanır(68).

Dual ve Çok Enerjili BT'nin Güncel ve Gelişmekte Olan Klinik Uygulamaları

Her ne kadar büyük BT üreticileri her biri çift enerji toplama ve yeniden yapılandırma tekniklerini araştırıyor olsa da, şu anda çift kaynaklı sistemle kullanılmak üzere daha geniş bir yelpazede klinik uygulamalar ve yazılım araçları geliştirilmiştir.

Sanal Monoenerjik Görüntüleme

Çift enerjili BT'de, maddeye özgü bilgilerin yanı sıra, tek bir x-ışını tüpü potansiyelinde elde edilen konvansiyonel polienerjik görüntülere benzer rutin teşhis için kullanılabilen farklı enerjilerde monoenerjik görüntüler sentezlenebilir.(69-70).

Bu görüntüler, görüntüye dayalı yöntemler kullanılmasına rağmen, ışın sertleşme artefaktlarını azaltır. İyot zayıflamasında 33 keV'un üzerindeki ani artış nedeniyle, sadece 33 keV'ın üzerindeki foton enerjileri için iyot sinyali artar. Sanal monoenerjik görüntünün sentezleneceği en uygun enerji, hasta büyüklüğü ve düşük enerji ayarlarında ortaya çıkacak gürültü artışını ele almak için enerji alanı gürültü azaltma yöntemlerinin kullanılması gibi çeşitli faktörlere bağlıdır. Uygulamada, iyot için optimum kontrast-gürültü oranı, 40–70 keV'lık sanal monoenerjetik enerjilerde ortaya çıkar(64).

BT Anjiyografisinde Otomatik Kemik Çıkarma

Çift enerjili BT'nin en çekici uygulamalarından biri de doğrudan BT anjiyografidir. Bu yaklaşımda, çift enerji algoritması iyotlu damarların doğrudan görselleştirilmesine izin vererek kemiği tanımlayıp ve kaldırabilir. Atom sayısındaki farklılıklar kalsiyum ve iyotu çift enerjili tekniklerin kullanımıyla kolayca ayırabilir.

Perfüze Kan Hacmi (Kan Havuzunu Görüntüleme)

İyot görmek için kemiği çıkarmaya ek olarak, iyot voksellerinin tanımlanması, iyotlu alanların renk geliştirmesine izin verir. Pulmoner emboliye ikincil olan akciğerdeki perfüzyon defektlerini (71-72) ve miyokarddaki iskemi alanlarını tespit edebilir(73-74).

Sanal Kontrastsız Görüntüler(Virtual Noncontrast-enhanced Images)

Çift enerjili CT için bir başka potansiyel uygulama, iyot vokselleri belirledikten sonra, sanal kontrast olmayan bir görüntü, yani kontrast madde geliştirmesi olmayan bir görüntü oluşturmak için iyot bileşenini çıkarmaktır (75-76). Sanal kontrastsız görüntüler, gerçek kontrastsız görüntüler için geçerli bir alternatif olması için yeterli kalitede ise, çok fazla incelemelerin kontrastsız taraması anılmayabilir. Bunun klinik uygulamadaki örneği, tam bir incelemenin hem kontrastsız hem de kontrastlı bir taramayı içerdiği böbrek, üreter ve mesanenin BT değerlendirmesidir. Kontrastsız tarama sadece taş tespiti için gereklidir, çünkü iyotlu kontrast madde varlığı idrar taşlarının görüntülenmesini kısmen engelleyebilir. Bununla birlikte, günümüzde yaklaşık 2 mm'den küçük olan idrar yolu taşları sanal kontrastsız görüntülerde rutin olarak görülmemektedir(77-78).

Mikst görüntüleme maddeye özgü bir görüntü değildir: “Yalnızca doku” sanal kontrastsız görüntü, iyot sinyalini baskılar ve iyot bilgisi, karma veya sanal kontrastsız görüntünün üzerine yerleştirilen renk harita olarak gösterilir. Bu iyot haritaları, lezyonların kötü huylu veya iyi huylu bir süreci temsil edip etmediğini değerlendirmede yardımcıdır.

Aterosklerotik Plak Kaldırma

Otomatik kemik çıkarma işleminin bir benzeri olarak, aynı zamanda ayrı ayrı sert plakları da çıkarmak ve potansiyel patent lümenlerinin daha net görselleştirilmesine olanak sağlar(79-80).

Sanal Kalsiyum Olmayan Görüntüler

İyotun tanımlandığı ve altındaki yumuşak dokuları daha net bir şekilde görmek için uzaklaştırıldığı sanal kontrastsız uygulamaya benzer şekilde, aynı şey kalsiyum için de yapılabilir (81). Bu sayede daha büyük kalsiyum sinyalinin varlığında fark edilmesi zor olabilecek kemik iliği ödemi belirlemeye de yarayabilir.

İdrar Yolu Taşı Karakterizasyonu

İn vitro ve in vivo deneyler, çift enerjili materyal ayrıştırmasının ürik asit ve non-ürük asit taşları arasında doğru bir şekilde ayırım yapabilmeyi sağlar(82-83). Bu klinik olarak önemli bir uygulamadır çünkü in vivo olarak bir taşın ürik asitten yapıldığının belirlenmesi, potansiyel olarak daha ileri tıbbi testlere veya taş çıkarma prosedürlerine gerek kalmayacak şekilde üriner alkalizasyonun hemen başlamasına izin verecektir.

Kristal Artropatiler

Çift enerjili BT'nin ürik asidi kalsiyumdan ayırt etme kabiliyeti gutu psödoguttan (kalsiyum pirofosfat biriktirme hastalığı) ayırt etmek için kullanılabilir.(84).

Akciğer nodüllerinde Dual-BT kullanımı

Son zamanlarda, iyotun materyal farklılaşmasından faydalanan, çift kaynaklı BT tarayıcıları kullanan çift enerjili BT uygulamaları, eşzamanlı olarak, iyot kontrast maddesinin intravenöz yolla verilmesinden sonra, tek bir taramadan sanal olarak kontrastsız ve kontrastlı bir görüntü sağlar(9). Böylece Hounsfield birimlerini sanal olmayan bir görüntü üzerinde ve SPN'deki iyot değerini aynı ROI'den elde edebiliriz. Bu teknik, kontrastsız bazal bir çalışma için gerekli olanı ihmal edebilir ve aynı zamanda ROI'nin bazal kontrastsız ve kontrastlı BT görüntüleri arasındaki farklı konumlarından kaynaklanan ölçüm hatasını da azaltabilir. Çift enerjili BT iyot materyalinin materyal ayrımı, iyot kontrast maddesinin akciğer parankimi boyunca dağılımını gösteren bir perfüzyon haritası da sağlar(9). Cerrahi rezeksiyon için adaylarda postoperatif akciğer fonksiyonunun öngörülmesinde akciğer nodülü ve lobar perfüzyon durumunun birleşik değerlendirmesi için de kullanılabilir. Geleneksel dinamik BT taramaları, temel iyileştirilmemiş görüntünün kontrastlı görüntülerden çıkarılmasını gerektirir. İkili enerjili BT aynı anda tek bir taramadan iyileştirilmemiş ve iyotlu görüntüler sunar(9). Geliştirilmemiş taramanın elimine edilmesiyle hastaya radyasyon dozu azaltılır. Ek olarak, ROI'lerdeki iyot miktarını ölçmek için ayrı olarak edinilmiş 2 tarama gerekli

olmadığından, ROI'lerin yanlış hizalanmasına ikincil olan ölçüm hatası tehlikesi ortadan kalkar. Bir SPN'nin benignitesini ve malignitesini belirlemek için, kalsifikasyon varlığı ve şekli önemli faktörlerdendir, BT çalışmasında belirleyici diğer parametreler nodülün kontrastlanma derecesi ve paternidir. Anjiyogenez , tümörlerin gelişiminde temel bir süreçtir; bu şekilde büyüyen malignite kendi kan beslemesini komşu dokulardan alır. Akciğer kanserinde anjiyogenezin prognostik etkisi, artan vasküler yoğunluğun yüksek metastaz insidansı ve akciğer kanseri hastalarında daha kötü bir prognoz ile ilişkili olduğunu kanıtlamak için ikincil olarak kabul edilmiştir(85-86).

BT'deki vaskülarite ve dolayısıyla kontrast artma derecesinin ölçülmesi, tümör anjiyogenezini yansıtarak metastaz ve kötü prognozun öngörülmesi için kullanılabilir.

Manyetik Rezonans Görüntüleme

Akciğerin manyetik rezonans görüntülemesi araştırma ve özel klinik uygulamalar için gelişen, güçlü bir radyolojik modalştedir.

BT kanser hastalarında akciğer morfolojisinin görüntülenmesi için işgücü kazanımı ve altın standart olarak kalsa da, bir dizi uygulama MRG kullanımını gerektirir. BT'ye göre MRG'nin avantajları sadece çocuklarda veya sık takip gerektiren hastalarda iyonizan radyasyon avantajı ile sınırlı değildir. BT optimum uzaysal çözünürlük sağlarken, sınırlı yumuşak doku kontrastı sunar.

İlk çalışmalarda, soliter pulmoner nodülü olan hastalarda, vaskülerlik ve malign ve benign lezyonların perfüzyonundaki kinetik ve morfolojik farklılıkları incelemek için dinamik kontrastlı MRG kullanıldı(87). MRG'nin akciğer nodülleri için düz göğüs röntgeni ile karşılaştırıldığında daha yüksek sensitivite sağladığı kanıtlanmıştır, ancak henüz BT ye üstünlük sağlamamıştır. BT'ye göre spesifik avantajı, daha yüksek bir yumuşak doku kontrastı, MRG'nin solunum hareketi ile ilişkili olarak lezyon yer değiştirmesinin dinamik bir şekilde görüntülenmesi ve radyasyona maruz kalmaması nedeniyle tekrarlanan çalışmaların olmasıdır. MRG, sinyal yoğunluğu ve kontrast alım dinamikleri değerlendirilerek lezyon karakterizasyonuna katkıda bulunabilir. Manyetik Rezonans inceleme, santral sinir sistemi değerlendirmede temel görüntüleme metodudur.

Bununla birlikte batin, pelvis, toraks, kardiyovasküler sistemi ve kas-iskelet sistemi ilgilendiren MR görüntüleme, sürekli gelişen bir inceleme modalitesidir (88).

Diğer görüntüleme yöntemleri ile karşılaştırıldığında yüksek maliyeti ve çekim süresinin uzun olması, hareket artefaktlarına duyarlı olması pulmoner nodüllerin tanısında göreceli dezavantajı olup az kullanılmasına rağmen, doku karakterizasyonunda doğal bir avantaja sahiptir. Yapılan bazı çalışmalarda sonuç yeterli olmamakla birlikte difüzyon ağırlıklı görüntüler(DWI) malign lezyonları benign akciğer tümörlerinden ayırt etmede faydalı izlenmiştir(89-90).

Pozitron Emisyon Tomografi

PET, çeşitli biyolojik işlemlerin invazif olmayan bir değerlendirmesine izin veren bir nükleer tıp görüntüleme yöntemidir (91).

1990'ların ortasında idealize edilen hibrit aparatlar (PET / BT), 2001 yılının başında ticari olarak piyasaya sürüldü ve bu modalitenin geliştirilmesinden sonra 80'li ve 90'lı yıllarda manyetik rezonans görüntüleme gelişimi ile karşılaştırıldı(92).

PET prensibi, geleneksel sintigrafinkine benzer, ancak onu eşsiz bir görüntüleme yöntemi yapan bazı özelliklere sahiptir. Bu yöntemde kullanılan radyoaktif izleyiciler, pozitron yayıcılar, yani bir elektronun aynı kütle ve yük büyüklüğüne sahip olan, ancak pozitif bir yük ile temel bir parçacıktır. Nötron sayısına bağlı olarak fazla protonlu çekirdeklerden oluşur, bu nedenle stabilite aralığından uzaktır. Kararsız bir çekirdekten yayılan proton, imha denilen bir süreçte, bir elektron ile etkileşime geçmek için birkaç milimetre boyunca gider. Bu fenomende, elektron ve proton kütlesi 511 keV'luk bir enerji ile zıt yönlerde (yaklaşık 180 °) hareket eden iki ışın haline dönüştürülür. PET sistemleri şu anda, belirli bir süre içerisinde, iki ışın zıt dedektörlere ulaştığında bir yansıtma çizgisi oluşturduğu bir olayı kaydeder. Birkaç dedektör çifti tarafından üretilen bilgiler yeniden oluşturuluyor ve tomografik görüntüleri oluşturuyor (93-94). Bir hücre tarafından 18F-FDG alımı, metabolik aktivitesiyle orantılıdır, bu nedenle bir dizi neoplazmada geniş uygulanabilirliği vardır(95-96). Sıkça kullanılan kantitatif bir yöntem, hesaplaması (97) 'ye karşılık gelen standartlaşmış alım değeridir (SUV_{max}). Birçok çalışma, farklı popülasyonda soliter pulmoner nodüllerin karakterizasyonunda 18F-FDG PET ve PET / BT'nin tanısal etkinliğini göstermiştir.

GEREÇ VE YÖNTEMLER

Hasta popülasyonu

Bu çalışmamız prospektif yöntemle yapılmış olup, çalışmaya 2018- 2020 tarihleri arasında Yüzüncü Yıl Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Ana Bilim Dalı'na çeşitli nedenlerle toraks BT için gönderilen ve pulmoner nodül ya da kitle saptanan veya takip edilen hastalar çalışmaya alındı. Çalışmamıza, Van Yüzüncü Yıl Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurul'undan onay alınarak başlanmış olup etik kurul kararı ekte sunulmuştur(**Ek-1**). Bilgilendirilmiş onam formları alındı.

Kapsama kriterleri , malignite veya benignitenin histolojik veya klinik olarak doğrulanması olan akciğer nodüllerini(iki yıllık takipte stabil seyreden nodüller) içermiştir. Dışlama kriterleri olarak da 6'mm den küçük nodüller ve 4 veya daha fazla multiple nodülü olan hastalar çalışmaya dahil edilmedi.

BT Protokolü

Üretici firmanın önerdiği toraks için özel bir dual enerji protokolü olan Dual BT incelemeleri Split-Filter Dual Enerji modunu kullandık(Siemens SOMATOM Definition AS+128, Forchheim, Almanya). BT incelemeleri, 512x512 piksel matriks, (64x0.6mm) kolimasyon, 120kVSplit Filtre (120AuSn) 270 efektif miliamper(mA) Somatom Definition tarayıcısının (Siemens Medical Solutions) 0.7 pitch değeri ve 0.5 s dönme süresi olan çift enerji twinbeam modu kullanılarak yapıldı. Tüm taramalarda kraniyokaudal yön kullanıldı. Bir güç enjektörü kullanılarak, 85 mililitre iyot kontrastı, 1,6 mL / s oranında verildi. En sonunda vasküler yataktaki kontrast maddenin geçişi için de 25cc serum fizyolojik verilid. Eş zamanlı tarama 120kVSplit Filtre (120AuSn) tüp gerilimi ile görüntüler elde edildi. 120kVSplit Filtre (120AuSn) veri seti ve ağırlıklı ortalama görüntü veri seti verileri, çift enerjili bir iş istasyonuna (SyngoVia); Siemens Medical Solutions) aktarıldı. Ağırlıklı ortalama görüntü, 140-kV ve 80-kV verilerinin bir kombinasyonundan otomatik olarak üretilen yaklaşık 120-kV'lık bir görüntüdür. Bu ağırlıklı ortalama görüntü, rutin klinik uygulamalar için kullanılabilir. Çift enerjili iş istasyonunda Dual BT VNC(Sanal kontrast olmayan) uygulama sınıfı Syngo İkili

Enerji'nin (Siemens Medical Solutions) değiştirilmiş bir prototipi kullanılarak, sanal kontrastsız ve iyotlu görüntüler elde edildi. Görüntüler 3 mm kalınlığında aksnel bir veri setinde yapılandırıldı.

BULGULAR

Toplam 53 akciğer nodülü olan hasta çalışmaya dahil edildi. 19 hasta nodül boyutu 6mm'nin altında olduğu için çalışmaya dahil edilmedi.

Benign lezyon tanısı alan hasta grubunda yaş ortalaması 58 ± 14 , (yaş aralığı, 25-75), malign lezyon tanısı alan hasta grubunda ort. yaş, 62 ± 12 (yaş aralığı, 37-75) olup yaş ortalamaları açısından iki grup arasında anlamlı istatistiksel farklılık yoktu ($p=0,284$).

Benign ve malign nodüller arasında iyot yükü ve kontrast yükü açısından istatistiksel farkın iki grubun ortalamaları arasında olup olmadığını araştırmak için Anova testi yapıldı.

Görsel incelemeye dayalı nodül kontrastlanması için iki araştırmacı arasındaki korelasyonu test etmek için Kappa istatistiği hesaplandı.

Nodül kontrast yükü açısından benign nodüllerde ortalama kontrast yükü $56\pm 152,8$ (0-773), malign nodüllerde $174,3\pm 237,8$ (22,5-834,0) olarak saptandı. Cut-off değer olarak 19,25 HU dansite alındığında sensitivite değeri %100 spesivite değeri %66,7 olup istatistiksel olarak anlamlıydı ($p=0,034$).

Nodülün iyot yükü açısından benign nodüllerde ortalama iyot yükü $3,6\pm 8,9$ (0-49,9) mg/ml, malign nodüllerde ort. $10,3\pm 13$ (1,4-51) mg/ml olarak saptandı. Cut-off değer olarak 1,35 mg/ml alındığında sensitivite değeri %100 spesivite değeri %69,4 olup istatistiksel olarak anlamlıydı ($p=0,031$). İyot yükü açısından Pozitif Prediktif Değeri (PPD) %60 Negatif Prediktif Değer ise %100 olarak hesaplandı. Kontrast yükü PPD %58, NPD %96 olarak hesaplandı. Bu değerler istatistiksel olarak iyi bir değer olarak kabul edilebilir.

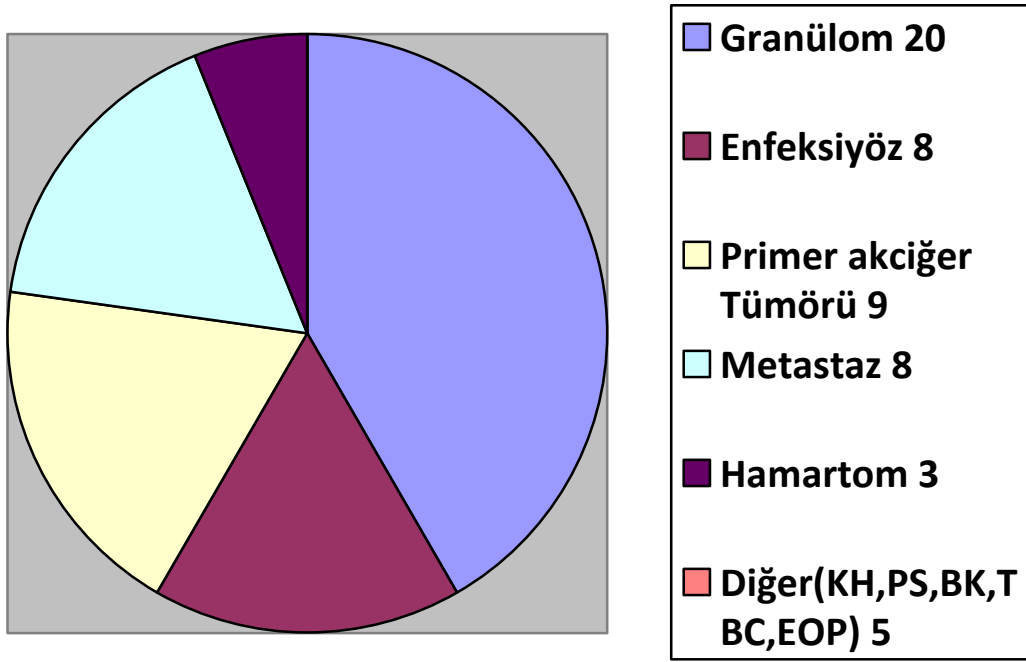
Pulmoner Nodüllerin Patolojisi

Toplam 53 pulmoner nodülün 17 (%32,1) si malign, 36 (%67,9) si benign akciğer nodülü idi. Malign nodüllerin histopatolojik tanısı veya PET-BT görüntüleri altın standart referans olarak belirlendi. Ancak zaman içinde boyutu artan ve primer lezyonun patolojisi malign olarak doğrulanan akciğer nodülü olan hastalar da mevcut olduğu için klinik olarak malign olarak değerlendirildi ve tedavi verildi. Histolojik incelemede malign nodüllerin 9 tanesi primer akciğer tümörü (adenokarsinom ve skuamöz hücreli karsinom) diğer 8 nodül ise metastatik nodüler lezyondu (meme ve kolon kanseri).

Benign nodüllerin ise 20 tanesi granülom ,8 tanesi enfeksiyöz, 3 tanesi hamartom, 1 tanesi kist hidatik, 1 tanesi Bronkojenik kist,1 tanesi pulmoner sekestrasyon ve 1 tanesi de eozinofik pnömoni tanısı aldı (**Tablo3**).

Tablo 3. Olguların hastalık gruplarına göre tanıları.

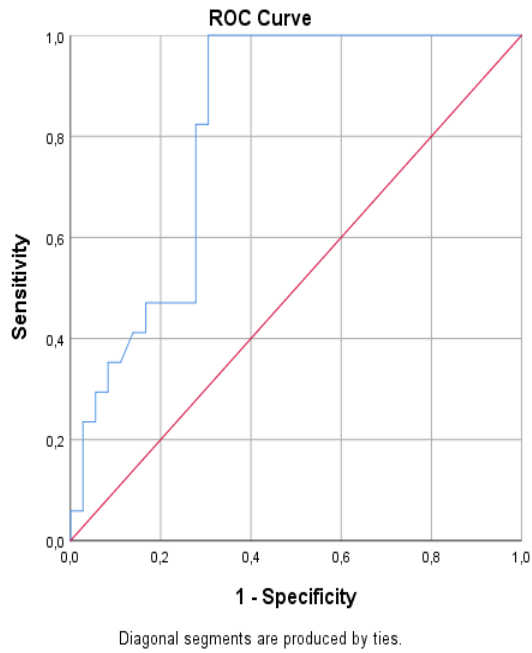
Pulmoner lezyonun tanısı	Benign N (%67,9)	Malign N (%32,1)	TOTAL
Pimer Akciğer Tümörü		9(%16,9)	9
Metastataz		8(%15)	8
Pulmoner sekestrasyon	1(%1,8)		1
Bronkojenik kist	1(%1,8)		1
Hamartom	3(%5,6)		3
Kist hidatik	1(%1,8)		1
Tüberküloz	1(%1,8)		1
Enfeksiyöz(Pnömoni)	8(%15)		8
Enflamatuar(Eozinofilik pnömoni)	1(%1,8)		1
Granülom	20(%37,7)		22
TOPLAM	36	17	53



Şe

Şekil 11. Olguların hastalık gruplarına göre tanıları

Şekil 12. İyot yükünün ROC eğrisi



Tablo 4.**Area Under the Curve**

Test Result Variable(s): İyot yükü

Area	Std. Error ^a	Asymptotic Sig. ^b	Asymptotic 95% Confidence Interval	
			Lower Bound	Upper Bound
,818	,057	,000	,706	,930

The test result variable(s): iyotyuku has at least one tie between the positive actual state group and the negative actual state group.

Statistics may be biased.

a. Under the nonparametric assumption

b. Null hypothesis: true area = 0.5

Coordinates of the Curve

Test Result Variable(s): İyot yükü

Positive if Greater Than or Equal To ^a	Sensitivity	1 - Specificity
-1,000	1,000	1,000
,300	1,000	,417
,750	1,000	,389
1,100	1,000	,333
1,350	1,000	,306
1,500	,941	,306
1,650	,824	,306
1,900	,824	,278
2,250	,765	,278
2,450	,706	,278
2,700	,647	,278
3,000	,529	,278
3,300	,471	,278
3,550	,471	,250
3,800	,471	,222
4,600	,471	,194
5,650	,471	,167
7,250	,412	,167
9,700	,412	,139
11,150	,353	,111
11,600	,353	,083
12,000	,294	,083

12,600	,294	,056
14,250	,235	,056
15,700	,235	,028
16,750	,176	,028
23,550	,118	,028
39,750	,059	,028
50,450	,059	,000
52,000	,000	,000

The test result variable(s): iyotyuku has at least one tie between the positive actual state group and the negative actual state group.

- a. The smallest cutoff value is the minimum observed test value minus 1, and the largest cutoff value is the maximum observed test value plus 1. All the other cutoff values are the averages of two consecutive ordered observed test values.

Tablo 5.

Descriptives

İyot yükü

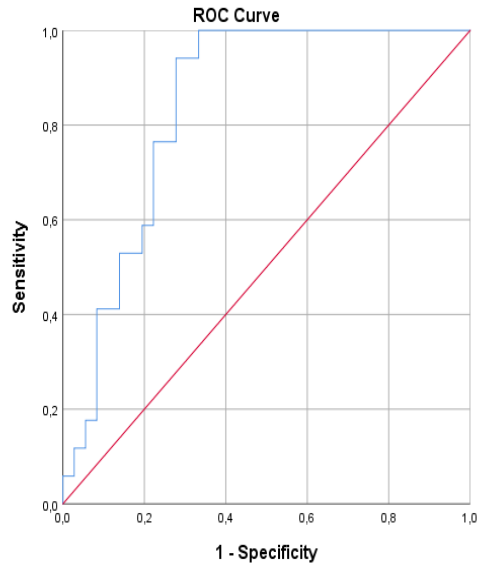
N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
				Lower Bound	Upper Bound		
Benign	3,606	8,9437	1,4906	,579	6,632	,0	49,9
Malign	10,394	13,0483	3,1647	3,685	17,103	1,4	51,0
Total	5,783	10,7917	1,4823	2,808	8,758	,0	51,0

ANOVA

İyot yükü

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups (Combined)	532,146	1	532,146	4,913	,031
Linear Term	532,146	1	532,146	4,913	,031
Unweighted	532,146	1	532,146	4,913	,031
Weighted	532,146	1	532,146	4,913	,031
Within Groups	5523,768	51	108,309		
Total	6055,915	52			

Şekil 13. Kontrast yükünün ROC eğrisi



Tablo 6

Area Under the Curve

Test Result Variable(s): kontrastyuku

Area	Std. Error ^a	Asymptotic Sig. ^b	Asymptotic 95% Confidence Interval	
			Lower Bound	Upper Bound
,840	,053	,000	,736	,944

a. Under the nonparametric assumption

b. Null hypothesis: true area = 0.5

Coordinates of the Curve

Test Result Variable(s):Kontrast yükü

Positive if Greater Than or Equal To ^a	Sensitivit y	1 - Specificity
-1,000	1,000	1,000
6,500	1,000	,389
14,500	1,000	,361
19,250	1,000	,333
23,250	,941	,333
25,500	,941	,306
27,250	,941	,278
29,100	,882	,278
31,850	,824	,278
33,500	,765	,278
35,000	,765	,250
37,950	,765	,222
41,850	,706	,222
47,350	,647	,222
53,450	,588	,222
56,500	,588	,194
59,900	,529	,194
64,400	,529	,167
67,500	,529	,139
79,500	,471	,139
91,000	,412	,139
99,500	,412	,111
128,500	,412	,083
164,500	,353	,083
184,500	,294	,083
192,000	,235	,083
207,000	,176	,083
226,500	,176	,056
366,500	,118	,056
610,000	,118	,028
746,500	,059	,028
803,500	,059	,000
835,000	,000	,000

a. The smallest cutoff value is the minimum observed test value minus 1, and the largest cutoff value is the maximum observed test value plus 1. All the other cutoff values are the averages of two consecutive ordered observed test values.

Tablo 7

Descriptives

Kontrast yükü

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
Benign	36	56,300	152,8165	25,4694	4,594	108,006	,0	773,0
Malign	17	174,371	237,8472	57,6864	52,081	296,660	22,5	834,0
Total	53	94,172	190,3169	26,1420	41,714	146,630	,0	834,0

ANOVA

Kontrast yükü

			Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	(Combined)		160975,212	1	160975,212	4,766	,034
	Linear Term	Unweighted	160975,212	1	160975,212	4,766	,034
		Weighted	160975,212	1	160975,212	4,766	,034
Within Groups			1722491,515	51	33774,343		
Total			1883466,728	52			

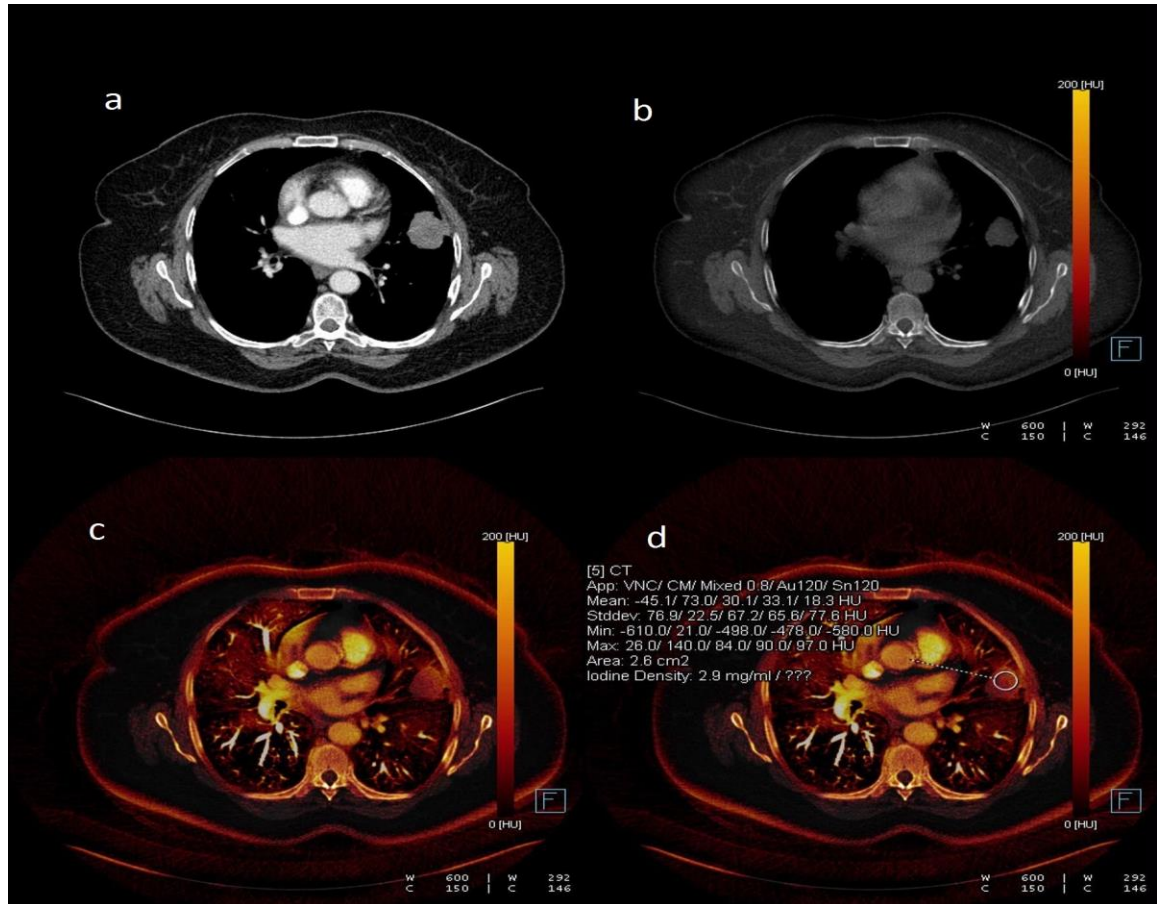
Atenüasyon değişikliğinin Görsel Değerlendirmesi

İki araştırmacı, görsel incelemede kontrast varlığı veya yokluğu ile ilgili olarak 53 pulmoner nodülün hepsinde tama yakınında aynı fikirde idi. Bu, mükemmel bir korelasyona karşılık gelir.

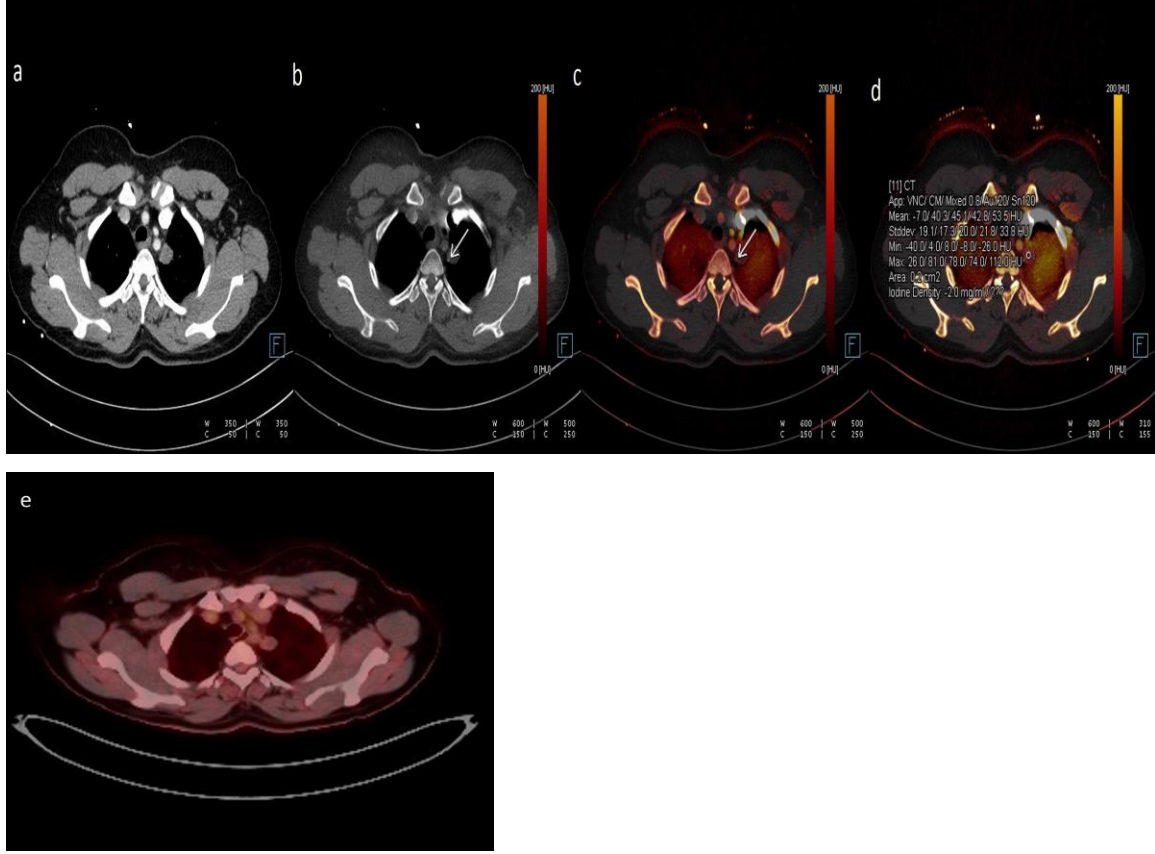
Görüntü Yorumlama

140-kV ve 80-kV verilerinin bir kombinasyonundan otomatik olarak üretilen yaklaşık 120-kV'lık veri setleri özel çift enerjili iş bir istasyonunda (SyngoVia), Siemens Medical Solutions, Forchheim, Almanya) manipüle edildi. Kontrastlanmanın varlığını değerlendirmek için çift enerjili bir iş istasyonunun kullanımını gerektiren yöntemler kullanıldı.

İlk yöntem, iyot bileşeninin yarı saydam bir modda bir VNC görüntüsünün arka planında bir renk kaplaması olarak gösterildiği nitel bir görsel değerlendirmedir. Üretici varsayılan değeri %50 iyot tutulumu olarak belirlenmiştir. Eğer nodül içerisinde herhangi bir miktarda renk (turuncu veya kırmızı) varsa, kontrastlanma olarak değerlendirilmiştir (Şekil 14).



Şekil 14. Ağırlıklı ortalama görüntü (a), sanal geliştirilmemiş görüntü (b) ve iyotlu görüntü (c) ve iyot yükünün(d) görüntüsü izlenmektedir. İyot bileşeni, yarı saydam modda (c-d) bir arka plan sanal geliştirilmemiş görüntü üzerinde bir renk kaplaması olarak gösterilmiştir.

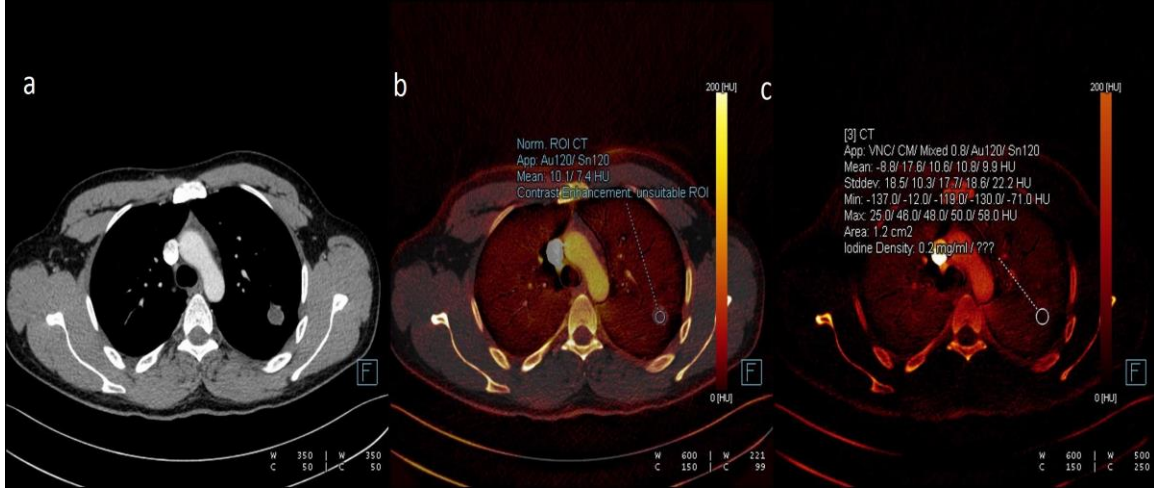


Şekil 15. Sanal kontrastsız görüntü üzerinde akciğer nodülü içindeki kalsifikasyonun tespiti.

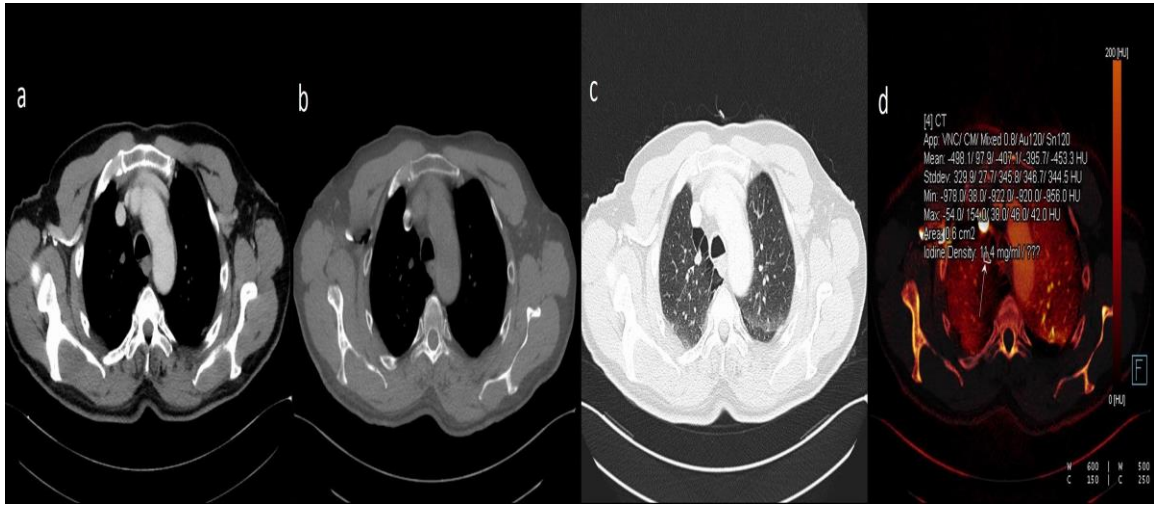
Sol akciğer apikal segmetteki lezyonunun ağırlıklı ortalama görüntüsü(a), nodülün çevresinde küçük bir kalsifikasyonu gösteren(beyaz ok) sanal kontrastsız(b), Dual görüntü(c) ve iyot yükünü gösterilmektedir.Aynı hastanın PET-CT görüntülerinde anlamlı 18-FDG tutulumu izlenmedi(e).

Tüm klinik bilgilere kör olan iki radyolog (sırasıyla 5 ve 13 yıllık deneyime sahip iki radyolog), her bir nodülü bağımsız olarak tek bir seans sırasında kontrastlanmanın varlığı açısından değerlendirdi ve sonuçları ikili olarak kaydetti (var veya yok).

İkinci yöntem, iyot konsantrasyonunun ölçümünden oluştu. Bir Region Of Interest (ROI) manuel olarak ölçüldüğünde, bilgisayar yazılımı ayrıca iyot varlığına bağlı HU'lardaki değişimi değil, iyot konsantrasyonunu da mg / ml cinsinden hesaplandı (Şekil 16).

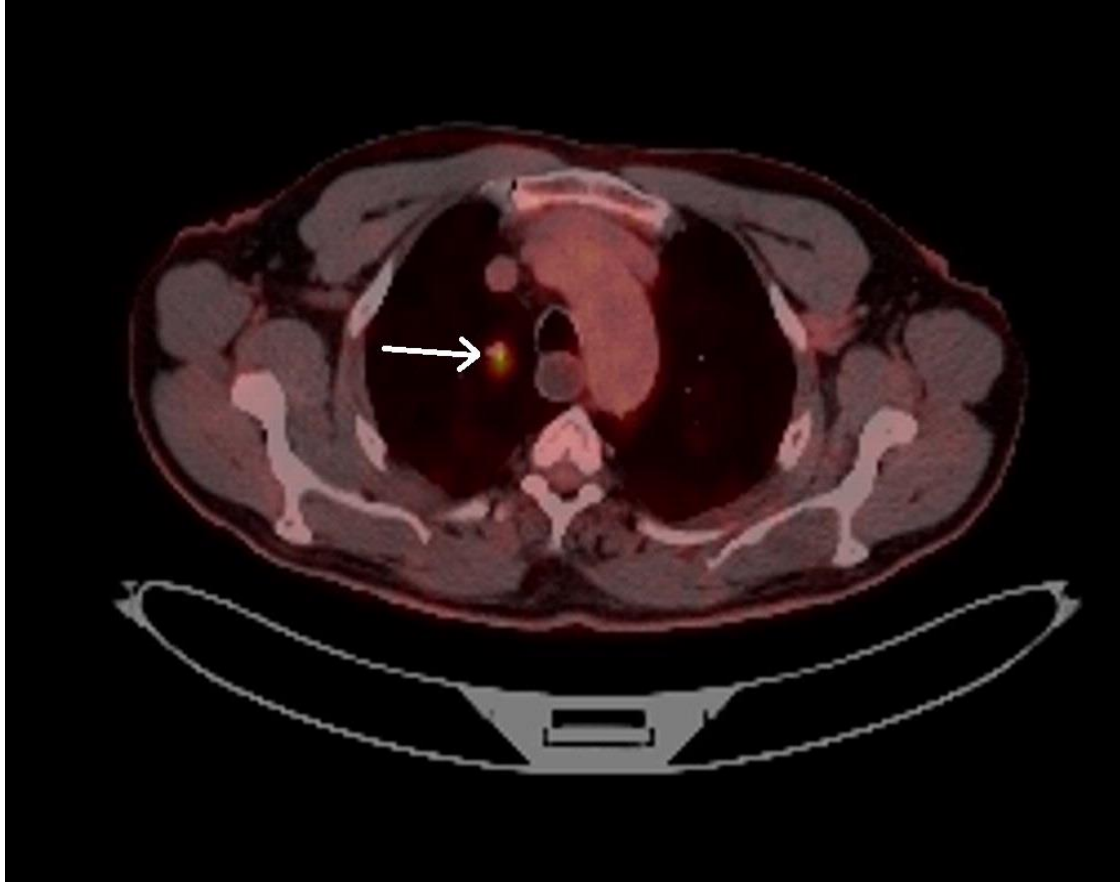


Şekil 16. Ağırlıklı ortalama görüntü (a), sanal geliştirilmiş iyotlu dual görüntü (b) ve iyot yükünü(c) gösteren görüntü izlenmektedir. Kontrast yükü ölçülemeyecek düzeyde ve iyot yükü ise 0,2mg/dl olarak ölçülen soliter pulmoner nodül. Patolojik tanısı kist hidatik olarak olarak doğrulandı.

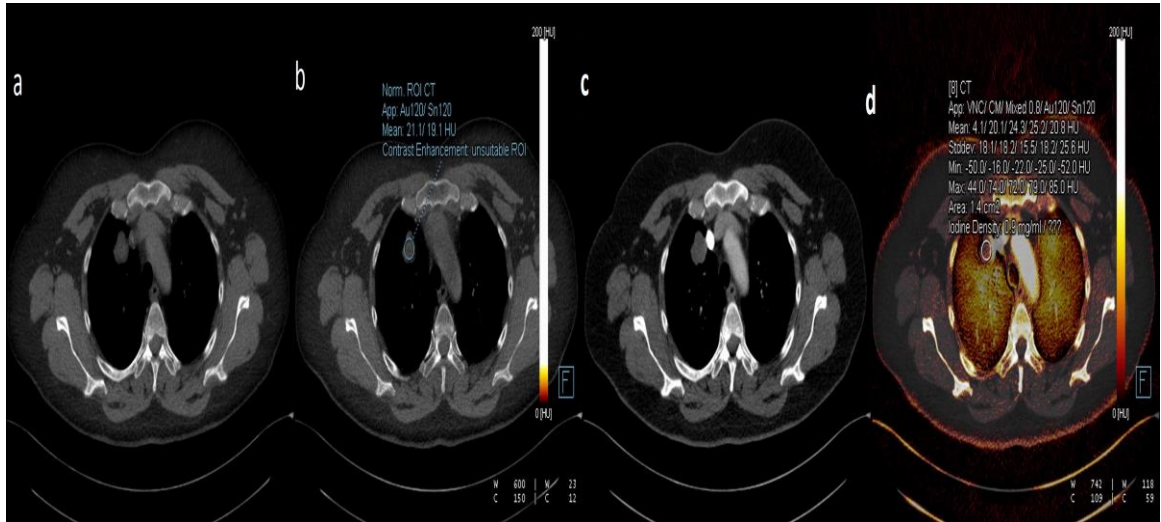


Şekil 17. İyotlu bir görüntü üzerinde gösterilen bir malign nodül.

Ağırlıklı ortalama görüntü (a), sanal geliştirilmemiş görüntü (b-c) ve iyot yükünü(d)gösteren görüntü. İyot değeri arttırılmış bir görüntüde (d) iyot değeri 11.4mg/dl idi. Nodül malign olarak klinik ve PET-CT de doğrulandı.



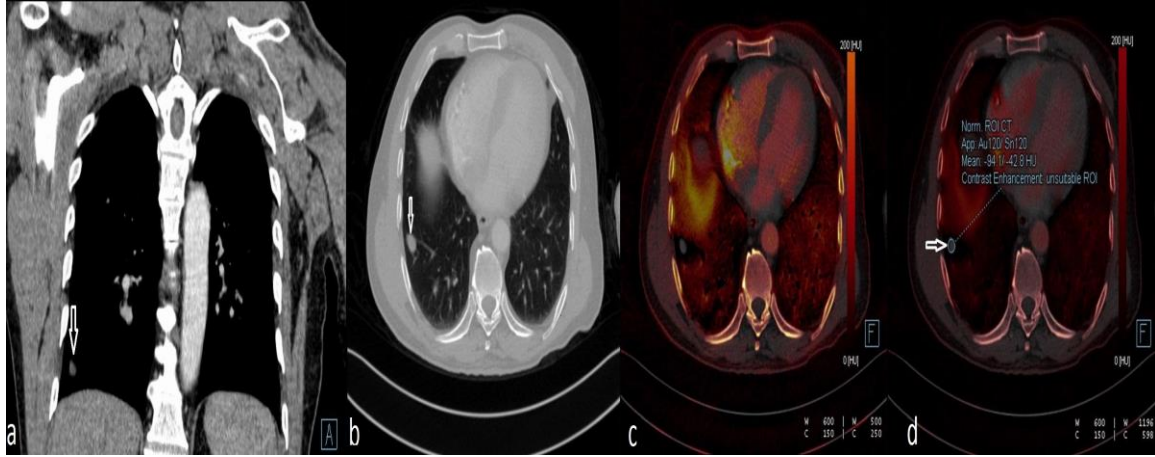
Şekil 18. Yukarıdaki Dual-BT görüntüleri olan hastanın PET-CT görüntüsü.



Şekil 19. İyotlu bir görüntü üzerinde gösterilen benign bir akciğer nodülü.

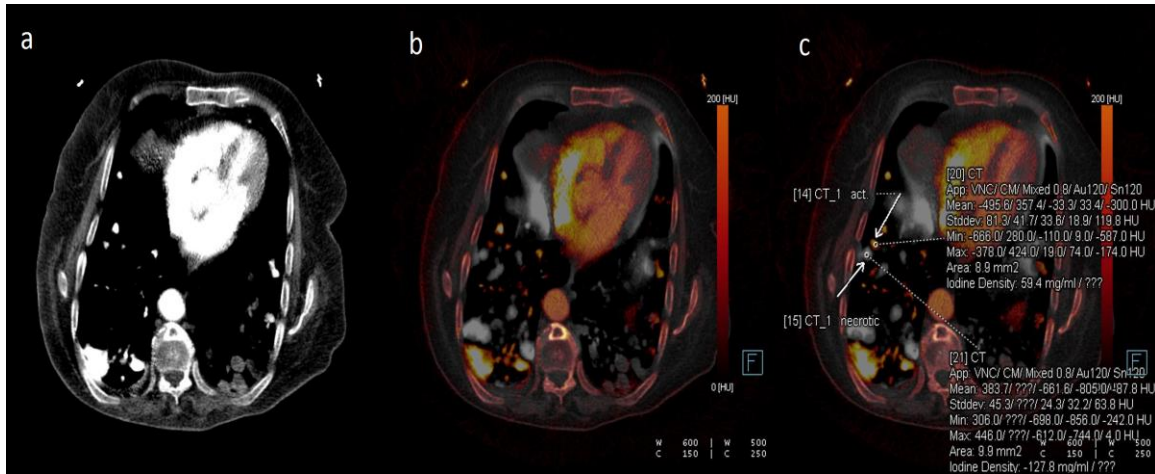
Ağırlıklı ortalama aksiyel(a), kontrast yükünün olmadığı(b), sanal geliştirilmiş iyotlu görüntü(c) ve iyot yükünü(d) gösteren görüntü.

Kontrast yükü ölçülmeyecek düzeyde(b) benign hamatom tanısı alan soliter pulmoner nodül.



Şekil 20. *İyotlu bir görüntü üzerinde gösterilen benign bir akciğer nodülü.*

Ağırlıklı ortalama koronal(a), aksiyel(b), sanal geliştirilmiş iyotlu görüntü(c) ve iyot yükünü(d) gösteren görüntü. Kontrast yükü ölçülmeyecek düzeyde(d) benign soliter pulmoner nodül. SPN 2 yıllık takipte stabil seyretti.



Şekil 21. *Nefes darlığı şikayetiyle gelen hastanın iyotlu görüntü üzerinde gösterilen kolon kanserine ait kanıtlanmış metastatik akciğer nodülleri. Ağırlıklı ortalama görüntü(a), sanal geliştirilmiş iyotlu görüntü(b) ve iyot yükünü(c) gösteren görüntü.*

Ağırlıklı ortalama görüntüde metastatik nodülün kemoterapiye cevap verip vermediğinin anlaşılması zor ancak iyotlu dual görüntüde vizüel olarak aktif ve nekrotik nodülü görmek daha kolay izlenmekte , iyot yükünün de aktif nodülde 59,4mg/ml, nekrotik nodülde ise eksi değerlerde olması destekleyici bulgudur.

TARTIŞMA

Çalışmamız, tek bir kontrastlı görüntüleme fazı sonrası kontrastlanmayı değerlendirmek için kullanan dual enerjili BT'nin % 100 e yakın sensitivitesini korurken benign ve malign lezyonlar arasında kontrast yükü açısından ve 1,35mg/ml iyot yükü cut-off değeri alındığında %100 sensitiv ve %67,7 spesivite değeri elde edilmiştir. Bu oran benign ve malign akciğer nodülleri için iyi bir değer olarak yorumlanmıştır.

Kontrast sonrası bir görüntüdeki elle çizilmiş bir ROI'den elde edilen kontrast yükü değerinin ve iyot yükünün sanal kontrastlı görüntüden çıkarılması, yalnızca pulmoner nodüller için değil, BT'de herhangi bir organda karşılaşılan kitleler için kontrastlanmanın hesaplanması için standart yöntem olmuştur. Bununla birlikte, çift enerjili BT'nin ortaya çıkmasıyla birlikte, iyot kaplama renk haritalarının görsel değerlendirmesi, sadece iyot (iyotla ilgili zayıflama) varlığına bağlı bir nodülün atenüasyon analizi ve iyot konsantrasyon ölçümü gibi ek bilgiler de verebilmektedir. Kontrast maddenin, malign tümörler ile normal akciğer dokusunda dağılımı farklılık göstermektedir. Bir dokuyu beslemek için bronşiyal arterler büyür, büyüyen maligniteyi beslemek için kıvrımlı ve ektatik hale gelir. Kontrast maddenin malign tümörlerden temizlenmesi de sınırlıdır. Dağılan kontrast madde ekstraselüler alana geçtiğinden tam olarak temizlenememektedir. Bu, dinamik kontrastlı BT'de malign nodüllerden kontrastın hızlı bir şekilde yıkanmadığı önceki birçok araştırmada gösterilmiştir(98).Bizim çalışmamızda da benzer şekilde yanlış pozitif olarak değerlendirilen enfeksiyöz, enflamatuar ve pulmoner sekestrasyon, küçük vasküler orjinli(avm gibi) nodüller, dinamik BT'de kontrast madde artma eğiliminde olmasına rağmen aynı zamanda hızlı bir şekilde arınma göstermesi nedeniyle, yazarlar 3 dakikalık kontrast sonrası gecikmenin, akciğer kanserini ayırdedebilmede yüksek duyarlılığı sürdürmek için en uygun kombinasyon teorisini ortaya koymuşlardır. İyot kontrast madde uygulamasından sonra akciğer nodüllerinin kontrastlanma derecesini ölçerek tümör vaskülaritesinin değerlendirilmesinin, malign nodüllerin kontrastlı dinamik BT'de benign nodüllerden ayırt edilmesinde yardımcı olduğu bilinmektedir.

Ancak dinamik yöntemlerin hem radyasyon dozu hemde maliyet-zaman etkinlik açısından, dezavantajlıdır. Dinamik kontrastlı MRG ile yapılan çalışmalarda bildirilen sonuçların, malignite belirtisi olarak erken yıkama için % 95'e kadar duyarlılık gösteriği bildirilmektedir(87-99-100). Bu yöntemde de yine MRG nin uzun çekim protokolleri ve

maliyet açısından yine dezavantajlıdır. Ayrıca 1 santimden küçük nodüllerde de etkinlik belirgin olarak düşmektedir.

DE'de kullanan tek, kontrastlı bir BT taraması, fazla radyasyona maruz kalmadan nodüllerin kontrast gelişim derecesi hakkında ek bilgi sağlar. Çalışmamızda iyot konsantrasyonu kullanan geliştirmeyi tanımlamak için en uygun eşik 1,35 mg / mL idi. Pulmoner bir nodülün artıp artmadığını belirlemek için iyot konsantrasyonu eşiklerine ilişkin bugüne kadar bir standart oluşturulmamıştır. Bununla birlikte, bir pulmoner nodülün BT zayıflama değerini (HU cinsinden ölçülmüş) BT zayıflama değeri ile iyodin kontrast madde konsantrasyonu (mg / mL cinsinden ölçülen) ile ilişkilendiren bir kalibrasyon faktörünün belirlenmesi üzerine yapılan önceki araştırmalar ideal olarak 23.55 HU , mL / mg olarak 0.6 mg / mL değer ortaya çıkmıştır(101). 10 mm'den büyük nodüllerin yönetimi, bir sonraki teşhis adımı olarak biyopsi veya PET / BT ile incelenmesi net değildir. PET / BT şu anda yaygın olarak mevcuttur ve tüm vücudun mediastinal lenf nodlarını içerecek şekilde değerlendirilmesini sağladığı için kontrastlı BT'ye tercih edilir. Diğer yandan, subsantimetrik nodüller, PET / BT ve biyopsi bu boyuttaki lezyonlar için daha az güvenilir olduğundan daha problemlidir. Bunun yerine, seri takip BT, malignite riski hala önemli olduğu için iki katına çıkma süresini değerlendirmede bir aracı olarak mevcut takiplerde standart olarak kullanılmaktadır. Bu nedenle klasik olmayan kontrastlı çift enerjili BT bunun alternatifi olabilir. DEBT ile, tespit edilen metastatik akciğer nodüllerinin tedavi yanıtını değerlendirmede de kullanılabilir bir yöntemdir. Çalışmamızda insidental olarak dahil ettiğimiz daha önce tedavi alan hastanın akciğerlerinde eş zamanlı aktif ve nekrotik nodülü bir arada gösterdik aktif nodülde anlamlı belirgin iyot yükü mevcutken nekrotik nodülde ise iyot miktarı ölçülemeyecek düzeyde saptandı. Bu gözlem sayesinde takip görüntülemeye de PET/BT yerine DEBT tercih edilebilecek bir alternatif yöntem olabilir.

Limitasyonlarımız

Bu çalışmanın kabul edilmesi gereken bazı limitasyonları vardı. Birincisi, tüm nodüllerde histopatolojik doğrulama yoktu. Bununla birlikte iyi huylu olarak sınıflandırılan ve hiçbir doku tanısı alınmayan tüm nodüller iki yıllık takip boyunca stabil boyutta seyretti. Bu referans standardı, doğrulama yanlılığını en aza indirmeye yardımcı olur ve daha önce birçok çalışma tarafından kullanılmıştır. İkincisi, hasta sayısının az olması nedeniyle iyot yükü ve kontrast yükünün kantitatif olarak hastalar arasında homojen dağılmaması idi. Çünkü çalışmaya başlarken bizim beklentimiz iyot yükü ve kontrast yükü arttıkça buna paralel olarak malignite oranının artmasıydı. Ancak heterojen bir dağılım gösterse de belli bir cut-off değerlerinin üzerinde iyot yükünden bağımsız olarak malign nodül yakalama oranımız anlamlı dercede artmıştır. Üçüncüsü, 6mm den küçük nodüllerde etkinliğinin çok azalması ve kalsifikasyon içeren nodüler lezyonlarda yanlış pozitiflik oranının artması da diğer limitasyonlarımız arasında sayılabilir. Yine bu noktada da kalsifikasyon içeren nodülleri kantitatif ölçümlerde çalışmamıza dahil etmedik.

SONUÇ

Sonuç olarak, iyot bileşimini DE BT de kullanarak kontrastlanmayı yumuşak dokudan başarılı bir şekilde ayırt edebildik ve kantitatif bir yöntemle lezyonun benign veya malign olabileceği hakkında bir öngöründe bulunabildik. Ayrıca sanallaştırılmamış ve iyotlu görüntülerin DE BT ile alınması, kontrast geliştirme derecesinin ölçülmesi için uygun bir araç olabilir.

Non-konvansiyonel kontrastlı bir protokol kullanan çift enerjili BT, malign bir pulmoner nodülü dışlama potansiyeline sahiptir. Akciğer nodüllerinin benign veya malign olabileceği hakkında dual BT tekniğiyle bir öngöründe bulunabiliriz. İyot miktarı mg/ml cinsinden bir cut-off belirlenmesi ile yüksek duyarlılıkta ve özgüllükte nodül etyolojileri hakkında fikir verebilir. Her ne kadar bir nodülün kontrastlanıp kontrastlanmadığını belirlemek için dual enerjili BT ile kullanılabilen birkaç değişken yöntem olsa da, biz bu çalışmamızda 3 farklı test ile (iyot kaplaması renkli görüntü üzerinde görsel, iyot konsantrasyonu ve kontrast yükü) bu yöntemlerin kullanılabileceğini gösterdik. Bu nedenle, günlük pratikte akciğer nodüllerinin ayırımında bu yöntemler kullanılabilir. Akciğerde saptanan nodüler lezyonların malign ve benign olarak tanımlanmasında DEBT nin önemli katkılar sağlayacağını düşünüyoruz.

KAYNAKLAR

- 1-Webb RW. *Lung Cancer And Bronnchopulmonary Neoplasms*. Webb RW, Higgins CB (eds). *Thoracic Imaging. Pulmonary and Cardiovascular Radiology*. 1st ed. Philadelphia: Lippincott, Williams&Wilkins; 2005: 66-70.
- 2-Girvin F, Ko JP. *Pulmonary nodules: detection, assessment and CAD*. *AJR Am J Roentgenol* 2008; 191: 1057-69.
- 3-Shanna K. Kim, Martin Allen-Auerbach, Jonathan Goldin at al. *Accuracy of PET/CT in Characterization of Solitary Pulmonary Lesions*. *The journal of nuclear medicine*, Vol. 48 , No. 2 , February 2007.
- 4-Zou Y, Zhang M, Wang Q, Shang D, Wang L, Yu G. *Quantitative investigation of solitary pulmonary nodules: dynamic contrast-enhanced MRI and histopathologic analysis*. *AJR Am J Roentgenol* 2008; 191: 252-9.
- 5- Koh DM, Collins DJ. *Diffusion-weighted MRI in the body: applications and challenges in oncology*. *AJR Am J Roentgenol* 2007; 188: 1622-35.
- 6- Bayraktaroglu S, Savas R, Basoglu OK, et al. *Dynamic computed tomography in solitary pulmonary nodules*. *J Comput Assist Tomogr* 2008;32:222–227.
- 7- Hodnett PA, Ko JP. *Evaluation and management of indeterminate pulmonary nodules*. *Radiol Clin North Am* 2012;50:895–914.
- 8-Flohr TG, McCollough CH, Bruder H, et al. *First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system*. *Eur Radiol* 2006;16:256–268.
- 9-Johnson TR, Krauss B, Sedlmair M, et al. *Material differentiation by dual energy CT: initial experience*. *Eur Radiol* 2007;17:1510–1517.
- 10-Scheffel H, Stolzmann P, Frauenfelder T, et al. *Dualenergy contrast-enhanced computed tomography for the detection of urinary stone disease*. *Invest Radiol* 2007;42: 823–829.
- 11-Graser A, Johnson TR, Chandarana H, et al. *Dual energy CT: preliminary observations and potential clinical applications in the abdomen*. *Eur Radiol* 2009;19:13–23.
- 12-Osma E. *Solunum sistemi radyolojisi*. 2.baskı. İzmir: Nobel Tıp Kitabevleri, 2004: 34-42.
- 13-Sadler TW. *Langman's medical embryology*. 7th ed. Baltimore: Williams&Wilkins, 1995: 223-30.
- 14- Ödev K. *Toraks radyolojisi*. 1. Baskı. İstanbul: Nobel Kitabevi, 2005: 39-80.
- 15-Hansell DM, Bankier AA, MacMahon H, McLoud TC, Müller NL, Remy J. *Fleischner Society: glossary of terms for thoracic imaging*. *Radiology*. 2008;246:697–722.

16- Winer-Muram HT. *The solitary pulmonary nodule. Radiology* 2006;239:34-49.

17- Yaman M, Koflar F, Çıkrikçıoğlu S. *Soliter pulmoner nodüle yaklaşım. In: Akkoçlu A, Öztürk C, eds. Akciğer kanseri: Multidisipliner yaklaşım. Ankara: Bilimsel Tıp Yayınevi. 1999;59-63.*

17- Higgins GA, Shields TW, Keehm RJ. *The solitary pulmonary nodule: ten-year follow-up of Veterans Administration Armed Forces Cooperative Study Arch Surg* 1975;110:570-5.

19- Ray JF, Lawton BR, Magnin GE, et al. *The coin lesion story: update 1976, twenty years' experience with early thoracotomy for 179 suspected malignant coin lesions. Chest* 1976;70:332-6.

20- Libby DM, Henschke CI, Yankelevitz DF. *The solitary pulmonary nodule: Update. Am J Med* 1995;99:491-6.

21- Rubins JF, Bloomfield Rubins H. *Temporal trends in the prevalence of malignancy in resected pulmonary lesions. Chest* 1996;109:100-3.

22- MacMahon H, Austin JH, Gamsu G, et al. *Guidelines for management of small pulmonary nodules detected on CT scans: a statement from the Fleischner Society. Radiology* 2005;237(2):395-400.

23- Henschke CI, McCauley DI, Yankelevitz DF, et al. *Early Lung Cancer Action Project: overall design and findings from baseline screening. Lancet* 1999; 354(9173):99-105.

24- Wahidi MM, Govert JA, Goudar RK, Gould MK, McCrory DC; American College of Chest Physicians. *Evidence for the treatment of patients with pulmonary nodules: when is it lung cancer? ACCP evidence-based clinical practice guidelines (2nd edition). Chest* 2007;132(3 Suppl):94S-107S.

25- Gurney JW, Lyddon DM, McKay JA. *Determining the likelihood of malignancy in solitary pulmonary nodules with Bayesian analysis. II. Application. Radiology* 1993;186(2):415-422.

26- Heitzman ER, Markarian B, Raasch BN, Carsky EW, Lane EJ, Berlow ME. *Pathways of tumor spread through the lung: radiologic correlations with anatomy and pathology. Radiology* 1982;144 (1):3-14.

27- Winer-Muram HT. *The solitary pulmonary nodule. Radiology* 2006;239(1):34-49.

- 28- Park CM, Goo JM, Lee HJ, Kim KG, Kang MJ, Shin YH. Persistent pure ground-glass nodules in the lung: interscan variability of semiautomated volume and attenuation measurements. *AJR Am J Roentgenol* 2010;195(6):W408–W414.
- 29- Gurney JW. Determining the likelihood of malignancy in solitary pulmonary nodules with Bayesian analysis. I. Theory. *Radiology* 1993;186(2): 405–413.
- 30- Pinto PS. The CT halo sign. *Radiology* 2004;230 (1):109–110.
- 31- Kim SJ, Lee KS, Ryu YH, et al. Reversed halo sign on high-resolution CT of cryptogenic organizing pneumonia: diagnostic implications. *AJR Am J Roentgenol* 2003;180(5):1251–1254.
- 32- Siegelman SS, Khouri NF, Leo FP, Fishman EK, Braverman RM, Zerhouni EA. Solitary pulmonary nodules: CT assessment. *Radiology* 1986;160(2): 307–312.
- 33- Seo JB, Im JG, Goo JM, Chung MJ, Kim MY. Atypical pulmonary metastases: spectrum of radiologic findings. *RadioGraphics* 2001;21(2):403–417.
- 35- Woodring JH, Fried AM, Chuang VP. Solitary cavities of the lung: diagnostic implications of cavity wall thickness. *AJR Am J Roentgenol* 1980;135(6): 1269–1271.
- 36- Hansell DM, Bankier AA, MacMahon H, McLoud TC, Müller NL, Remy J. Fleischner Society: glossary of terms for thoracic imaging. *Radiology* 2008; 246(3):697–722.
- 37- Kui M, Templeton PA, White CS, Cai ZL, Bai YX, Cai YQ. Evaluation of the air bronchogram sign on CT in solitary pulmonary lesions. *J Comput Assist Tomogr* 1996;20(6):983–986.
- 38- Naidich DP, Bankier AA, MacMahon H, et al. Recommendations for the management of subsolid pulmonary nodules detected at CT: a statement from the Fleischner Society. *Radiology* 2013;266(1): 304–317.
- 39- Travis WD, Brambilla E, Noguchi M, et al. Diagnosis of lung adenocarcinoma in resected specimens: implications of the 2011 International Association for the Study of Lung Cancer/American Thoracic Society/European Respiratory Society classification. *Arch Pathol Lab Med* 2013;137(5):685–705.
- 40- Lee HY, Lee KS. Ground-glass opacity nodules: histopathology, imaging evaluation, and clinical implications. *J Thorac Imaging* 2011;26(2):106–118.
- 41- Kim HY, Shim YM, Lee KS, Han J, Yi CA, Kim YK. Persistent pulmonary nodular ground-glass opacity at thin-section CT: histopathologic comparisons. *Radiology* 2007;245(1):267–275.
- 42- Tan BB, Flaherty KR, Kazerooni EA, Iannettoni MD; (American College of Chest Physicians). The solitary pulmonary nodule. *Chest* 2003;123(1): 89-96.

- 43- Wahbah M, Boroumand N, Castro C, El-Zeky F, Eltorky M. Changing trends in the distribution of the histologic types of lung cancer: a review of 4,439 cases. *Ann Diagn Pathol* 2007;11(2):89–96.
- 44- Travis WD, Brambilla E, Noguchi M, et al. International association for the study of lung cancer/american thoracic society/european respiratory society international multidisciplinary classification of lung adenocarcinoma. *J Thorac Oncol* 2011;6(2):244-285.
- 45- Gurney JW. Determining the likelihood of malignancy in solitary pulmonary nodules with Bayesian analysis. Part I. Theory. *Radiology* 1993; 186(1):405-13.
- 46- Swensen SJ, Jett JR, Hartman TE, Midthun DE, Mandrekar SJ, Hillman SL et al. CT screening for lung cancer: five-year prospective experience. *Radiology* 2005;235(1):259-65.
- 47- Hartman TE. Radiologic evaluation of the solitary pulmonary nodule. *Radiol Clin North Am* 2005; 43(3):459-65.
- 48- Leef JL 3rd, Klein JS. The solitary pulmonary nodule. *Radiol Clin North Am* 2002; 40(1): 123-43.
- 49- Jeong YJ, Lee KS, Jeong SY, Chung MJ, Shim SS, Kim H, Kwon OJ et al. Solitary pulmonary nodule: characterization with combined wash-in and washout features at dynamic multidetector row CT. *Radiology* 2005; 237(2):675-83.
- 50- Khouri NF, Meziane MA, Zerhouni EA, Fishman EK, Siegelman SS. The solitary pulmonary nodule. *Chest* 1987; 91:128-133.
- 51- Zerhouni EA, Stitik FP, Siegelman SS, et al. CT of the pulmonary nodule: a cooperative study. *Radiology* 1986; 160:319-327.
- 52- Siegelman SS, Zerhouni EA, Leo FP, Khouri NF, Stitik FP. CT of the solitary pulmonary nodule. *AJR* 1980; 135:1-13.
- 53- Jeremy J. Erasmus, John E. Connolly, H. Page McAdams, Victor L. Roggli, Solitary Pulmonary Nodules: Part I. Morphologic Evaluation for Differentiation of Benign and Malignant Lesions , *RadioGraphics* 2000; 20: 43-58.
- 54- Gould MK, Donington J, Lynch WR, Mazzone PJ, Midthun DE, Naidich DP, et al. Evaluation of individuals with pulmonary nodules: when is it lung cancer? *Diagnosis and management of lung cancer, 3rd ed: American College of Chest Physicians evidence-based clinical practice guidelines. Chest.* 2013; 143: e93S-120S.

- 55- Sommer G, Tremper J, Koenigkam-Santos M, Delorme S, Becker N, Biederer J, et al. Lung nodule detection in a high-risk population: comparison of magnetic resonance imaging and low-dose computed tomography. *Eur J Radiol.* 2014; 83: 600-5.
- 56- Ost D, Fein AM, Feinsilver SH. Clinical practice. The solitary pulmonary nodule. *N Engl J Med* 2003; 348: 2535.
- 57-Ost D, Fein A. Evaluation and management of the solitary pulmonary nodule. *Am J Respir Crit Care Med* 2000; 162: 782-7.
- 58- Worthy S (March 1995). "High resolution computed tomography of the lungs". *BMJ.* 310 (6980): 615–6.
- 59- Peroés-Golubiéciac T, Sharma OP (2007). *Clinical Atlas of Interstitial Lung Disease.* Springer. p. 19. ISBN 978-1-84628-326-0. OCLC 780404335.
- 60- Crawford, C. R., King, K. F.: *Computed tomography scanning with simultaneous patient translation.* *Med.Phys.* 1990; 17:967-82.
- 61- Kalender, W. A., Seissler, W., Klotz, E., Vock, P.: *Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport and continuous scanner rotation.* *Radiology* 1990; 176:181-3.
- 62- Kalender, W. A.: *Thin-section three-dimensional spiral CT: is isotropic imaging possible?* *Radiology* 1995; 197:578-80.
- 63- Ohnesorge, B., Flohr, T., Schaller, S. et al: *Technische Grundlagen und Anwendungen der Mehrschicht-CT.* *Radiologe* 1999; 39:923-31.
- 64- Mc Collough et al. *Dual- and Multi-Energy CT: Principles, Technical Approaches, and Clinical Applications* , *Radiology: Volume 276: Number 3—September 2015* :637–653.
- 65- Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography). I. Description of system. *Br J Radiol* 1973;46(552):1016–1022.
- 66-Justin Raudabaugh Giao Nguyen Carolyn Lowry Natalie Januzis James Colsher Rendon Nelson Terry T Yoshizumi , effective dose estimation from organ dose measurements in fast-kv switch dual energy computed tomography, *Radiation Protection Dosimetry, Volume 182, Issue 3, December 2018, Pages 352–358.*
- 67- Manuel Patino, Andrea Prochowski, Mukta D. Agrawal, Frank J. Simeone, Rajiv Gupta, Peter F. Hahn, Dushyant V. Sahani , *Material Separation Using Dual-Energy CT: Current and Emerging Applications1, RadioGraphics* 2016; 36:1087–1105.

- 68- Euler, André ; Parakh, Anushri ; Falkowski, Anna L. ; Manneck, Sebastian ; Dashti, David ; Krauss, Bernhard ; Szucs-Farkas, Zsolt ; Schindera, Sebastian T. *Initial Results of a Single-Source Dual-Energy Computed Tomography Technique Using a Split-Filter, Assessment of Image Quality, Radiation Dose, and Accuracy of Dual-Energy Applications in an In Vitro and In Vivo Study* , *Investigative Radiology*: August 2016 - Volume 51 - Issue 8 - p 491–498.
- 69-Pomerantz SR, Kamalian S, Zhang D et al. *Virtual monochromatic reconstruction of dual-energy unenhanced head CT at 65-75 keV maximizes image quality compared with conventional polychromatic CT*. *Radiology* 2013;266(1):318–325.
- 70- Yuan R, Shuman WP, Earls JP et al. *Reduced iodine load at CT pulmonary angiography with dual-energy monochromatic imaging: comparison with standard CT pulmonary angiography—a prospective randomized trial*. *Radiology* 2012;262(1):290–297.
- 71- Goo HW. *Initial experience of dual-energy lung perfusion CT using a dual-source CT system in children*. *Pediatr Radiol* 2010;40(9):1536–1544.
- 72- Zhang LJ, Zhou CS, Schoepf UJ et al. *Dual-energy CT lung ventilation/perfusion imaging for diagnosing pulmonary embolism*. *Eur Radiol* 2013;23(10):2666–2675.
- 73- Johnson TR, Nikolaou K, Wintersperger BJ et al. *Dual-source CT cardiac imaging: initial experience*. *Eur Radiol* 2006;16(7):1409–1415.
- 74- Wichmann JL, Bauer RW, Doss M et al. *Diagnostic accuracy of late iodine-enhancement dual-energy computed tomography for the detection of chronic myocardial infarction compared with late gadolinium-enhancement 3-T magnetic resonance imaging*. *Invest Radiol* 2013;48(12):851–856.
- 75- Ferda J, Novák M, Mirka H et al. *The assessment of intracranial bleeding with virtual unenhanced imaging by means of dual-energy CT angiography*. *Eur Radiol* 2009;19(10):2518–2522.
- 76- Toepker M, Moritz T, Krauss B et al. *Virtual non-contrast in second-generation, dual-energy computed tomography: reliability of attenuation values*. *Eur J Radiol* 2012;81(3):e398–e405.
- 77- Takahashi N, Hartman RP, Vrtiska TJ et al. *Dual-energy CT iodine-subtraction virtual unenhanced technique to detect urinary stones in an iodine-filled collecting system: a phantom study*. *AJR Am J Roentgenol* 2008;190(5):1169–1173.

- 78- Takahashi N, Vrtiska TJ, Kawashima A et al. Detectability of urinary stones on virtual nonenhanced images generated at pyelographic-phase dual-energy CT. *Radiology* 2010;256(1):184–190.
- 80- Korn A, Bender B, Thomas C et al. Dual energy CTA of the carotid bifurcation: advantage of plaque subtraction for assessment of grade of the stenosis and morphology. *Eur J Radiol* 2011;80(2):e120–e125.
- 81- Uotani K, Watanabe Y, Higashi M et al. Dual-energy CT head bone and hard plaque removal for quantification of calcified carotid stenosis: utility and comparison with digital subtraction angiography. *Eur Radiol* 2009;19(8):2060–2065.
- 82- Pache G, Krauss B, Strohm P et al. Dual-energy CT virtual noncalcium technique: detecting posttraumatic bone marrow lesions-feasibility study. *Radiology* 2010;256(2):617-624.
- 83- Qu M, Jaramillo-Alvarez G, Ramirez-Giraldo JC et al. Urinary stone differentiation in patients with large body size using dual-energy dual-source computed tomography. *Eur Radiol* 2013;23(5):1408–1414.
- 84- Primak AN, Fletcher JG, Vrtiska TJ et al. Noninvasive differentiation of uric acid versus non-uric acid kidney stones using dual-energy CT. *Acad Radiol* 2007;14(12):1441–1447.
- 85- Glazebrook KN, Guimarães LS, Murthy NS et al. Identification of intraarticular and periarticular uric acid crystals with dual-energy CT: initial evaluation. *Radiology* 2011;261(2):516–524.
- 86- Fontanini G, Vignati S, Boldrini L, et al. Vascular endothelial growth factor is associated with neovascularization and influences progression of non-small cell lung carcinoma. *Clin Cancer Res.* 1997;3:861–865.
- 87- Matsuyama K, Chiba Y, Sasaki M, et al. Tumor angiogenesis as a prognostic marker in operable non-small cell lung cancer. *Ann Thorac Surg.* 1998;65:1405–1409.
- 88- Schaefer JF, Vollmar J, Schick F, vd. Soliter pulmoner nodüller: dinamik kontrastlı MR görüntüleme - malign ve benign lezyonlarda perfüzyon farklılıkları. *Radyoloji.* 2004; 232 : 544-553.
- 89- Stephen J.Rieder. *MR Imaging: Its Development and the Recent Nobel Prize.* *Radiology* 2004; 231(3):628-31.

- 90- Ross JS, O'Donovan PB, Novoa R, Mehta A, Buonocore E, MacIntyre WJ et al. *Magnetic resonance of the chest: initial experience with imaging and in vivo T1 and T2 calculations. Radiology 1984; 152(1): 95–101.*
- 91- Shioya S, Haida M, Ono Y, Fukuzaki M, Yamabayashi H. *Lung cancer: differentiation of tumor, necrosis, and atelectasis by means of T1 and T2 values measured in vitro. Radiology 1988; 167(1): 105–9.*
- 92- Ell PJ. *The contribution of PET/CT to improved patient management. Br J Radiol. 2006;79:32–36.*
- 92- Townsend DW. *Combined positron emission tomography-computed tomography: the historical perspective. Semin Ultrasound CT MR. 2008;29:232–235.*
- 93- Blokland JA, Trindev P, Stokkel MP, et al. *Positron emission tomography: a technical introduction for clinicians. Eur J Radiol. 2002;44:70–75.*
- 94- Turkington TG. *Introduction to PET instrumentation. J Nucl Med Technol. 2001;29:4–11.*
- 95- Kapoor V, McCook BM, Torok FS. *An introduction to PET-CT imaging. Radiographics. 2004;24:523–543.*
- 96- Curioni OA, Souza RP, Amar A, et al. *Value of PET/CT in the approach to head and neck cancer. Radiol Bras. 2012;45:315–318.*
- 97- Boellaard R, et al. *O'Doherty MJ, Weber WA FDG PET and PET/ CT: EANM procedure guidelines for tumour PET imaging: version 1.0. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2010;37:181–200.*
- 98- Ohno Y, Nishio M, Koyama H, vd. *Pulmoner nodül değerlendirmesi için dinamik kontrastlı BT ve MRG. AJR Am J Roentgenol. 2014; 202: 515-529.*
- 99- Donmez FY, Yekeler E, Saeidi V, et al. *Dynamic contrast enhancement patterns of solitary pulmonary nodules in 3D gradient recalled echo MR. AJR Am J Roentgenol. 2007; 189: 1380-1386.*
- 100-Kono R, Fujimoto K, Terasaki H, vd. *Soliter pulmoner nodüllerin dinamik MRG'si: malign ve benign küçük periferik akciğer lezyonlarının güçlenme paternlerinin karşılaştırılması. AJR Am J Roentgenol. 2007; 188: 26-36.*

101- Miles KA, Griffiths MR, Fuentes MA. Standardized perfusion value: universal CT contrast enhancement scale that correlates with FDG PET in lung nodules. *Radiology*. 2001;220:548–553.

***KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU**

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Single Source Dual-Enerjili (Tek Kaynaklı Çift Enerjili) Bilgisayarlı Tomografinin Akciğerdeki Soliter Nodüller Üzerindeki Tanısal Etkinliği
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	Yok
KARAR BİLGİLERİ	Karar No:08
	Tarih: 15.08.2018
Dr.Öğrt. Üyesi Mesut ÖZGÖKÇE sorumluluğunda yapılması tasarlanan ve yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan Etik Kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu/oy birliği ile karar verilmiştir.	

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU	
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI	Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Prof.Dr. Oğuz TUNCER

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza
			E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof.Dr. Oğuz TUNCER	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	Yüzüncü Yıl Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Dr. Öğr. Üyesi Şükran SEVİMLİ	Tıp Tarihi ve Etik	Yüzüncü Yıl Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof.Dr. Sıddık KESKİN	İstatistik Uzmanı	Yüzüncü Yıl Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof.Dr. Hüseyin GÜDÜCÜOĞLU	Tıbbi Mikrobiyoloji	Yüzüncü Yıl Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.A.Faruk KIROĞLU	KBB	Yüzüncü Yıl Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Dr. Öğr. Üyesi Abbas ARAS	Genel Cerrahi	Yüzüncü Yıl Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Dr. Öğr. Üyesi Celaleddin SOYALP	Anesteziyoloji ve Reanimasyon	Yüzüncü Yıl Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Dr. Öğr. Üyesi Numan ÇİM	Kadın Hastalıkları ve Doğum	Yüzüncü Yıl Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Dr. Öğr. Üyesi Ramazan ÜSTÜN	Fizyoloji	Yüzüncü Yıl Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Dr. Öğr. Üyesi Oruc ALLAHVERDİYEV	Tıbbi Farmakoloji	Yüzüncü Yıl Üniversitesi Eczacılık Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Dr.Öğr.Üyesi Cihan AYDOĞAN	Ortodonti	Yüzüncü Yıl Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Lütfü POLAT	Eczacı	Van Polat Eczanesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Nazlı AKTAŞ	Avukat	Yüzüncü Yıl Üniversitesi Hukuk Müşavirliği	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Özge Burak DEĞER	Sağlık Mesleği Mensubu Olmayan Üye	Van Sanayici ve İş Kadınları Derneği	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Adnan SELÇUK	Sağlık Mesleği Mensubu Olmayan Üye	Van İş Geliştirme Merkezi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	

*:Toplantıda Bulunma

Etik Kurul Başkanı

Unvanı/Adı/Soyadı:Prof.Dr.Oğuz TUNCER

İmza:

Not: Etik kurul başkanının her sayfada imzasının olması gerekmektedir.

ÖZGEÇMİŞ

Adı soyadı: SAİM TÜRKOĞLU

Doğum tarihi: 05.03.1988

Doğum yeri : MURADIYE /VAN

İletişim bilgileri:

E-posta adresi: mdsaimturkoglu@gmail.com

Telefon: 05356452865

EĞİTİM BİLGİLERİ

Lisans: ERCİYES ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ(2008-2015).

Uzmanlık: VAN YÜZÜNCÜ YIL ÜNİVERSİTESİ RADYOLOJİ
AD(2016-2020).

İŞ TECRÜBESİ

Van Tuşba Toplum Sağlığı Merkezi

VAN Yüzüncü Yıl Üniversitesi Radyoloji A.D

Yabancı dil: İNGİLİZCE