TRD 1924 TÜRK RADYOLOJİ DERNEĞİ

TÜRK RADYOLOJİ SEMİNERLERİ

Trd Sem 2020; 8: 38-53

Toraks İncelemelerinde İleri BT Teknikleri ve Protokolleri

Gamze Durhan, Meltem Gülsün Akpınar

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- İleri rekonstrüksüyon teknikleri ve kantitatif BT uygulamaları
- Düşük doz toraks BT
- Çift enerjinin toraks BT'de kullanımı
- Sine BT

Durhan G, Akpınar MG. Toraks İncelemelerinde İleri BT Teknikleri ve Protokolleri. Trd Sem 2020; 8: 38-53.

GİRİŞ

Toraks Bilgisayarlı Tomografisi (BT) yüksek kontrast çözünürlüğü ve doku süperpozisyonu olmaması nedeni ile direk akciğer grafisinden çok daha üstün bir görüntüleme yöntemidir. Günümüzde tek kesitli spiral BT yerini çok daha kısa sürede daha geniş bir alanı ince kesit kalınlığı ile tarayabilen çok kesitli bilgisayarlı tomografiye (ÇKBT) bırakmıştır. ÇKBT'nin yüksek hızı ile hareket artefaktları, kullanılan kontrast madde miktarı azalmış ve istenilen vaskuler fazda görüntü elde edilebilir hale gelinmiştir. İnce kesit kalınlığında elde olunan transvers görüntülerin yanında yüksek rezolüsyonlukoronal ve sagital reformat görüntüler elde edilebilmektedir [1]. ÇKBT'deki gelişmeleri, kantitatif toraks BT, düşük doz BT teknikleri, çift enerji kullanımı, sine BT ve yapay zeka uygulamaları takip etmiştir. Gelişen teknoloji ile birlikte toraks BT kullanım alanı da genişlemiştir. Akciğer kanseri tanısı düşük doz BT teknikleri ile direk grafiye benzer radyasyon dozu ile konulabilirken [2], çift enerji teknikleri ile pulmoner arterler içerisindeki emboli yanı sıra akciğer parankim perfüzyonu hakkında bilgi sahibi olunabilmektedir [3]. Bu yazıda toraks incelemelerinde ileri BT tekniklerinin özellikleri ve klinik uygulamaları özetlenmiştir.

İLERİ REKONSTRÜKSÜYON TEKNİKLERİ VE KANTİTATİF TORAKS BT UYGULAMALARI

ÇKBT'nin toraks BT'de rutin kullanıma girmesi ile birlikte rekonstrüksüyon teknikleri de klinik uygulamalarda yerini almış ve yaygın kullanılır hale gelmiştir. Rekonstrüksüyon görüntüleri ince kesit kalınlığında yumuşak mediastinal pencerede (20-30 kernel) ya da sert akciğer parankim penceresinde (60-80 kernel) oluşturulabilir. Rekonstrüksüyon görüntüler mükemmel bir anatomik bilgi verdiği gibi, nodül, hava hapsi, bronş içerisinde lezyon tanısında radyoloğa yardımcı olur. Kantitatif bilgiler

Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

✉ Gamze Durhan • gamzedurhan@gmail.com

© 2020 Türk Radyoloji Derneği.
Tüm hakları saklıdır.

doi: 10.5152/trs.2020.840
turkradyolojiseminerleri.org

ile akciğer hacmi, hava hapsi alanları, nodül, kitle boyutunun otomatik hesaplanması ile de ayrıntılı bilgi elde edilir.

Multi-Planar Reformat (MPR) ve Curved MPR

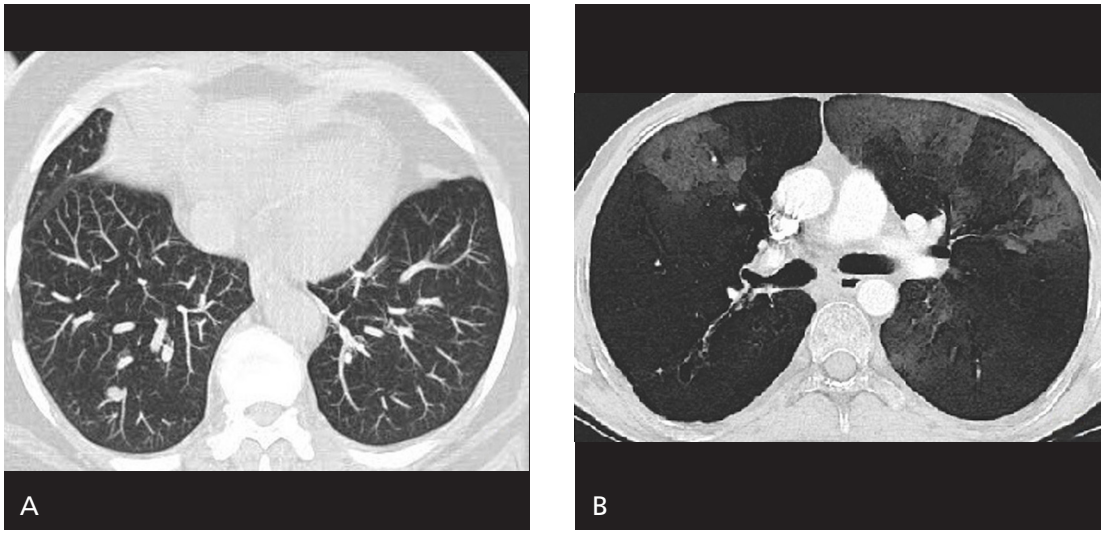
MPR çekim sırasında elde olunmayan planların gösterilmesini sağlayan bir tekniktir. Transvers planda elde olunan görüntülerden sagital, oblik ve koronal kesitsel görüntüler elde edilebilmektedir. Bu görüntüler trakeabronşial yapılar hakkında ayrıntılı anatomik bilgiler verir. Tümör yerleşimi, uzun boyutu, ana bronş ve karina ile ilişkisi, mediasten, ana vaskuler yapılar, kalp, toraks duvarı tutulumu MPR görüntüler ile daha ayrıntılı gösterildiğinden akciğer kanseri evrelemesinde kullanılır. Cerrahi öncesi de cerraha yol göstericidir. Diğer taraftan akciğer parankiminde izlenen opasitelerin ayırıcı tanısı MPR görüntüler ile daha iyi yapılabilmektedir. Yassı olarak izlenen fibrozis ve atelektazi tanısı transvers görüntülerde nodül ya da kitle olarak algılanırken sagital ya da koronal görüntülerde kraniokaudal uzunluğunun kısa olması ile kolayca ayırt edilebilir. Daha çok perifissüral yerleşim gösteren intrapulmoner lenf nodlarının da oval, üçgen ya da trapezoid şekli MPR görüntülerde daha iyi ortaya konur ve soliter pulmoner nodülden ayırt edilir [4].

Ayrıca vaskuler yapıların ayrıntılı değerlendirilmesi ise eğimli planda çok sayıda noktanın işaretlenmesi ile elde edilen curved MPR görüntüler ile sağlanabilir.

Maximum Intensity Projection (MIP)

Her açıdan en yüksek dansite değerine sahip voksellerin birleştirilerek iki boyutlu görüntüye aktarılması ile oluşturulur. Vaskuler yapıların görüntülenmesinde oldukça sık olarak kullanılan MIP görüntülemenin dezavantajı daha düşük dansiteye sahip voksellerin baskılamasıdır. Bu nedenle yumuşak plaklar, lümendeki kontrast madde tarafından; lümen içi kontrast madde de kalsifiye plaklar tarafından baskılanır ve stenoz oranı olduğundan daha fazla yorumlanır [5]. Toraks BT'de vaskuler yapıların görüntülenmesi dışında MIP görüntülemenin diğer en önemli avantajı ise akciğer nodüllerinin saptanmasını kolaylaştırmasıdır. Transvers görüntüler ile karşılaştırıldığında MIP görüntüler ile daha fazla sayıda nodül saptandığı ve nodüllerin dağılımının daha iyi gösterildiği anlaşılmıştır (Resim 1A) [6].

EĞİTİCİ NOKTA



Resim 1. A, B. (A) Maximum Intensity Projection görüntülerde nodüllerin daha göze çarptığı ve nodül saptanmasını kolaylaştırdığını görmekteyiz. (B) Minimum Intensity Projection görüntülerde ise hava hapsi alanları daha belirgin olarak izlenmektedir.

Minimum Intensity Projection (MinIP)

Her açıdan en düşük dansite değerine sahip voksellerin birleştirilerek iki boyutlu görüntüye aktarılması ile oluşturulur. MinIP sadece hava dansitesine eşit ya da yakın düşük dansitedeki dokuları seçerek görüntü oluşturduğundan, hava yolları ve akciğer parankiminin değerlendirilmesini sağlar. İnspiriyum fazında elde olunan toraks BT'de normal parankim ile düşük dansiteli akciğer parankimi arasındaki fark bazen net olarak anlaşılamayabilir. MinIP görüntüleri bu farkı ve mozaik atenuasyonu daha belirgin hale getirir. Böylece kronik obstrüktif akciğer hastalıkları, hipersensitivite pnömonisi ve interstisyel akciğer hastalıkları tanısında radyoloğa yardımcı olur (Resim 1B) [7].

EĞİTİCİ NOKTA

Average Intensity Projection (AIP)

Her görüntünün ortalama dansite değeri alınarak verinin 2 boyutlu görüntüye aktarılması ile oluşturulur. AIP ile frontal ya da lateral akciğer grafisine benzer görüntüler elde edilir. Bu yöntemle akciğer grafisinde izlenen bulgular BT tetkikinde daha iyi lokalize ve karakterize edilebilir [8].

Shaded Surface Display (SSD)

Bu rekonstrüksüyon işleminde, bir yapının kenarındaki voksellerindansitesi ölçülür ve morfolojik filtreleme ile güçlendirilir. Diğer voksellerise görüntülenmez. Bu metod ile organların sadece yüzeyleri opak objeler olarak izlenir, organların sınırları birbirinden ayırt edilir. Segmentasyon teknikleri de bu metod ile yapılır. Kolon veya bronşlar gibi içerisinde hava bulunan tübüler yapıların görüntülenmesinde yararlıdır [9].

Volume Rendering (VR)

Bu teknikle organların sadece yüzeyleri değil, aynı zamanda şeffaflık düzeyleri ayarlanarak iç kısımları da görüntülenebilir. Değişik opasite değerlerine göre değişik renklendirmeler yapılır [9].

Sanal Bronkoskopi

SSD ve VR teknikleri kullanılarak trakeobronşial yapıların yüksek rezolüsyonlu, konvansiyonel bronkoskopiye benzer görüntüleri elde edilebilir. Sanal bronkoskopi ile anatomik olarak hava yollarının 6 ya da 7'ye kadar subsegmentleri izlenebilir, bronkoskopiye veya transbronşial biyopsiye yol gösterici olabilir. Ayrıca trakeobronşial darlıklar, endoluminal-benign ya da malign lezyonlar, anatomik varyasyonlar, yabancı cisimler ve trakeaözefagiel fistüllerin de gösterilmesinde sanal bronkoskopi önemli rol oynar (Resim 2) [10, 11].

Kantitatif Toraks BT Uygulamaları

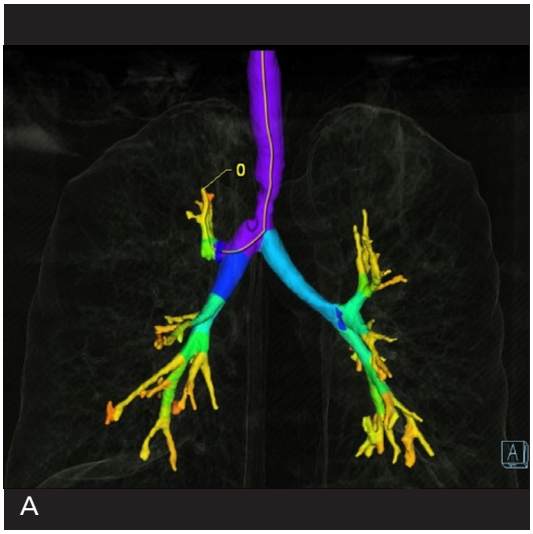
Kantitatif toraks BT (KBT) ile akciğer parankiminin dansite, hacim, perfüzyonventilasyon değerlendirmeleri yapılabilir. Ancak KBT'nindoğru sonuçlar vermesi için öncesinde uygun optimizasyon yapılmalıdır. Bunun için BT'nin tek bir nefes tutma süresinde ve uygun solunum fazında alınması gereklidir. Hasta ile öncesinde konuşulmalı ve nefes egzersizleri yapıldıktan sonra çekime başlanmalıdır. Uygun optimizasyon için ayrıca hastanın doğru pozisyonda gantri merkezine yerleştirilmesi, hastanın hareket etmemesi ve kesit kalınlığının 3 boyutlu veriler elde edilebilmesi için submilimetrik düzeyde olması gereklidir.

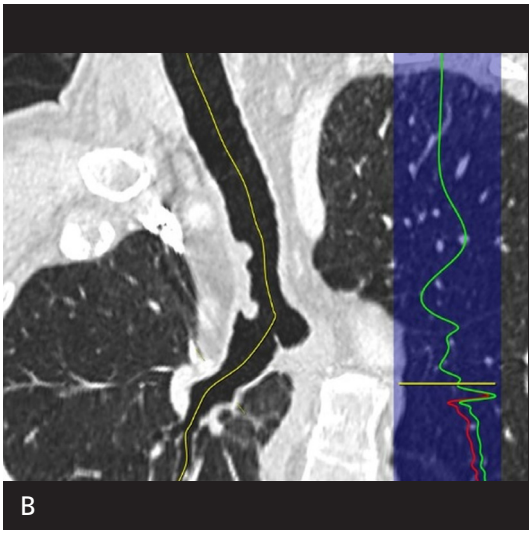
Uygun görüntülerin elde edilmesinden sonra, görüntü işleme yazılımı ile hava yolları segmentasyonu ve akciğer parankiminin diğer toraks yapılarından ayrımı sağlanır. Segmentasyonun ve akciğer parankim sınırlarının doğruluğu kontrol edilir. Farklılıklar var ise düzeltilir. Bundan sonra akciğer parankimi ve hava yollarına ait bilgiler otomatik olarak görüntü işleme yazılımı tarafından yapılır (Resim 3) [12].

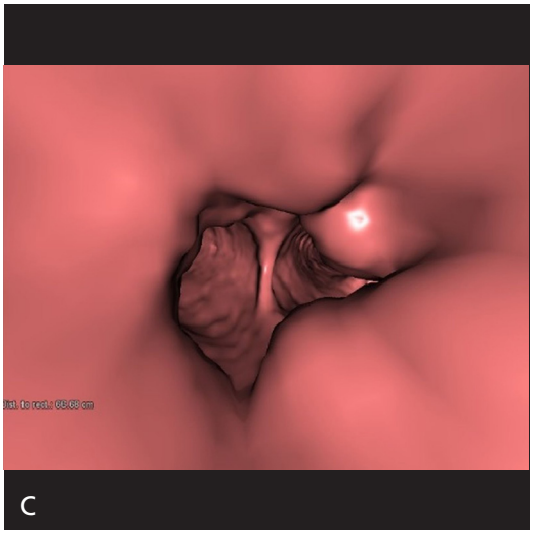
KBT sigara ile ilişkili akciğer hastalıkları, astım, kronik obstrüktif akciğer hastalığı, interstisyel akciğer hastalıkları ve akciğer nodülleri değerlendirilmesinde kullanılır.

Amfizem ve hava hapsi alanlarının hacmi, akciğerde dağılımı KBT ile yapılabilir. Yapılan çalışmalarda inspiriyumda elde olunan toraks BT görüntülerinde -956 Hounsfield Ünite (HU)

EĞİTİCİ NOKTA





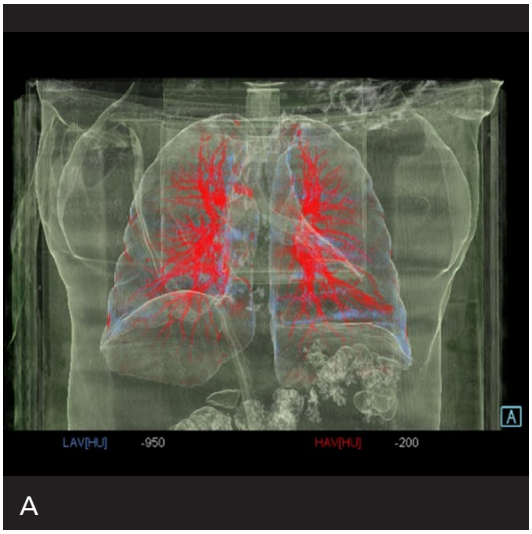


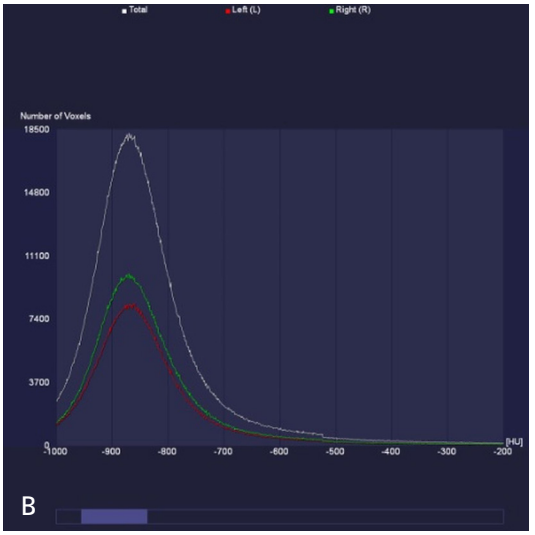
Resim 2. A-C. Trakea distalinde skuamoz hücreli karsinomu olan hastada (A) 3 boyutlu volüme rendering görüntüler ve (B-C) sanal bronkoskopi görüntüleri ile kitle ve trakeadaki daralma daha ayrıntılı olarak izlenebilmektedir.

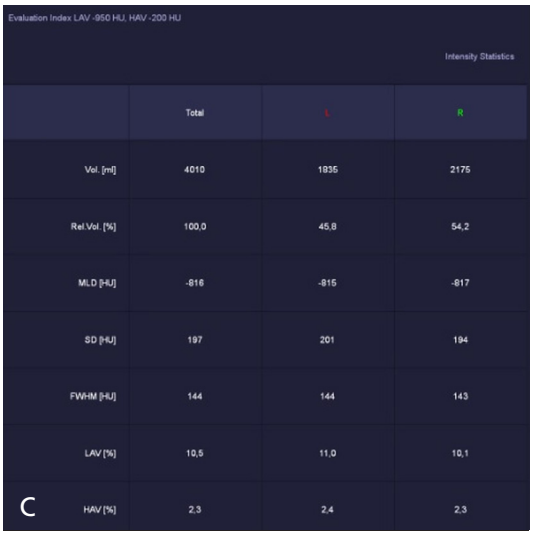
altındaki değerler amfizem alanları, ekspiriyum fazında elde olunan görüntülerde ise -856 HU altındaki değerler hava hapsi alanlarını gösterdiği belirtilmiştir. KBT ile bu alanların analiz sonuçları solunum fonksiyon testleri ile karşılaştırıldığında güçlü bir ilişki bulunmuştur. Bu nedenle toraks BT tetkiki ile akciğer hastalıkları tanısı yanı sıra KBT ile akciğer fonksiyonu da öngörülerek hastalığın evresi hakkında da yorum yapılabilir [13-16]. İnterstisyel akciğer hastalarında retiküler dansiteler ve buzlu cam dansitelerine ikincil -500 ile -700 HU dansite aralığı patolojik kabul edilmiş ve buna göre KBT çalışmaları yapılmıştır. Bulgular görsel skorlama bulguları ve solunum fonksiyon test sonuçları ile ilişkili bulunmuştur [17, 18].

Birçok akciğer hastalığında akciğer parankimi yanı sıra hava yolları da etkilenebilmektedir. Hava yollarının ölçüm analizleri akciğer parankim dansitesi ölçümlerinden daha zor olmakla birlikte KBT ile hava yolları hakkında da ayrıntılı kanitatif sonuçlar elde edilebilir. Hava yollarının duvar kalınlığı, iç alan ve uzunlukları ile dış uzunlukları ölçülebilir. Ancak 2 mm'den küçük internal çapa sahip hava yollarında KBT değerlendirilmesi güçleşir ve doğru sonuçlar elde edilemeyebilir [13, 19].

KBT ile akciğer bütününe dair bilgiler elde edilebileceği gibi, izlenen kitle ve nodüller hakkında da boyut, hacim, dansite ölçümleri ile ayrıntılı kantitatif sonuçlar elde edilir ve prognozları öngörülebilir. Subsolid nodüllerin buzlu







Resim 3. A-C. Kantitatif BT uygulamaları ile akciğer parankimi dansitesine göre segmentlerine göre ayrılabilmekte, (A) 3 boyutlu görüntüler, (B) histogram analizi ve (C) ayrıntılı kantitatif sonuçlar elde edilebilmektedir.

cam dansitesi ve solid komponentleri dansitesi ve hacimlerine göre KBT ile değerlendirilir. Bu bulgular lezyonun preinvaziv, minimal invaziv veya invaziv lepidik pulmoner adenokanser patolojisini öngörüp buna göre takip önerilebilir [20, 21].

DÜŞÜK DOZ TORAKS BT

Gelişen teknoloji ile birlikte çok kısa sürede yüksek kaliteli toraks BT görüntüleri elde edilebilmekte ve bu görüntülerin rekonstrüksüyonu ve işlenmesi ile birçok anatomik ve patolojik detay kolaylıkla gösterilebilmektedir. Ancak bunların yanı sıra gelişen teknoloji bize benzer bilgileri daha düşük radyasyon dozu ile de elde edebilme imkanı tanımıştır. Radyasyon dozunun düşürülmesi özellikle çocuk hastalarda ve tekrarlayan toraks BT çekimleri gereken hastalarda daha önemli hale gelmektedir. Akciğerin içerdiği hava nedeni ile diğer dokular ile arasında zaten çok yüksek kontrast mevcuttur. Bu nedenle görüntünün gürültüsü patolojik durumların tespitini daha az etkiler. Doz düşürülmesinin uygulanmasında akciğer ideal organdır.

Düşük doz BT'de tüp akımı 100 mAS'dan düşüktür (genellikle 40-80mAS aralığında). Tüp voltajı ise genellikle 120kV olmakla birlikte, hasta kilosuna göre değişim gösterir. Farklı

kilovolt (kV) ve mAS değerlerinin kullanıldığı çok sayıda düşük doz BT çalışması vardır. Ancak düşük mAS ile elde olunan görüntülerde gürültü olacaktır. Bu da çeşitli filtreleme ve rekonstrüksüyon teknikleri ile giderilir. Yani düşük doz BT'de dozun düşürülmesi tüp akım ve voltajının modülasyonu, görüntü oluşumunda belirgin katkısı olmayan ancak radyasyon dozunu arttıran düşük enerjili fotonların filtreler kullanılarak geçişinin engellenmesi ve gürültünün rekonstrüksüyon teknikleri kullanılarak azaltılması ile sağlanır [22-24].

Görüntüleme yöntemlerinin vücuda olan biyolojik etkilerini direk grafiler ile karşılaştırabilmek için etkin doz (effective dose) terimi kullanılmaktadır. Standart bir toraks BT'de ortalama etkin doz yaklaşık 6mSv iken, düşük doz toraks BT'de bu değer yaklaşık 1,6 mSv'dır. Ancak bu değer hala akciğer filmi dozundan çok daha fazladır (akciğer filminin ortalama etkin dozu 0,1 mSv'dır) [25-27]. Iterativere konstrüksüyon algoritmalarındaki gelişmeler ile düşük radyasyon dozundan kaynaklanan gürültü ve artefaktların yok edilebildiği anlaşılınca doz daha da düşürülmeye başlanmış ve akciğer filmine benzer dozlarda Ultra Low Doz (ULD) BT elde edilmiştir. ULD görüntüleri standart BT görüntülerine göre daha "plastik" görünüme sahiptir (Resim 4). ULD BT kullanımı solid nodül, kitle ve konsolidasyon tanısında yüksek duyarlılığa sahip olup, rahatlıkla kullanılabilir. Ancak hava ile arasındaki kontrastın az olduğu amfizem, buzlu cam opasiteleri veya mikronodül (3mm'den küçük nodül) tanısında ULD BT görüntüleri yetersiz kalabilmektedir [2, 24, 28].

EĞİTİCİ NOKTA

ÇİFT ENERJİNİN TORAKS BT'DE KULLANIMI

Çift Enerjili BT (ÇEBT) kavramı 1970'lerde ortaya çıksa da klinik kullanımı BT cihazlarının istenilen hızda olmaması nedeni ile gecikmiştir. ÇKBT ile temporal rezolüsyonun artışı farklı kV'ta tarama yapılmasına ve çift enerji kullanımına olanak sağlamıştır. Çift enerjinin prensibi aynı dokudan düşük (80kV) ve yüksek (140kV) iki farklı kilovolt değerinde veri elde edilmesidir. ÇEBT farklı yöntemlerle elde edilebilir. En çok kullanılanı tek gantri içerisine yerleştirilen iki kaynak dedektöründen oluşan sistemdir. Diğer yöntem ise tek bir kaynak dedektörü kullanılarak çok hızlı kV değişiminin sağlanmasıdır. İki farklı kV'tan elde olunan görüntüler yanı sıra ortalama kV'lu (genellikle 120kV) ve sanal kontrastsız görüntüler ve iyot haritası oluşturulur [29-31].

ÇEBT toraks görüntülemede de geniş kullanım alanına sahiptir. Literatürde yapılan çalışmalara bakarak bunları sınıflandırabiliriz.

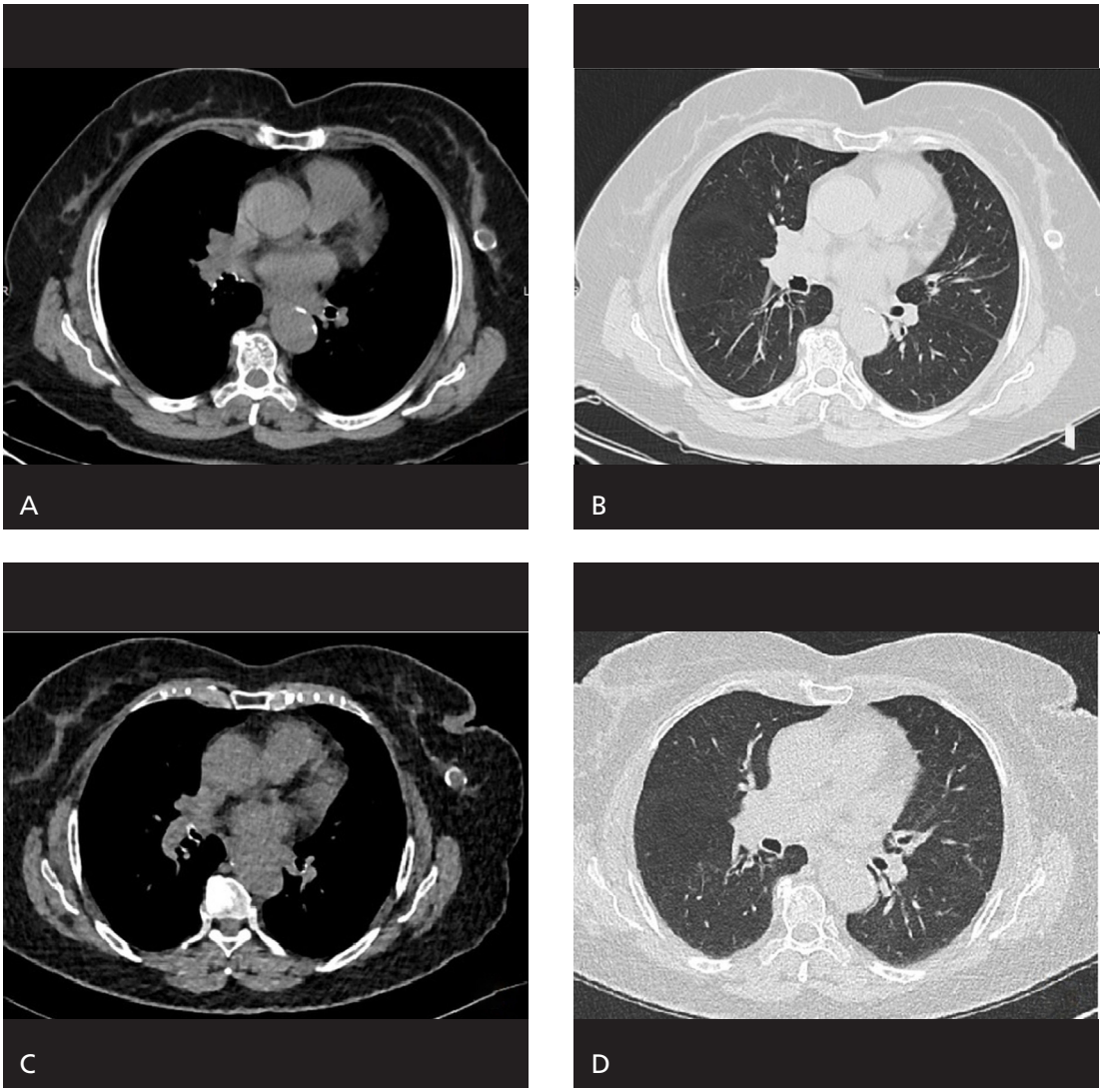
Pulmoner Tromboemboli (PTE)

Pulmoner BT anjiyografi (PBTA) PTE tanısında standart yöntem olarak kullanılmaktadır. PBTA normal bir inspiriyumda (derin inspiriyumvalsalva nedeni ile inferior vena kavadan kan geçişine ve kontrast madde seyrelmesine yol açar), kaudo-kranial yönde alınmalıdır. Yaklaşık 80-120 mL 350mg/100mL non-iyonik iyotlu kontrast madde verilmesini takiben süperior vena kavada veya subklavyen vendeki yoğun kontrast maddenin yol açacağı streak artefakttan kaçınmak için 30 mL salin verilir. Doğru şekilde PTE değerlendirilmesi için pulmoner arterler içerisindeki dansite değeri minimum 250 HU olmalıdır.

PBTA ile pulmoner arterler içerisindeki dolum defektleri izlenirken; embolinin yol açtığı perfüzyon bozuklukları hakkında yorum yapılamaz. ÇEBT ile kontrast madde sonrası iyot dağılımı gösterilerek, tekrar radyasyon verilmeden, akciğer perfüzyonu hakkında yorum yapılabilir. PBTA'da izlenen dolum defekti distalinde perfüzyon defekti izleniyor ise bu embolinin okluziv olduğunu göstermektedir. Diğer taraftan subsegmental arterlerde PBTA'da emboli varlığı net değerlendirilemez iken ÇEBT ile perfüzyon bozuklukları gösterilebilir (Resim 5) [32, 33].

EĞİTİCİ NOKTA

Ayrıca pulmoner arterlerde kontrast madde dolumunun optimum olmadığı durumlarda (kontrast madde miktarı ya da kontrast zamanlamasında hata yapıldığında) da düşük enerjili görüntüler kullanıldığında PTE değerlendirilmesinde daha iyi sonuçlar elde edilebilir. Yapılan çalışmalarda çift enerji kullanılarak elde edilen yüksek pitch

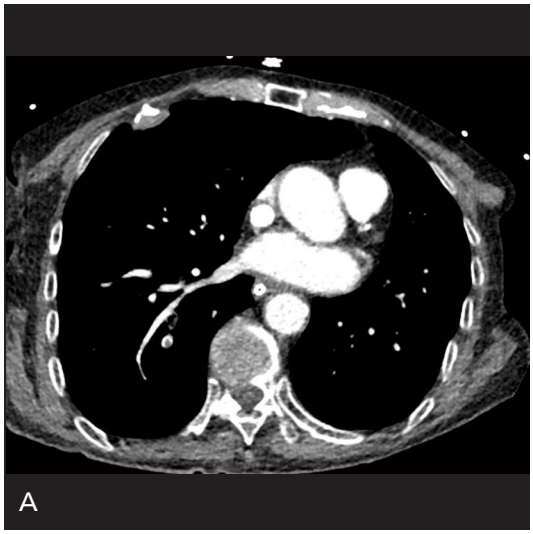


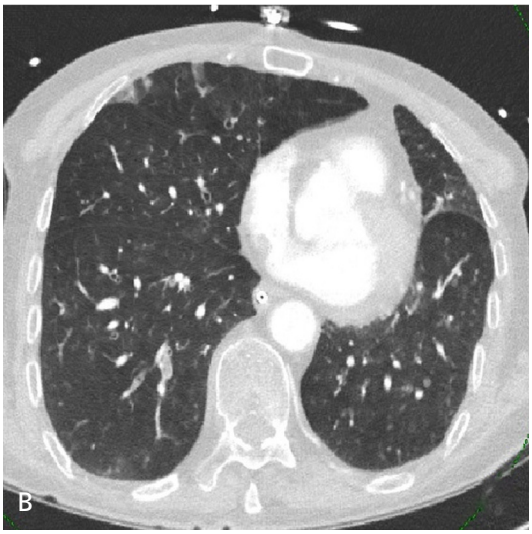
Resim 4. A-D. Aynı hastanın (A-B) standart doz ve (C-D) Ultra Low Dose toraks BT ile elde olunan görüntülerini görmektesiniz. (C) ULD'de mediasten penceresinde daha plastik bir görünüm mevcuttur. (D) Parankim de daha gürültülü izlenmekle birlikte, 3 mm'den büyük nodül ve kitleler için tanısal yeterliliği mevcuttur.

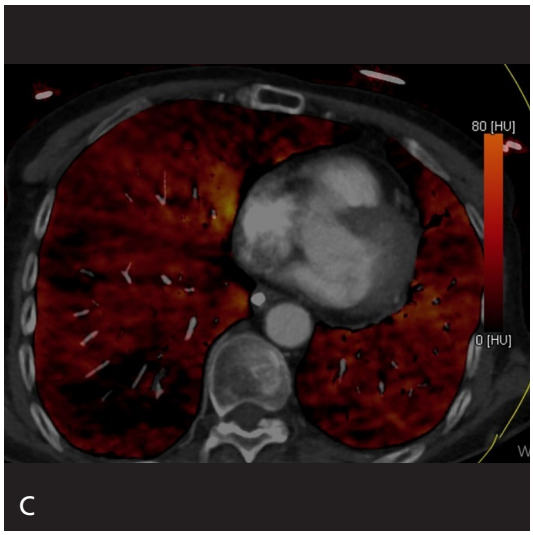
(adım faktörü) değeri, düşük tüp voltajı ve Iteratif rekonstrüksüyon bir arada kullanıldığında sadece doz düşürülmesi değil aynı zamanda, daha az kontrast madde ile, yeterli görüntü kalitesinde, temporalrezolüsyonu yüksek (hareket ve kalp hareketlerinde iyileşme sağlanır) görüntüler elde edilebileceği gösterilmiştir. Böylece ÇEBT ile nefes komutlarına uyamayan hastalarda da pitch değeri yükseltilerek (3'e kadar arttırılabilir) normal nefes hareketleri ile çok kısa sürede PBTA elde edilebilir [34-36].

Kronik PTE'de ÇEBT ile 2 fazda (pulmoner ve sistemik) da görüntü elde olunabilir. Bu şekilde pulmoner arter fazında iyot haritası ile perfüzyon defektleri,daha geç fazda da yeterli kollateralin oluşup oluşmadığı gösterilebilir [37].

Diğer taraftan PTE'nin ayırıcı tanısında bulunan pulmoner arter sarkomunun da emboliden çok daha farklı iyot konsantrasyonu gösterdiği ve ÇEBT ile ayırıcı tanısının yapılabileceğine dair çalışmalar bulunmaktadır [38].







Resim 5. A-C. (A) Cift enerjili BT ile elde olunan pulmoner BTA'da sağ akciğer alt loba giden segmental-subsegmental dal içerisinde yer alan trombüs izlenmektedir. (B) Parankim penceresinde bu alanda belirgin enfarkt bulgusu saptanmaz iken (C) çift enerji ile elde edilen görüntülerde perfüzyon defekti rahatlıkla izlenebilmektedir.

Kitle ve Nodül Karakterizasyonu-Tedaviye Yanıtın Değerlendirilmesi

ÇEBT ile elde olunan sanal kontrastsız görüntüler kitle veya nodülün içerisindeki kalsifikasyonu gösterebileceği gibi kontrastlanması hakkında da bilgi verecektir. Yani ÇEBT ile morfolojik görüntülemenin yanı sıra PET-BT'deki gibi lezyonlar hakkında fonksiyonel bilgi elde edilebilir. Yapılan çalışmalarda da PET-BT'deki SUV max değerleri ile ÇEBT'deki iyot ateuasyonu ilişkili bulunmuştur. Ayrıca kitle distalinde izlenen atelektazi sınırları her zaman standart toraks BT'de net ayırt edilemez iken, ÇEBT yine bu konuda yardımcı olabilir [39, 40].

Radyoterapi ve kemoterapi sonrası ÇEBT fonksiyonel bilgiler de vereceği için daha değerlidir. Tedavi sonrası kitle boyutlarında her zaman küçülme izlenmeyebilir ancak kontrastlanmasının azalması tedaviye cevap lehine değerlendirilebilir [29, 39].

Mediastinal Lenf Nodu ve Kitle Ayrımı

Malign lenf nodlarının inflamatuar lenf nodlarından ayrımı ÇEBT ile de zordur. Ancak malign kitle ve lenf nodlarının benignlerden daha yüksek iyot konsantrasyonu gösterdiği, PET-BT bulguları ile korele olduğu bulunmuştur. PET-BT akciğer kanser evrelemesinde yerini korumakla birlikte, ÇEBT de ileride verdiği

fonksiyonel bilgiler ile PET-BT'ye alternatif olabilir [39, 40].

Buzlu Cam Dansitesi Ayırıcı Tanısı

Buzlu cam dansitesinin ayırıcı tanısında erken dönem adenokanserler yer aldığı gibi, hemoraji, inflamasyon ve fibrozis de bulunmaktadır. Buzlu cam alanında kontrastlanmanın artması malignansi ile ilişkili bulunmuştur. ÇEBT ile de adenokanserlerde iyot atenuasyonun arttığı gösterilmiştir [41]. Ancak buzlu cam alanlarının sınırlarının belirsiz olması ve heterojen yapıları nedeni ile ölçüm yapmak ve değerlendirmek kolay değildir ve daha fazla sayıda çalışmaya ihtiyaç vardır.

Amfizem

Ciddi amfizemi olan hastalarda akciğer hacminin girişimsel yöntemlerle azaltılması tedavi seçenekleri arasındadır. Bu nedenle bölgesel amfizemin değerlendirilmesi önemlidir. ÇEBT perfüzyon görüntüleri ile bölgesel pulmoner amfizemin yüksek rezolüsyonlu morfolojik değerlendirme yanı sıra fonksiyonel olarak da değerlendirilmesini sağlar. ÇEBT ile amfizemli alanlarda perfüzyondefektleri gösterilerek tedavi öncesi klinisyene daha ayrıntılı bilgiler verilebilir [29, 42].

SİNE BT

Sine BT normal nefes alınıp verilir iken elde edilen tomografi görüntüleri olup, dinamik olarak hava yollarının kollapsı değerlendirilebilir. Bu nedenle fleksible bronkoskopinin girişimsel olmayan alternatif bir yöntemi olarak kabul edilebilir. 64 kesitli ÇKBT ile yapılan bir dinamik sine BT çalışmasında 3 cm'den daha fazla alanı kapsayan öksürük sırasında alınan görüntülerintrakeomalazi tanısına yardımcı olduğu gösterilmiştir [43]. 320 kesitli ÇKBT ile tarama alanı 16 cm'ye kadar çıkartılabilir ve daha geniş bir alan (larinks inferiorundan alt lob bronşuna kadar) sine BT ile değerlendirilebilir [44].

Wielputz ve ark.'nın [45] yaptığı bir çalışmada da tüm göğüsü kapsayan düşük doz 4D sine BT ile hava yolları yanı sıra diyafragma da dinamik olarak değerlendirilebilmiştir. Buna göre pitch değeri 0,09 (mümkün olan en düşük değer), 80kVP, referans mAS değeri 10, kesit kalınlığı 1,2 mm olarak alınmış, imaj rekonstrüksüyonu da iteratif rekonstrüksüyon ile yapılmıştır. Radyasyon dozu da 2,9-3,1 mGy olarak belirtilmiştir [45].

BT PERFÜZYON

Tümör anjiyogenezisi kanser gelişiminde, yayılımında ve prognozunda büyük rol oynarken, onkolojik tedavilerin pek çoğu da tümör anjiyogenezini hedef almıştır. BT perfüzyon (BTP) anjiyogenezi gösteren, kalitatif ve kantitatif değerler veren, umut vadeden bir yöntemdir. Tümör anjiyogenezin gösterilmesi tedavi öncesi tümör özellikleri ve prognozu hakkında fikir verebileceği gibi, tümörün vaskuler yapısı gösterilerek antianjiyogenik tedaviye uygunluğu değerlendirilebilir. Tedavi sonrası da yanıt değerlendirmede kullanılabilir.

BTP'nin temel prensibi kontrast madde verilmesi sonrası dokudaki kontrastlanmanın zaman içerisindeki değişim esasına dayanmaktadır. BTP yapılacak alan belirlendikten sonra kontrast öncesi bazal görüntüler ve kontrast sonrası dinamik görüntüler alınır. Kontrast sonrası perfüzyon görüntüler için 50 mL (370 mg/mL iodine) kontrast madde ve sonrasında 30 mL salin 5mL/sn hızla antekubital venden verilir. Mid-ekspiriyum fazında hasta nefesini tutar. 2 sn bekleme süresinden sonra 1,5 sn temporal rezolüsyon (80 kV, 120 mAS, 0,3 sn rotasyon hızı) ile 30 tarama yapılır. Görüntüler 3 mm kesit kalınlığında 2 mm rekonstrüksüyon aralığında yumuşak pencere aralığında rekonstrükte edilir. Rekonstrüksüyon görüntüler ile kan akımı, kan hacmi, ortalama geçiş zamanı, pik kontrast değeri, pik kontrast zamanı ve permeabilite şeklinde perfüzyon parametreleri elde edilir [46-48].

BTP çalışmalarında adenokanserlerin skuamoz hücreli kanserlere göre daha fazla kan akımına sahip olduğunu gösteren çalışmalar bulunmakla birlikte bazı çalışmalarda fark bulunamamıştır [49-51].

Onkolojik tedavi seçenekleri ve hedefe yönelik tedavinin yaygınlaşması nedeni ile BTP daha çok tedaviye yanıtın değerlendirilmesinde kullanılmıştır. Her ne kadar tedaviye yanıtın değerlendirilmesinde boyut ölçümleri yaygın olarak kullanılsa da her zaman yeterli olamayabilir. Boyut farklılığı izlenmese de tümörün fonksiyonel olarak vaskularizasyonunun azalmış olması, kistik-nekrotik hale gelmesi, tedaviye yanıt olarak değerlendirilebilir. Bazı farklılıklar bulunsa da pek çok çalışmada tedavi sonrası kan akımı ve kan hacmi değerlerinde azalma gösterilmiştir. Bu farklılıklar, BTP ölçümlerinde ROI'nin farklı yerlere yerleştirilmesinden, hareket artefaktlarından, tedavi sonrası yanıtın değerlendirilmesi için BTP'nin farklı zaman dilimlerinde yapılmasından kaynaklanabilir.

BT'nin yaygın kullanıma sahip olması, kolay ulaşılabilir ve ucuz bir yöntem olması BTP'nin avantajları iken, farklı sonuçlar elde edilebilmesi ve artan radyasyon dozu başlıca çekinceleri olarak sayılabilir. Solunum artefaktları nedeni ile BTP'de doğru sonuçlar alınamayabilir. Ayrıca büyük bir tümör ele alındığında tümörün çevresinde artmış kan akımı değerleri elde olunurken, santralinde nekroz nedeni ile çok farklı sonuçlar elde olunabilir. Bu nedenle ROI'nin yerleşim yeri göz önünde bulundurularak karşılaştırmalar yapılmalıdır [46, 52, 53].

TORAKS BT'DE YAPAY ZEKA UYGULAMALARI

Yapay zeka insanlar tarafından yapılan faaliyetlerin, insanlara benzer şekilde bilgisayarlar tarafından yapılmasıdır. Yapay zeka tekniklerine ait ilk görüşler 1950'li yılların sonlarında ortaya atılmıştır [54]. Başta çok sınırlı bir kullanıma sahipken, gelişen bilgisayar teknolojileri ile tıp da dahil olmak üzere geniş bir kullanım alanı oluşmuştur. Yapay zeka teknolojilerinin gelişiminde en önemli basamak makine öğrenmesidir. Makineye girilen veriler doğrultusunda makine öğrenmeye başlar ve bir sonuç çıkartır. Ancak öğrenebildiği insanın başta girdiği veriler ile sınırlıdır. Bilgisayar yazılımındaki hızlı gelişmeler derin işleme evreleri ile daha kapsamlı ve büyük algoritmaların sonucu derin öğrenmeyi ortaya çıkarmıştır. Derin öğrenme yapay sinir ağlarında çok fazla katman (genellikle 20'den fazla) kullanımına olanak sağlamıştır. Klasik makine öğreniminden bir diğer farkı da ilk başta özelliklerin bilgisayara insan tarafından yüklenme gereksinimini ortadan kaldırmasıdır. Yapay sinir ağları birçok veriyi değerlendirirken kendisi önemli özellikleri etkin olarak bulabilir [55, 56].

Makine öğrenimi ve derin öğrenme ile birçok alanda olduğu gibi tıp alanında da yapay zeka kullanımına ilgi artmıştır. Bu alanda birçok çalışma yapılmış ve yapay zeka klinik kullanımda da yerini almaya başlamıştır.

Yapay zeka çeşitli sınıflandırmalar ile sonuca varmaktadır. Önce basit sınıflandırmalar ile başlayarak çok daha derinleşebilir. Örneğin akciğer dokusu normal veya anormal sınıflamasının ardından anormal ise fokal, diffüz; fokal ise nodül, buzlu cam, amfizem; nodül ise sınırları düzenli düzensiz şeklinde birçok katmanlarda yapılan sınıflamalar ile sonuca ulaşılır [55].

Toraks radyolojisinde yapay zeka kullanımını saptama, segmentasyon ve karakterizasyon şeklinde 3 ana başlık altında toplayabiliriz [55].

Saptama

En çok ve bilinen kullanımı akciğer nodüllerinin saptanmasıdır. Bilgisayar destekli tespit (BDT-CAD: ComputerAidedDetection) özellikle düşük doz BT ile yapılan akciğer kanseri tarama programlarında kullanılmıştır. Liang ve ark. [57] yaptığı 4 ayrı BDT modelinin kullanıldığı çalışmada farklı BDT'lerin radyologun gözünden kaçan nodülleri %56-70'e kadar tespit ettiği belirtilmiştir. Ancak aynı çalışmada nodüllerin %20'sinin de radyolog tarafından tespit edilmesine rağmen BDT tarafından izlenmediği gösterilmiştir. Bu nedenle BDT'nin radyolog yerine değil ancak ikinci bir göz olarak yardımcı olacağı ve doğruluğu arttıracağı savunulmuştur. Radyolog tarafından izlenmeyen nodüllerin pek çoğu 6 mm'den küçük nodüllerdir. BDT ise vaskuler yapılar komşuluğunda yer alan bazı nodülleri görememiştir [57]. Bir başka geniş serili çalışmada ise, 12754 toraks

BT üzerinde derin öğrenme metodu kullanılarak nodüller saptanmış ve kategorize edilmeye çalışılmıştır. Ve bu modelin de yine radyoloğa yardımcı olduğu ve nodül bulma duyarlılığının belirgin arttırdığı belirtilmiştir [58].

Nodül saptama dışında yapay zeka akciğerde interstisyel akciğer hastalığı saptamada da kullanılmıştır. Bu da buzlu cam dansitesi, retiküleropasiteler, bal peteği ve amfizem varlığı saptanarak yapılmıştır [59].

Segmentasyon

Segmentasyonun amacı dokuyu anatomik yapılarına göre ayırmak, anormal dokuyu normalden ayırmak ve bir lezyonu da yine iç özelliklerine göre ayırabilmektir. Segmentasyon teknikleri dokunun dansite değerlerine, kenar özellikleri ve komşu yapılar ile devamlılığına ve benzerliğine göre yapılır. Segmentasyon ile akciğer dokusu diğer kısımlardan ayrılabileceği gibi saptanan bir nodülün çevre dokulardan ayrımı sağlanır ve iç özellikleri dansite değerlerine göre analiz edilir. Ayrıca segmentasyon ile toraks içerisindeki vaskuler yapıların segmentasyonu ve kardiyak segmentasyon da yapılabilir [55, 60, 61].

Karakterizasyon

Patoloji saptandıktan sonra sınıflandırmalar arttırılarak sonuca gidilmeye çalışılır. Örneğin interstisyel akciğer hastalıklarında saptanan bulgular ile nonspesifik intestisyel pnömoni veya olağan interstisyel pnömoni gibi sonuca ulaşılır ve karakterizasyon yapılır [62, 63].

Nodüllerde ise benign malign karakterizasyonu yapılabilir. Ancak günümüzde bu malign benign ayrımından çok daha ötede, lezyonun şekli, dansitesi, iç yapısı ve hacmi gibi birçok fenotipik özelliği birleştirerek histolojik tanı ve prognoz öngörülebilmektedir. İleri görüntüleme yöntemlerinden elde edilen objektif ve fenotipik bilgiler ile lezyon analizine "radiomics" denilmektedir. Tıbbi onkolojideki gelişmeler ile akciğer kanseri tedavisi geleneksel kemoterapi yöntemlerinden hedefe yönelik tedaviye doğru yönelmiştir. Kanser dokusunda gelişen genetik mutasyonlar yeni tedavi yöntemlerinde hedef alınmıştır. Böylece normal dokular en az zararı görürken kanser tedavisi yapılabilmektedir. Akciğer kanserinde en sık izlenen genetik mutasyonlar Kirsten rat sarcoma viral oncogene homolog (KRAS), epidermal growth factor receptor (EGFR), v-raf murine sarcoma viral oncogene homolog B1 (BRAF) andanaplastic lymphoma kinase (ALK) olarak bulunmuştur. Bu mutasyonların varlığına göre tedavi şekli değişmektedir. Bu ilaçlar ile doğru seçilen hastalar çok fayda görebileceği gibi yanlış hasta seçiminde ise hastalık ilerleyebilir ve diğer taraftan da maliyeti çok yüksek olan bu ilaçlar maddi kayba da yol açabilir. Gen analizleri biyopsi dokusundan çalışılmaktadır. Ancak biyopsinin girişimsel bir işlem olması, yapılacak gen analizlerinin pahalı olması yanı sıra, akciğer kanserinin heterojen bir yapıya sahip olması ve zaman içerisinde de ilaçlara direnç gelişmesi tedavinin çekinceleri olarak sıralanabilir. Bu nedenle radyolojik yöntemler ile elde edilen fenotipik özellikler ile sadece histolojik ön tanı değil genotipik özellikler de öngörülmeye çalışılmıştır. Radiomics'in genetik özellikler ile ilişkilendirilmesi de "radiogenomics" olarak adlandırılmıştır. Nodül saptanması ile başlayan toraks BT'de yapay zeka kullanımı günümüzde nodüllerin ayrıntılı fenotipik özelliklerini analiz ederek histopatolojik, genotipik özellikler ve prognozu hakkında bilgi verebilir hale gelmiştir [64-67]. Ve bu şekilde sadece tanıda değil tedaviye yön vermede de yapay zeka radyoloğa, radyolog da klinisyene yardımcı olmaktadır.

Son olarak "Yapay zeka ve ileri görüntüleme yöntemleri radyoloğun işini elinden alır mı?" sorusunu ise şu şekilde cevaplayabiliriz: Yapay zeka radyoloğun karşısında değil yanında yer almaktadır. Ancak ileri görüntüleme yöntemlerini takip eden ve yapay zekayı kullanan radyologlar her zaman daha önde yer alacaktır.

EĞİTİCİ NOKTA

Kaynaklar

[1]. Das CJ, Seith A, Mukhopadhyay S. Thoracic application of multi-detector CT. Indian J Chest Dis Allied Sci 2007; 49: 29-36.

[2]. Neroladaki A, Botsikas D, Boudabbous S, Becker CD, Montet X. Computed tomography of the chest with model-based iterative reconstruction using a radiation exposure similar to chest X-ray examination: preliminary observations. Eur Radiol 2013; 23: 360-6. [Crossref]

[3]. Kim BH, Seo JB, Chae EJ, Lee HJ, Hwang HJ, Lim C. Analysis of perfusion defects by causes other than acute pulmonary thromboembolism on contrast-enhanced dual-energy CT in consecutive 537 patients. Eur J Radiol 2012; 81: 647-52. [Crossref]

[4]. Hochhegger B, Hochhegger DQ, Irion K, Sartori AP, Gazzoni FF, Marchiori E. Intrapulmonary lymph node: A common and underrecognized tomography finding. J Bras Pneumol 2013; 39: 757-8. [Crossref]

[5]. Sirineni GK, Kalra MK, Pottala KM, Syed MA, Tigges S, Cann AD. Visualization techniques in computed tomographic coronary angiography. Curr Probl Diagn Radiol 2006; 35: 245-57. [Crossref]

[6]. Jankowski A, Martinelli T, Timsit JF, Brambilla C, Thony F, Coulomb M, et al. Pulmonary nodule detection on MDCT images: Evaluation of diagnostic performance using thin axial images, maximum intensity projections, and computer-assisted detection. Eur Radiol 2007; 17: 3148-56. [Crossref]

[7]. Ghonge NP, Chowdhury V. Minimum-intensity projection images in high-resolution computed tomography lung: Technology update. Lung India 2018; 35: 439-40. [Crossref]

[8]. Da Re J, Cereser L, Como G, Girometti R, Zuiani C. Average intensity projection (AIP) reconstructions from MDCT: A useful complement to the interpretation of chest X-ray examinations. 25th European Congress of Radiology; 2019 February 27-March 3; Vienna, Austria.

[9]. Pineiro CF, Vasquez MG, Plaza DC, Tardaguila G, Tardaguila FM. Technician's role in the postprocessing of CT and MRI images. 19th European Congress of Radiology; 2013 March 7-11; Vienna, Austria.

[10]. Perandini S, Faccioli N, Zaccarella A, Re T, Mucelli RP. The diagnostic contribution of CT volumetric rendering techniques in routine practice. Indian J Radiol Imaging 2010; 20: 92-7. [Crossref]

[11]. Horton KM, Horton MR, Fishman EK. Advanced visualization of airways with 64-MDCT: 3D mapping and virtual bronchoscopy. AJR Am J Roentgenol 2007; 189: 1387-96. [Crossref]

[12]. Newell JD, Sieren J, Hoffman EA. Development of quantitative computed tomography lung protocols. J Thorac Imaging 2013; 28: 266-71. [Crossref]

[13]. Schroeder JD, McKenzie AS, Zach JA, Wilson CG, Curran-Everett D, Stinson DS, et al. Relationships between airflow obstruction and quantitative CT measurements of emphysema, air trapping, and airways in subjects with and without chronic obstructive pulmonary disease, AJR Am J Roentgenol 2013; 201: 460-70. [Crossref]

[14]. Zach JA, Williams A, Jou SS, Yagihashi K, Everett D, Hokanson JE, et al. Investigators, current smoking status ıs associated with lower quantitative ct measures of emphysema and gas trapping. J Thorac Imaging 2016; 31: 29-36. [Crossref]

[15]. Park KJ, Bergin CJ, Clausen JL. Quantitation of emphysema with three-dimensional CT densitometry: Comparison with two-dimensional analysis, visual emphysema scores, and pulmonary function test results. Radiology 1999; 211: 541-7. [Crossref]

[16]. Busacker A, Newell JD, Keefe T, Hoffman EA, Granroth JC, Castro M, et al. A multivariate analysis of risk factors for the air-trapping asthmatic phenotype as measured by quantitative CT analysis. Chest 2009; 135: 48-56. [Crossref]

[17]. Salaffi F, Carotti M, Bosello S, Ciapetti A, Gutierrez M, Bichisecchi E, et al. Computer-aided quantification of interstitial lung disease from high resolution computed tomography images in systemic sclerosis: Correlation with visual reader-based score and physiologic tests. Biomed Res Int 2015; 2015: 834262. [Crossref]

[18]. Shin KE, Chung MJ, Jung MP, Choe BK, Lee KS. Quantitative computed tomographic indexes in diffuse interstitial lung disease: Correlation with physiologic tests and computed tomography visual scores. J Comput Assist Tomogr 2011; 35: 266-71. [Crossref]

[19]. Coxson HO. Quantitative computed tomography assessment of airway wall dimensions: Current status and potential applications for phenotyping chronic obstructive pulmonary disease. Proc Am Thorac Soc 2008; 5: 940-5. [Crossref]

[20]. Kawata Y, Niki N, Ohmatsu H, Kusumoto M, Tsuchida T, Eguchi K, et al. Quantitative classification based on CT histogram analysis of non-small cell lung cancer: Correlation with histopathological characteristics and recurrence-free survival. Med Phys 2012; 39: 988-1000. [Crossref]

[21]. Borghesi SA, Michelini S, Calandra G, Golemi S, Tironi A, Maroldi R. Quantitative CT analysis for predicting the behavior of part-solid nodules with solid components less than 6 mm: Size, density and shape descriptors. Appl Sci 2019; 9: 3428. [Crossref]

[22]. Zinsser D, Marcus R, Othman AE, Bamberg F, Nikolaou K, Flohr T, et al. Dose reduction and dose management in computed tomography - state of the art. Rofo 2018; 190: 531-41. [Crossref]

[23]. Suntharalingam S, Allmendinger T, Blex S, Al-Bayati M, Nassenstein K, Schweiger B, et al. Spectral beam shaping in unenhanced chest CT examinations: A phantom study on dose reduction and image quality. Acad Radiol 2018; 25: 153-8.[Crossref]

[24]. Kim Y, Kim YK, Lee BE, Lee SJ, Ryu YJ, Lee JH, et al. Ultra-low-dose CT of the thorax using ıterative reconstruction: Evaluation of image quality and radiation dose reduction. AJR Am J Roentgenol 2015; 204: 1197-202. [Crossref]

[25]. Aberle DR, Adams AM, Berg CD, Black WC, Clapp JD, Fagerstrom RM, et al. Reduced lung-cancer mortality with low-dose computed tomographic screening. N Engl J Med 2011; 365: 395-409. [Crossref]
[26]. Lahham A, Issa A, ALMasri H. Patient radiation dose from chest x-ray examinations in the West Bank-Palestine. Radiat Prot Dosimetry 2018; 178: 298-303. [Crossref]
[27]. Mettler FA, Huda W, Yoshizumi TT, Mahesh M. Effective doses in radiology and diagnostic nuclear medicine: A catalog. Radiology 2008; 248: 254-63. [Crossref]
[28]. Lee SW, Kim Y, Shim SS, Lee JK, Lee SJ, Ryu YJ, et al. Image quality assessment of ultra low-dose chest CT using sinogram-affirmed iterative reconstruction. Eur Radiol 2014; 24: 817-26. [Crossref]
[29]. Lu GM, Zhao Y, Zhang LJ, Schoepf UJ. Dual-energy CT of the lung. Am J Roentgenol 2012; 199: 40-53. [Crossref]
[30]. Ko JP, Brandman S, Stember J, Naidich DP. Dual-energy computed tomography: Concepts, performance, and thoracic applications. J Thorac Imaging 2012; 27: 7-22. [Crossref]
[31]. Kaza RK, Platt JF, Cohan RH, Caoili EM, Al-Hawary MM, Wasnik A. Dual-energy CT with single- and dual-source scanners: Current applications in evaluating the genitourinary tract. Radiographics 2012; 32: 353-69. [Crossref]
[32]. Lu GM, Wu SY, Yeh BM, Zhang LJ. Dual-energy computed tomography in pulmonary embolism. Br J Radiol 2010; 83: 707-18. [Crossref]
[33]. Zhang LJ, Yang GF, Zhao YE, Zhou CS, Lu GM. Detection of pulmonary embolism using dual-energy computed tomography and correlation with cardiovascular measurements: A preliminary study. Acta Radiol 2009; 50: 892-901. [Crossref]
[34]. Apfaltrer P, Sudarski S, Schneider D, Nance JW, Haubenreisser H, Fink C. Value of monoenergetic low-kV dual energy CT datasets for improved image quality of CT pulmonary angiography. Eur J Radiol 2014; 83: 322-8. [Crossref]
[35]. Albrecht MH, Bickford MW, Nance JW, Zhang L, De Cecco CN, Wichmann JL, et al. State-of-the-art pulmonary CT angiography for acute pulmonary embolism. AJR Am J Roentgenol 2017; 208: 495-504. [Crossref]
[36]. Kerl JM, Bauer RW, Renker M, Weber E, Weisser P, Korkusuz H, et al. Triphasic contrast injection improves evaluation of dual energy lung perfusion in pulmonary CT angiography. Eur J Radiol 2011; 80: 483-7. [Crossref]
[37]. Bhalla AS, Das A, Naranje P, Irodi A, Raj V, Goyal A. Imaging protocols for CT chest: A recommendation. Indian J Radiol Imaging 2019; 29: 236-46. [Crossref]
[38]. Chang S, Hur J, Im DJ, Suh YJ, Hong YJ, Lee HJ, et al. Dual-energy CT-based iodine quantification for differentiating pulmonary artery sarcoma from pulmonary thromboembolism: A pilot study. Eur Radiol 2016; 26: 3162-70. [Crossref]
[39]. Odisio EG, Truong MT, Duran C, de Groot PM, Godoy MC. Role of dual-energy computed tomography in thoracic oncology. Radiol Clin North Am 2018; 56: 535-48. [Crossref]
[40]. Schmid-Bindert G, Henzler T, Chu TQ, Meyer M, Nance JW, Schoepf UJ, et al. Functional imaging of lung cancer using dual energy CT: How does iodine related attenuation correlate with standardized uptake value of 18FDG-PET-CT. Eur Radiol 2012; 22: 93-103. [Crossref]
[41]. Goo JM, Park CM, Lee HJ. Ground-glass nodules on chest CT as imaging biomarkers in the management of lung adenocarcinoma. Am J Roentgenol 2011; 196: 533-43. [Crossref]
[42]. Lee CW, Seo JB, Lee Y, Chae EJ, Kim N, Lee HJ, et al. A pilot trial on pulmonary emphysema quantification and perfusion mapping in a single-step using contrast-enhanced dual-energy computed tomography. Invest Radiol 2012; 47: 92-7. [Crossref]
[43]. Boiselle PM, Lee KS, Lin S, Raptopoulos V. Cine CT during coughing for assessment of tracheomalacia: Preliminary experience with 64-MDCT. Am J Roentgenol 2006; 187: 175-7. [Crossref]
[44]. Wagnetz U, Roberts HC, Chung T, Patsios D, Chapman KR, Paul NS. Dynamic airway evaluation with volume CT: Initial experience. Can Assoc Radiol 2010; 61: 90-7. [Crossref]
[45]. Wielputz MO, Eberhardt R, Puderbach M, Weinheimer O, Kauczor HU, Heussel CP. Simultaneous assessment of airway instability and respiratory dynamics with low-dose 4D-CT in chronic obstructive pulmonary disease: A technical note. Respiration 2014; 87: 294-300. [Crossref]
[46]. Garcia-Figueiras R, Goh VJ, Padhani AR, Baleato-Gonzalez S, Garrido M, Leon L. CT perfusion in oncologic imaging: A useful tool?. Am J Roentgenol 2013; 200: 8-19. [Crossref]
[47]. Miles KA. Perfusion CT for the assessment of tumour vascularity: Which protocol?. Br J Radiol 2003; 76: 36-42. [Crossref]
[48]. Sudarski S, Shi J, Schmid-Bindert G, Manegold C, Pilz LR, Zhou C, et al. Dynamic volume perfusion computed tomography parameters versus RECIST for the prediction of outcome in lung cancer patients treated with conventional chemotherapy. J Thorac Oncol 2015; 10: 164-71. [Crossref]
[49]. Bevilacqua A, Gavelli G, Baiocco S, Barone D. CT perfusion in patients with lung cancer: Squamous cell carcinoma and adenocarcinoma show a different blood flow. Biomed Res Int 2018; 2018: 6942131. [Crossref]
[50]. Ma SH, Xu K, Xiao ZW, Wu M, Sun ZY, Wang ZX, et al. Peripheral lung cancer: Relationship between multi-slice spiral CT perfusion imaging and tumor

angiogenesis and cyclin D1 expression. Clin Imaging 2007; 31: 165-77. [Crossref]

[51]. Mandeville HC, Ng QS, Daley FM, Barber PR, Pierce G, Finch J, et al. Operable non-small cell lung cancer: correlation of volumetric helical dynamic contrast-enhanced CT parameters with immunohistochemical markers of tumor hypoxia. Radiology 2012; 264: 581-9. [Crossref]

[52]. Figueiras RG, Padhani AR, Goh VJ, Vilanova JC, Gonzalez SB, Martin CV, et al. Novel oncologic drugs: What they do and how they affect images. Radiographics 2011; 31: 2059-91. [Crossref]

[53]. Petralia G, Bonello L, Viotti S, Preda L, d'Andrea G, Bellomi M. CT perfusion in oncology: How to do it. Cancer Imaging 2010; 10: 8-19. [Crossref]

[54]. Ledley RS, Lusted LB. Reasoning foundations of medical diagnosis; symbolic logic, probability, and value theory aid our understanding of how physicians reason. Science 1959; 130: 9-21. [Crossref]

[55]. Auffermann WF, Gozansky EK, Tridandapani S. Artificial ıntelligence in cardiothoracic radiology. Am J Roentgenol 2019 Feb 12. doi: 10.2214/AJR.18.20771. [Online ahead of print]. [Crossref]

[56]. Erickson BJ, Korfiatis P, Akkus Z, Kline TL. Machine learning for medical imaging. Radiographics 2017; 37: 505-15. [Crossref]

[57]. Liang M, Tang W, Xu DM, Jirapatnakul AC, Reeves AP, Henschke CI, et al. Low-dose CT screening for lung cancer: Computer-aided detection of missed lung cancers. Radiology 2016; 281: 279-88. [Crossref]

[58]. Kai L, Qiong L, Ma J, Zhou Z, Sun M, Deng Y, et al. Evaluating a fully automated pulmonary nodule detection approach and ıts ımpact on radiologist performance. Radiology: Artifical Intelligence 2019 May 29. doi: 10.1148/ryai.2019180084. [Online ahead of print]. [Crossref]

[59]. Gao M, Bagci U, Lu L, Wu A, Buty M, Shin HC, et al. Holistic classification of CT attenuation patterns for interstitial lung diseases via deep convolutional neural networks. Comput Methods Biomech Biomed Eng Imaging Vis 2018; 6: 1-6. [Crossref]

[60]. Souza Filho EM, Fernandes FA, Soares CLA, Seixas FL, Santos A, Gismondi RA, et al. Artificial intelligence in cardiology: Concepts, tools and challenges - "The horse is the one who runs, you must be the jockey". Arq Bras Cardiol 2019 Nov 14. doi: 10.36660/abc.20180431. [Epub ahead of print]. [Crossref]

[61]. Dormer JD, Ma L, Halicek M, Reilly CM, Schreibmann E, Fei B. Heart chamber segmentation from ct using convolutional neural networks. Proc SPIE Int Soc Opt Eng 2018; 2: 10578. [Crossref]

[62]. Park SC, Tan J, Wang X, Lederman D, Leader JK, Kim SH, et al. Computer-aided detection of early interstitial lung diseases using low-dose CT images. Phys Med Biol 2011; 56: 1139-53. [Crossref]

[63]. Anthimopoulos M, Christodoulidis S, Ebner L, Christe A, Mougiakakou S. Lung pattern classification for ınterstitial lung diseases using a deep convolutional neural network. IEEE Trans Med Imaging 2016; 35: 1207-16. [Crossref]

[64]. Hassani C, Varghese BA, Nieva J, Duddalwar V. Radiomics in pulmonary lesion imaging. Am J Roentgenol 2019; 212: 497-504. [Crossref]

[65]. Zhao W, Yang J, Ni B, Bi D, Sun Y, Xu M, et al. Toward automatic prediction of EGFR mutation status in pulmonary adenocarcinoma with 3D deep learning. Cancer Med 2019; 8: 3532-43. [Crossref]

[66]. Rizzo S, Botta F, Raimondi S, Origgi D, Fanciullo C, Morganti AG, et al. Radiomics: The facts and the challenges of image analysis. Eur Radiol Exp 2018; 2: 36. [Crossref]

[67]. Wang S, Shi J, Ye Z, Dong D, Yu D, Zhou M, et al. Predicting EGFR mutation status in lung adenocarcinoma on computed tomography image using deep learning. Eur Respir J 2019; 53: 1800986. [Crossref]

Toraks İncelemelerinde İleri BT Teknikleri ve Protokolleri

Gamze Durhan, Meltem Gülsün Akpınar

Sayfa 39

Toraks BT'de vaskuler yapıların görüntülenmesi dışında MIP görüntülemenin diğer en önemli avantajı ise akciğer nodüllerinin saptanmasını kolaylaştırmasıdır. Transvers görüntüler ile karşılaştırıldığında MIP görüntüler ile daha fazla sayıda nodül saptandığı ve nodüllerin dağılımının daha iyi gösterildiği anlaşılmıştır.

Sayfa 40

İnspiriyum fazında elde olunan toraks BT'de normal parankim ile düşük dansiteli akciğer parankimi arasındaki fark bazen net olarak anlaşılamayabilir. MinIP görüntüleri bu farkı ve mozaik atenuasyonu daha belirgin hale getirir. Böylece kronik obstrüktif akciğer hastalıkları, hipersensitivite pnömonisi ve interstisyel akciğer hastalıkları tanısında radyoloğa yardımcı olur.

Sayfa 40

KBT sigara ile ilişkili akciğer hastalıkları, astım, kronik obstrüktif akciğer hastalığı, interstisyel akciğer hastalıkları ve akciğer nodülleri değerlendirilmesinde kullanılır. Amfizem ve hava hapsi alanlarının hacmi, akciğerde dağılımı KBT ile yapılabilir. Yapılan çalışmalarda inspiriyumda elde olunan toraks BT görüntülerinde -956 Hounsfield Ünite (HU) altındaki değerler amfizem alanları, ekspiriyum fazında elde olunan görüntülerde ise -856 HU altındaki değerler hava hapsi alanlarını gösterdiği belirtilmiştir. KBT ile bu alanların analiz sonuçları solunum fonksiyon testleri ile karşılaştırıldığında güçlü bir ilişki bulunmuştur. Bu nedenle toraks BT tetkiki ile akciğer hastalıkları tanısı yanı sıra KBT ile akciğer fonksiyonu da öngörülerek hastalığın evresi hakkında da yorum yapılabilir.

Sayfa 43

Standart bir toraks BT'de ortalama etkin doz yaklaşık 6mSv iken, düşük doz toraks BT'de bu değer yaklaşık 1,6 mSv'dır. Ancak bu değer hala akciğer filmi dozundan çok daha fazladır (akciğer filminin ortalama etkin dozu 0,1 mSv'dır). Iterativere konstrüksüyon algoritmalarındaki gelişmeler ile düşük radyasyon dozundan kaynaklanan gürültü ve artefaktların yok edilebildiği anlaşılınca doz daha da düşürülmeye başlanmış ve akciğer filmine benzer dozlarda Ultra Low Doz (ULD) BT elde edilmiştir.

Sayfa 43

ÇEBT ile kontrast madde sonrası iyot dağılımı gösterilerek, tekrar radyasyon verilmeden, akciğer perfüzyonu hakkında yorum yapılabilir. PBTA'da izlenen dolum defekti distalinde perfüzyon defekti izleniyor ise bu embolinin okluziv olduğunu göstermektedir. Diğer taraftan subsegmental arterlerde PBTA'da emboli varlığı net değerlendirilemez iken ÇEBT ile perfüzyon bozuklukları gösterilebilir.

Sayfa 48

Radiomics'in genetik özellikler ile ilişkilendirilmesi de "radiogenomics" olarak adlandırılmıştır. Nodül saptanması ile başlayan toraks BT'de yapay zeka kullanımı günümüzde nodüllerin ayrıntılı fenotipik özelliklerini analiz ederek histopatolojik, genotipik özellikler ve prognozu hakkında bilgi verebilir hale gelmiştir.

Toraks İncelemelerinde İleri BT Teknikleri ve Protokolleri

Gamze Durhan, Meltem Gülsün Akpınar

1. Aşağıdakilerden hangisi Maximum IntensityProjection (MIP) rekonstrüksüyonun kullanım alanlarından değildir?
   a. Vaskuler anomalilerin gösterilmesi
   b. Hava hapsi alanlarının gösterilmesi
   c. Damar stenozlarının gösterilmesi
   d. Nodül saptanması

2. Aşağıdaki efektif dozlardan hangisi Ultra Low Dosetoraks BT dozuna ait olabilir?
   a. 8 mSv
   b. 6 mSv
   c. 1,6 mSv
   d. 0,4 mSv

3. Aşağıdakilerden hangisi çift enerjili BT'nin toraksda kullanım alanlarından değildir?
   a. Pulmoner embolide perfüzyon defektlerinin gösterilmesi
   b. Nodül saptanması
   c. Nodül karakterizasyonu
   d. Akciğer kanserinde tedaviye yanıtın değerlendirilmesi

4. Aşağıdakilerden hangisi BT pefüzyonun dezavantajları arasında gösterilemez?
   a. Radyasyon dozunun artması
   b. Tedaviye yanıtın değerlendirilmesinde kitle boyutu hakkında bilgi verememesi
   c. Hareket artefaktalarına duyarlı olması
   d. Kitle heterojenitesi nedeni ile farklı sonuçlar verebilmesi

5. Aşağıdakilerden hangisi yapay zekanın toraksda kullanım alanlarından değildir?
   a. Nodül saptanması
   b. Kitle prognozu hakkında bilgi verilebilmesi
   c. Kitlenin genotipini öngörebilmesi
   d. Kitle perfüzyonunu gösterebilmesi

Cevaplar: 1b, 2d, 3b, 4b, 5d