

Çift Enerji BT Uygulamaları

İlkay Çamlıdağ , Murat Danacı 

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Çift enerji BT'nin fiziğinin ve materyalleri nasıl ayırt edebildiğinin bilinmesi
- Çift enerji BT'nin sağladığı özellikler ve bunların kullanım alanlarının bilinmesi

Çamlıdağ İ, Danacı M. Çift Enerji BT Uygulamaları, Trd Sem 2020; 8: 96-109.

GİRİŞ

Çift enerji bilgisayarlı tomografi (ÇEBT) objenin iki farklı enerji spektrumunda taranarak doku içerisindeki farklı materyallerin birbirinden ayırt edilebilmesine olanak sağlar. İki farklı enerji spektrumunda tarama yapıldığı için “Spektral BT” adıyla da bilinmektedir. Konvansiyonel tek enerji BT’de dokuların yalnızca atenüasyon bilgisi elde edildiğinden ve farklı materyaller aynı atenüasyon değerlerine sahip olabileceğinden birbirinden ayırt edilemezler. Buna örnek olarak yoğun kalsifik bir damar lümeninde akan iyot içeren kanın ayırt edilememesi veya yine iyotlu kontrast içeren renal toplayıcı sistem lümenindeki taşın ayırt edilememesi verilebilir. Bu bağlamda ÇEBT konvansiyonel BT’yi daha ileri bir noktaya taşımış olup tek bir BT görüntülemeye birden fazla parametrenin değerlendirilmesini mümkün kılmıştır.

ÇEBT ile materyallerin birbirinden ayırt edilebilmesi kuramsal olarak 1976’ten beri bilinmekle beraber [1, 2] mevcut teknolojilerde farklı enerji spektrumlarında aynı anda çekimin

mümkün olmaması, peş peşe iki ayrı çekim gerekmesi, çekim süresinin uzun olması nedeniyle hastanın aldığı radyasyon dozunun artması, buna bağlı uzaysal ve zamansal hizalanmadaki hataların fazla olması ve X ışını tüp çıktılarındaki yetersizlikler nedeniyle klinik kullanıma girmesi 2006 yılına kadar mümkün olmamıştır [3, 4]. 2006 yılından günümüze kadar olan zamanda ÇEBT kullanımı tüm dünyada olduğu gibi ülkemizde de giderek yaygınlaşmakta ve buna ait literatür de her geçen gün büyümektedir. Ancak ülkemizdeki kullanımı birçok farklı faktöre bağlı olarak daha çok akademik kurumlarla sınırlı kaldığından genel olarak çalışma prensipleri ve kullanım alanları yeterince bilinmemektedir. Bu nedenle biz bu derlemede ÇEBT’nin temel prensiplerini ve klinik kullanım alanlarını anlatmayı amaçladık.

ÇEBT’NİN TEMEL PRENSİPLERİ

BT’de görüntü oluşumu dokuların X ışınına değişken derecelerde zayıflatması veya atenüasyonuna bağlıdır. Bir başka deyişle ne kadar X ışını fotonunun dedektöre yansıdığına göre

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Samsun, Türkiye

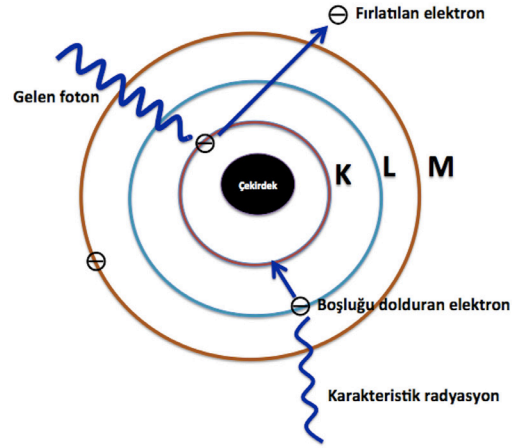
✉ İlkay Çamlıdağ • ilkayozaydin@hotmail.com

© 2020 Türk Radyoloji Derneği.
Tüm hakları saklıdır.

doi: 10.5152/trs.2020.833
turkadyolojiseminerleri.org

tergesidir. Bunu daha iyi anlayabilmek için X ışınının doku ile etkileşiminin iyi bilinmesi gerekir. Tanısal radyoloji enerji aralığında X ışınları doku ile iki farklı şekilde etkileşim gösterir. Bu etkileşimler fotoelektrik etki ve Compton saçılmasıdır. Compton saçılması görüntüdeki gürültüden sorumlu olduğundan ve görüntü oluşumuna katkısı bulunmadığından burada detaylı bir şekilde değinilmeyecektir. Ancak fotoelektrik etki görüntü oluşumunun temel sebebidir. Fotoelektrik etki atom numarasının küpü (Z^3) ile doğru orantılı, X ışınının enerjisi (E) ile ters orantılıdır. Bu etkileşimde X ışınları dokudaki atomların en iç yörüngesindeki (K yörüngesi) elektronu koparacak kadar enerjiye sahipse bu yörüngedeki elektronu kopartarak dışarı fırlatır ve bu yörüngedeki boşluk bir üst yörüngedeki (L yörüngesi) elektron tarafından doldurulur ve aradaki enerji farkı karakteristik radyasyon olarak yayılır (Resim 1). **K yörüngesindeki elektronu koparmak için gereken minimum enerji K kenarı olarak adlandırılır ve X ışınının enerjisi K kenarına ne kadar yakınsa fotoelektrik etkinin olma olasılığı o kadar artmaktadır.** Tablo 1’de çeşitli maddelerin K kenarı değerleri görülmektedir. Vücudu oluşturan yumuşak dokularda bulunan başlıca elementlerden karbon, oksijen, hidrojen ve azotun K kenarları oldukça düşük ve birbirine yakın değerlerde olduğundan fotoelektrik etkiye katkısı oldukça azdır ve bu nedenle anlamlı atenuasyon farklılığına sebep olmazlar. Ancak iyotun K kenarı tanısal X ışını spektrumundaki ortalama enerjiye yakın olduğundan az miktarda iyot içeren dokularda bile içermeyenlere nazaran anlamlı atenuasyon farklılığı görülür. Tanısal BT görüntülemesinde X ışınının enerjisi azaldıkça kontrast rezolüsyonunun artmasının sebebi enerji düzeyinin iyotun K kenarına yaklaşması nedeniyledir. Ancak düşük enerji düzeylerinde X ışınlarının çoğu doku tarafından emildiğinden dolayı dedektöre çok az miktarda foton ulaşır ve foton sayısının azlığından dolayı gürültü artar [5].

BT’de bir vokselin atenuasyon değeri veya BT numarası o vokselin toplam lineer atenuasyon katsayısı ile ilişkilidir. Lineer atenuasyon katsayısı X ışınının belirli kalınlıkta bir doku

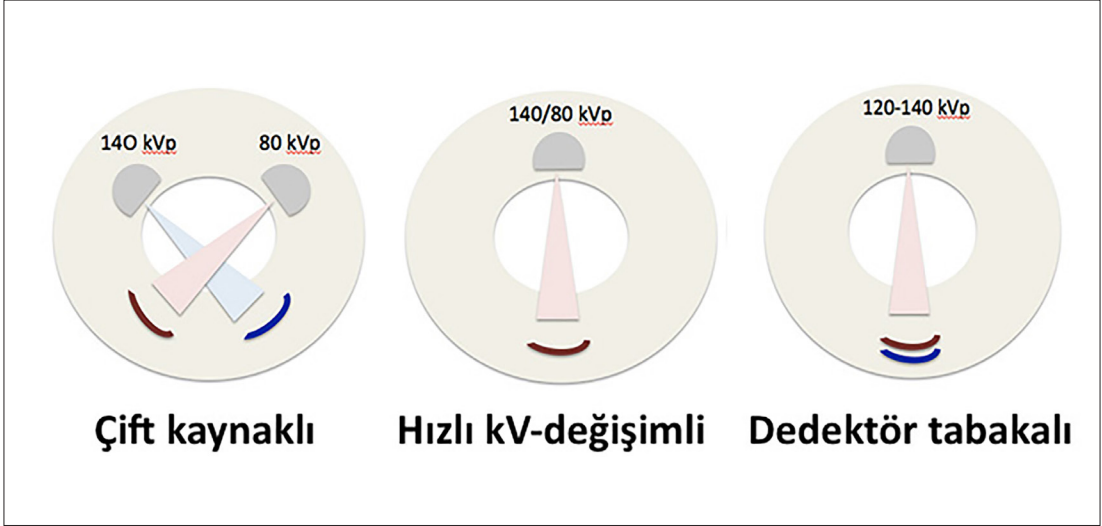


Resim 1. Fotoelektrik etkinin şematik gösterimi. Bir fotonun enerjisi K yörüngesindeki elektronun enerjisine eşit veya daha yüksekse onu dışarı fırlatır ve kendi enerjisini tamamen kaybeder. K yörüngesindeki boşluk bir üst yörüngedeki elektron tarafından doldurularak aradaki enerji farkı karakteristik radyasyon olarak yayılır.

Tablo 1: Dokularda Bulunan Temel Elementler ve Kontrast Maddeleri, K Kenarları ve Atom Numaraları

Element	K kenarı (keV)	Atom numarası (Z)
Hidrojen (H)	0,01	1
Karbon (C)	0,28	6
Azot (N)	0,40	7
Oksijen (O)	0,53	8
Kalsiyum (Ca)	4,00	20
İyot (I)	33,20	53
Baryum (Ba)	37,45	56
Gadolinium (Gd)	50,20	64

tarafından ne kadar zayıflatıldığının göstergesi olup dokuya spesifik bir değer değildir. Lineer atenuasyon katsayısı ortalama atenuasyon katsayısı ile maddenin doku içerisindeki yoğunluğu (g/cm^3) çarpılarak elde edilir. Ortalama atenuasyon katsayısı dokuya spesifik bir değer olup Ulusal Standartlar ve Teknoloji Enstitüsü (National Standards and Technology Institute) veri tabanında, periyodik cetvelde atom nu-



Resim 2. En yaygın kullanılan çift kaynaklı, hızlı kV-değişimli ve dedektör tabakalı çift enerji BT tiplerinin sematik gösterimi

marası 1 ve 92 arasındaki tüm elementlerin ve radyolojik görüntüleme ile alakalı olabilecek bileşiklerin 1'den 20 meV'a kadar olan tüm enerji değerlerinde ortalama atenuasyon katsayısı değerleri mevcuttur. Bu durumda farklı yoğunluktaki maddeler aynı atenuasyon değerlerine sahip olabilirler [6]. Konvansiyonel BT'de bir vokselin atenuasyon değerinin o vokseli oluşturan farklı materyallerin bireysel lineer atenuasyon katsayısı değerlerinin toplamıdır. Konvansiyonel görüntüleme'deki tek bir enerji spektrumunda lineer atenuasyon değerleri üzerinden materyallerin yoğunlukları ayırt edilemez ancak ÇEBT'de olduğu gibi farklı bir enerji düzeyinde ikinci bir tarama daha yapılırsa materyallerin farklı enerji düzeylerinde farklı atenuasyon değerlerine sahip olduğundan yola çıkılarak materyal yoğunlukları sofistike bilgisayar algoritmaları ile belirlenebilir ve materyaller birbirinden ayırt edilebilirler [7].

ÇEBT'de iki farklı enerji düzeyinde tarama için kullanılan değerler genellikle 80 ve 140 kV'dir. Düşük ve yüksek enerji değerleri arasındaki fark ne kadar fazlaysa materyallerin birbirinden ayrımı o kadar iyi olacaktır [8]. Klinik kullanımda 80 kV'den düşük tüp voltajı genellikle mevcut değildir çünkü bu durumda birçok foton vücut tarafından emileceğinden görüntü oluşumuna anlamlı bir katkısı olmayacaktır.

Ayrıca mevcut birçok tüpte 140 kV'nin üzerinde değerler mevcut değildir. Üçüncü jenerasyon çift kaynaklı ÇEBT'de tüp voltajı 150 kV'ye çıkarılmış ve spektral ayrımın artırılması amacıyla tüp çıkışına kalay filtre de eklenmiştir. Ancak enerjinin daha da yükseltilmesi hasta dozunu arttıracığından ve yumuşak doku kontrastını da belirgin düşüreceğinden klinik kullanımı sınırlıdır [7, 9].

ÇİFT ENERJİ BT TİPLERİ

Günümüzde ticari olarak mevcut olan 6 tip ÇEBT platformu vardır [6, 10]. Bunlar çift kaynaklı [11], hızlı kV-değişimli [12], dedektör tabakalı [13], ayırık filtreli [14] sekansiyel taramalı ve yavaş kV-değişimli ÇEBT sistemleridir [15]. En yaygın olarak kullanılan sistemler ilk üç sistemdir (Resim 2). Çift kaynaklı ÇEBT'de birbirine yaklaşık 90 derece açıyla yerleştirilmiş düşük ve yüksek enerjide tarama yapan iki ayrı tüp ve bunların karşılına yerleştirilmiş iki adet dedektör bulunur (Somatom Definition; Siemens Healthcare). Hızlı kV-değişimli ÇEBT'de tek bir gantri dönüşü süresinde ms'ler içinde düşük ve yüksek enerji düzeyleri arasında voltaj değişimi yapan tek bir X ışını tüpü bulunur. Bu X ışını tüpü karşısında veri toplama hızı oldukça artmış özel bir

dedektör sistemi bulunur (gemstone detector, GE Healthcare). Dedektör tabakalı sistemlerde farklı sintilasyon materyallerinden oluşan iki farklı dedektör üst üste iki tabaka şeklinde yerleştirilmiş olup (sandviç dedektör) daha yüzeydeki dedektör düşük enerjili X ışınlarını absorbe ederken daha derinde olanı yüksek enerjili X ışınlarını absorbe eder (Philips Healthcare) [8]. Her bir sistemin kendine göre avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır. Çift kaynaklı BT’de iki X ışını tüpünün FOV’ları (field of view) farklıdır. Bunlardan biri 50 cm iken diğerinde ilk jenerasyon BT’lerde 25 cm idi. Bu durum özellikle obez hastalarda hastaların gantry’ye uygun yerleştirilmelerini ve değerlendirilecek organın iyi hizalanmasını gerektiriyordu. İkinci jenerasyon çift kaynaklı ÇEBT’de bu limitasyon nispeten azaltılarak ikinci dedektör çapı 33 cm’ye çıkarıldı ve yüksek enerjili tüpe filtrasyonu artırıcı kalay filtre eklendi. Üçüncü jenerasyon çift kaynaklı ÇEBT’de spektral ayrımı arttırmak amacıyla yüksek enerjili tüp voltajı 150 kVp’ye çıkarıldı ve daha kalın bir kalay filtre eklendi [8, 16]. Çift kaynaklı sistemlerin bir avantajı da her bir tüp için tüp akımının birbirinden bağımsız olarak değiştirilebilmesi ve optimize edilebilmesidir. Dezavantajlarından bir diğeri de saçılmış radyasyon varlığıdır. Bir tüpten çıkan foton diğer tüpün dedektörü tarafından saptanabilir ve bu da spektral ayrımı bozarak özelleşmiş saçılma düzeltici algoritmaların kullanımını gerektirir [17]. Hızlı kV-değişimli ÇEBT’nin avantajları neredeyse simultane çekim olması nedeniyle uzaysal ve temporal üst üste bindirmenin çok iyi olması, tüm FOV’un (50 cm) etkin bir şekilde kullanılabilmesi ve materyal dekompozisyon işlemi projeksiyon boşluğunda yapıldığı için ışın sertleşmesi artefaktını azaltması olarak sayılabilir [6, 7]. Dezavantajları farklı voltaj değerlerinde tüp akımının değiştirilememesi, buna bağlı olarak düşük enerji değerinde foton çıkışının arttırılabilmesi amacıyla yüksek tüp akımı kullanılması gerekliliği ve farklı enerji düzeylerinde birbirinden bağımsız filtrasyon yapılamamasıdır [8, 9]. Tabakalı dedektör sistemlerin avantajı diğer sistemlerin aksine

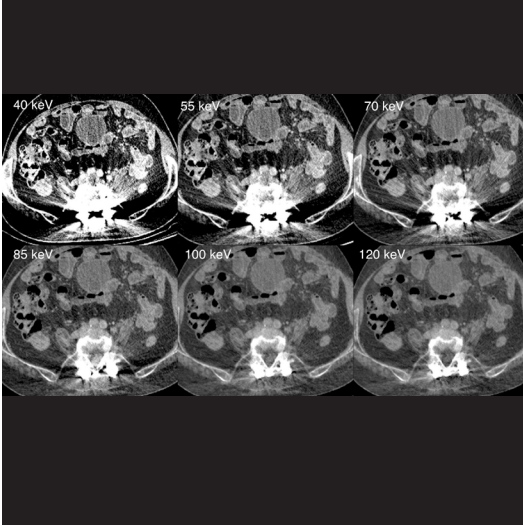
tek, sabit bir tüp voltajında (120 kVp) ÇEBT görüntülemesi yapılabilmesidir ve çift enerji değerlendirmesi yine diğer sistemlerin aksine BT taraması bittikten sonra retrospektif olarak yapılabilir. Materyal dekompozisyon işlemi projeksiyon boşluğunda yapıldığı için ışın sertleşmesi artefaktı azaltması açısından da avantajlıdır [18]. Bu sistemin ana dezavantajı sintilatör absorpsiyon özellikleri düşük ve yüksek enerjili fotonlar arasında keskin bir ayrıma izin vermediği için enerji ayrımının daha düşük olmasıdır ve bunun başarılması için daha yüksek radyasyon dozu gerekmektedir [9, 19].

ÇEBT KLİNİK UYGULAMALARI

ÇEBT’nin en sık kullanılan uygulamaları sanal monokromatik görüntüler ve sanal kontrastsız görüntülemeyi de içeren materyal dekompozisyon analizidir. Ayrıca rutin tanısal görüntüleme için standart, materyal spesifik olmayan görüntüler elde edebilmek de mümkündür. Bunların her biri sonraki bölümlerde detaylı bir şekilde tartışılacaktır. Hastanemizde kurulu olan sistem hızlı kV-değişimli ÇEBT olduğundan biz bu derlemede klinik uygulamaları ağırlıklı olarak hızlı kV-değişimli ÇEBT üzerinden tartışacağız.

Standart Tanısal Görüntüler

Standart tanısal görüntüler günlük radyoloji pratiğinde kullanılan ve konvansiyonel tek enerji polikromatik BT görüntü yerine geçen görüntülerdir. Çift kaynaklı sistemlerde bu görüntüler düşük ve yüksek kVp çekimlerinden gelen görüntüleme verilerini görüntü boşluğunda birleştirerek oluşturulur ve bu görüntüler harmanlanmış “blended” görüntüler olarak adlandırılır. İlgili ÇEBT iş istasyonunda harmanlanmış görüntülere düşük ve yüksek enerjili görüntü verilerinin göreceli yüzde cinsinden katkısı kaydırma çubuğu ile değiştirilebilir. Hızlı kV-değişimli sistemlerde böyle bir harmanlama seçeneği mevcut olmayıp gerçek 80 ve 140 kVp görüntüler oluşturulmadan projeksiyon veya ham data



Resim 3. Lomber vertebralarda metalik tespit materyalleri olan hastada sanal monokromatik görüntülerde enerji düzeyi yükseldikçe metalik artefaktın azaldığı dikkati çekmektedir.

boşluğunda monokromatik görüntüler oluşturularak 70 veya 78 keV'ta oluşturulmuş görüntüler PACS'a (picture archiving and communication system) atılır [16].

Sanal Monokromatik Görüntüler

Monokromatik görüntüler eğer bir obje polikromatik değil de tek bir enerji düzeyinde X ışını fotonları üreten bir kaynak tarafından taransaydı objenin nasıl görüneceğini sanal olarak gösterir. Monokromatik görüntülerin oluşturulması materyal dekompozisyonu ve temel materyallerin kitle atenüasyonu bilgisi üzerinden yapılır. Farklı çift enerji sistemlerde materyal dekompozisyonuna yaklaşımda farklılıklar mevcuttur. Çift kaynaklı sistemlerde görüntü boşluğu tabanlı materyal dekompozisyon kullanılırken, hızlı kV-değişimli sistemlerde projeksiyon boşluğu kullanılır. Bunun sebebi çift kaynaklı sistemlerde helikal modda 90°'lik bir faz farkı ile toplanan düşük ve yüksek enerjili projeksiyon verilerinin birbiri ile çakışmamasıdır. Projeksiyon ve görüntü boşluğu materyal dekompozisyonundaki temel farklılık iki temel materyalin kitle yoğunluklarının belirlenmesi ile ilişkilidir. Projeksiyon tabanlı yöntemde iki temel materyalin görüntüsü oluşturulma-

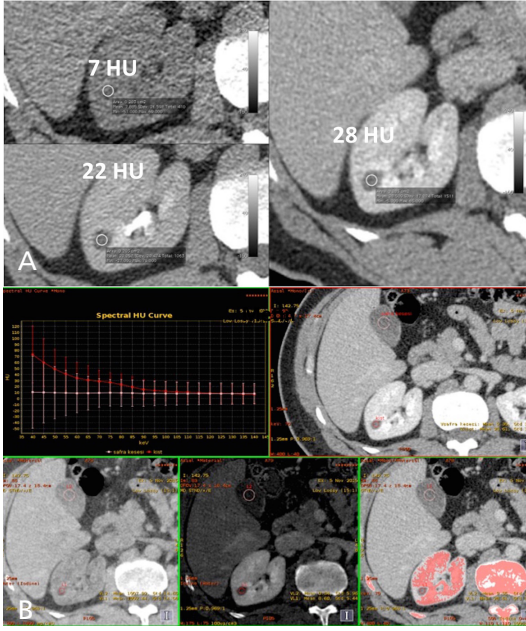
dan önce her bir projeksiyonda kitle yoğunluk entegrasyonu yapılırken görüntü tabanlı yöntemde bu işlem görüntü rekonstrüksiyonundan sonra yapılır. Bu nedenle ışın sertleşmesi artefaktının projeksiyon tabanlı yöntemlerde daha az olması beklenir. Çünkü ışın sertleşmesi her bir X ışını projeksiyonunda gerçekleşir [20]. ÇEBT ile 40 keV'den 140 keV'e kadar olan X ışını enerji spektrumunda sanal monokromatik görüntüler elde edilebilmektedir. Günlük pratikte ışın sertleşmesi artefaktının azalması renal kistlerin yalancı kontrastlanması (pseudoenhancement) ve metal artefakt azaltılması konularında yardımcı olmaktadır [21, 22]. Ayrıca değişik enerji düzeylerinde lezyon saptanabilirliği de optimize edilebilmektedir.

Metal Artefakt Azaltılması

Büyük metal implantları olan hastalarda konvansiyonel BT görüntüleme oldukça zordur çünkü metal yapılar ışın sertleşmesi, foton açılığı ve saçılması gibi nedenlerle BT görüntüsünün kalitesini önemli derecede bozabilirler [23, 24]. ÇEBT ışın sertleşmesi artefaktına bağlı gelişen metal artefaktlarının azaltılmasına yardımcı olabilir (Resim 3). Metal implantların oluşturduğu artefaktları azaltmak için 95-150 keV arasındaki monokromatik enerji düzeylerinin etkili olduğu bulunmuştur. Ancak bunun gibi yüksek enerji değerlerinde doku kontrastının azalacağı da göz önünde bulundurulmalıdır [23, 25]. Ayrıca ÇEBT'nin foton açılığı artefaktının düzeltilmesine katkısı yoktur. Bu açıdan foton açılığı artefaktını da azaltmak ve kontrast rezolüsyonunun azalmasını da engellemek amacıyla farklı metal artefakt azaltma algoritmalarının kullanılması gerekebilir [26].

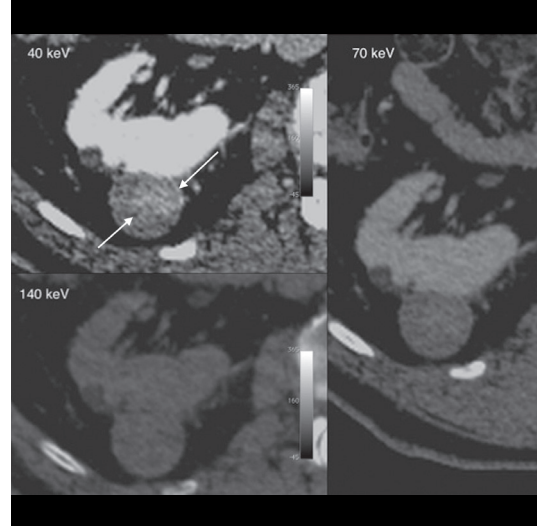
Böbrek Kist Yalancı Kontrastlanmasında Azalma

Basit böbrek kistleri atenüasyonu suyun atenüasyonuna benzer şekilde 0-20 arasında olan ve kontrastlanmayan içi sıvı dolu yapılardır. Kontrastlı görüntülerde teknik nedenlere bağlı 10 HU'ya varan atenüasyon artışı görülebilir ve bu kontrastlanma olarak kabul edilmez



Resim 4. A, B. Ultrasonografi ile sağ böbrekte karakterize edilemeyen hipoeoik lezyon saptanan 48 yaşındaki erkek hastaya yapılan dinamik BT incelemede (A) lezyon dansitesi kontrastsız, nefrogram ve ekskretuar faz görüntülerde sırasıyla 7, 28 ve 22 HU olarak ölçülüyor. Bu haliyle kontrastlanıyormuş izlenimi veren lezyonun çift enerji analizinde (B) elde edilen spektral atenuasyon eğrisinde üzerine pembe renkli ROI (region of interest) yerleştirilen safra kesesi gibi kistik yapılarda beklenen düz bir eğrinin aksine yalancı kontrastlanmayı gösteren ve iyotun eğrisini andıran hızlı inişli bir eğri görülüyor (kırmızı ROI). Grafikte 90 keV'den sonra yalancı kontrastlanma etkisinin ortadan kalktığı görülüyor.

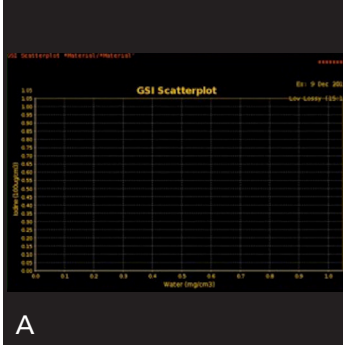
[27]. Yalancı kontrastlanma basit bir renal kistin parsiyel volüm ortalaması etkisi ortadan kaldırıldıktan sonra bile ışın sertleşmesi etkisine bağlı artefaksiyel olarak atenuasyonunun 10 HU üzerinde artmasıdır [28]. Bu durum 1 cm'nin altında ve santral yerleşimli kistlerde, arka plan kontrastlanması yüksek kistlerde daha sık görülür [12, 27, 29]. Işın sertleşmesi artefaktının azaltılması potansiyelinden dolayı sanal monokromatik görüntülerin renal kist yalancı kontrastlanma etkisini azalttığı hem in vitro, hem de vivo çalışmalarda gösterilmiştir. 80-140 keV arasındaki enerji değerlerinde bu yalancı kontrastlanmanın ortadan kalktığı kanıtlanmıştır (Resim 4) [22, 30].



Resim 5. Böbrek kitle karakterizasyonu amacıyla dinamik ÇEBT yapılan 72 yaşındaki erkek hastada sanal monokromatik görüntülerde kontrastlanan komponenti 40 keV görüntülerde çok daha net olarak izlenen (oklar) papiller renal hücreli karsinom olgusu görülüyor.

Artmış Lezyon Saptanabilirliği

Bir okuyucunun normal doku planındaki bir lezyonu saptayabilme yeteneğini belirleyen en önemli özellik kontrast-gürültü oranıdır (KGO). ÇEBT'nin düşük enerji düzeyi olan 80 kVp'de KGO artar çünkü konvansiyonel tek enerji polikromatik 120 kVp'de görüntüleme ile karşılaştırıldığında ortalama enerji düzeyi 80 kVp için daha düşük olup iyotun K kenarına daha yakındır (33,2 keV). Bu durumda fotoelektrik etki ve X ışını absorpsiyonu artacağından iyot içeren ve içermeyen dokular arasındaki kontrast artacak ve bu da normal doku içerisinde lezyon saptanabilirliğini arttıracaktır (Resim 5) [16]. Mevcut bilgi ile optimal KGO hem çift kaynaklı, hem de hızlı kV-değişimli sistemlerde genellikle 60-70 keV enerji aralığında elde edilir [20]. Ayrıca kontrast nefropati riski olan hastalarda anjiyografik incelemelerde hastaya verilen kontrast miktarı azaltılıp monokromatik görüntüler kullanılarak daha düşük enerji düzeylerinde damar içi kontrast atenuasyonu arttırılabilir [31, 32].



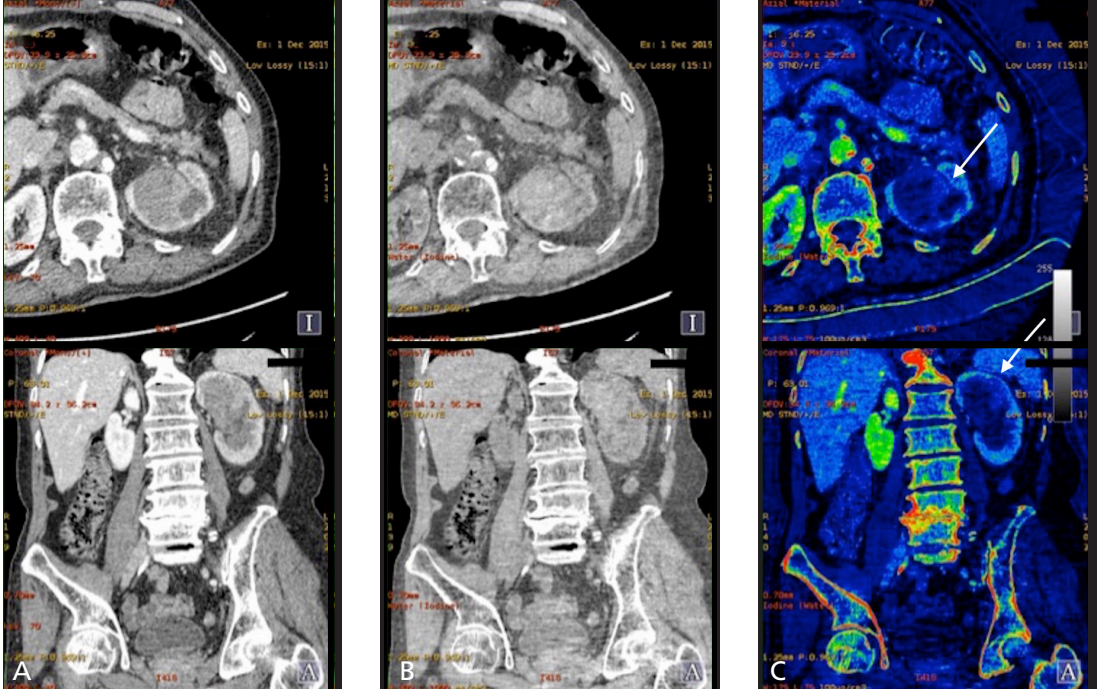
Resim 6. A-E. Hızlı kV-değişimli ÇE-BT'nin iş istasyonundaki materyal dansite analiz programında (A) saçılma grafiği, (B) sanal monokromatik görüntüler, ROI yerleştirilerek mg/ml cinsinden materyal yoğunluğu kantitatif olarak analiz edilebilen (C) su haritası ve (D) iyot haritası ile (E) standart görüntünün üzerine iyot tutan alanların renkli olarak gösterildiği iyot örtüsü görüntüleri izleniyor.

Materyal Dekompozisyon Görüntüleri

ÇEBT ile elde edilen materyal dekompozisyon görüntüleri dokunun materyal bileşimini analiz etme potansiyeline sahiptir. Düşük atom numarasına (örn: su, yumuşak doku) sahip elementler düşük ve yüksek enerji düzeylerinde anlamlı bir atenüasyon farklılığı göstermezken, iyot gibi yüksek atom numarasına sahip elementler değişik foton enerjileri altında büyük atenüasyon farklılıkları gösterirler. ÇEBT bu farklılıklardan yola çıkarak farklı matematiksel algoritmalar aracılığıyla dokuların içeriğini analiz edebilir. Her bir ÇEBT platformunun materyal dekompozisyon algoritması kendine özgü olup çift kaynaklı BT'de üç materyal dekompozisyon algoritması kullanılır. Bu algoritmada her vokselin yumuşak doku, iyot ve yağdan oluştuğu kabul edilerek post-processing algoritması ile her bir vokseldeki iyotu gösteren haritalar oluşturur. Hızlı kV-değişimli BT'de iki materyal dekompozisyon algoritması kullanılarak materyal çiftleri değerlendirilir. En sık kullanılan materyal çifti iyot haritalarını

temsil eden iyot (-su) ve sanal kontrastsız görüntüleri veya diğer bir deyişle su haritasını temsil eden su (-iyot) haritasıdır. Ancak hızlı kV-değişimli BT ile Ulusal Standartlar ve Teknoloji Enstitüsünde atenüasyon eğrisi olan tüm materyaller çiftler şeklinde analiz edilebilir (kalsiyum-iyot, ürik asit-iyot, vb). Bu haritalarda madde yoğunluğu mg/mL cinsinden ölçülebilmektedir (Resim 6) [6, 8, 16]. Bir lezyonun içerisindeki iyot yoğunluğunun ölçülmesi kontrastlanmanın direk ve daha doğru bir göstergesidir.

ÇEBT'nin materyal dekompozisyon özelliği onkolojik görüntülemeye oldukça yaygın kullanım alanı bulmuş olup çift enerji BT teknolojisinin yaygınlaşmasıyla bu konuda literatürdeki çalışmaların sayısı da her geçen gün artmaktadır. İyot haritaları lezyon görülebilirliğinin artmasını sağlayarak lezyonun saptanabilirliğini artırır veya boyutunun daha doğru ölçülmesini sağlar (Resim 7) [33]. Ayrıca iyot haritalarından yapılan kantitatif ölçümler ile lezyon karakterizasyonu, alt tip ayrımı ve tedavi sonrası yanıt değerlendirmesi yapılabilir [34, 35]. Materyal dansite



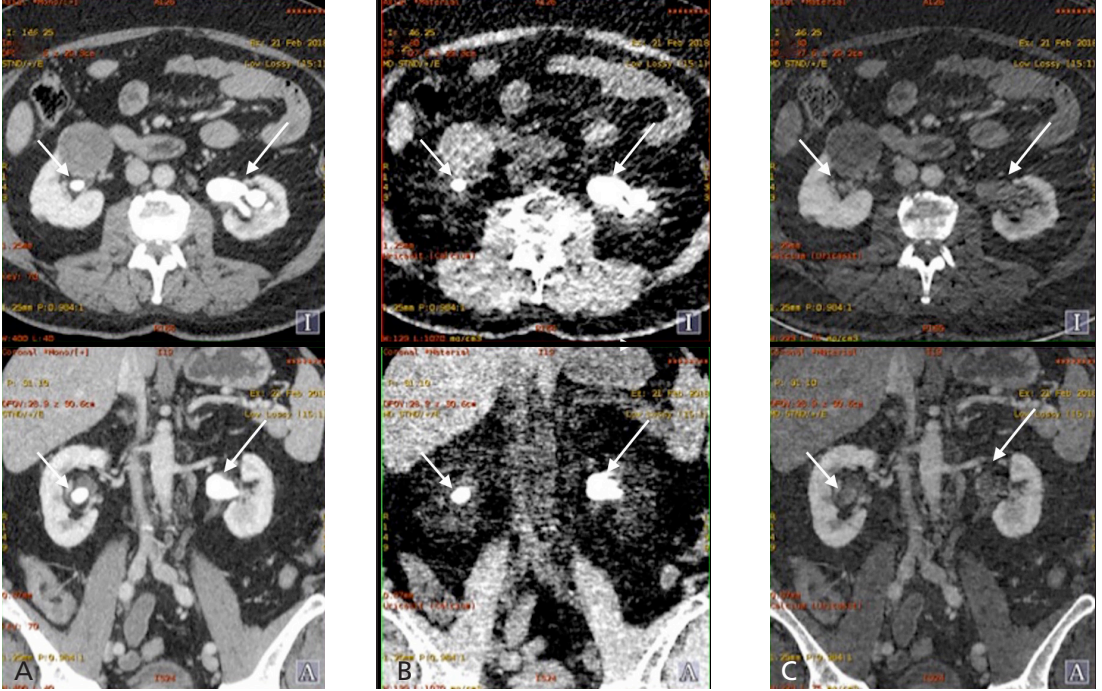
Resim 7. A-C. Makroskopik hematüri nedeniyle başvuran 88 yaşındaki erkek hastada nefrogram fazında (A) solda renal topalayıcı sistemi dolduran ve ekspanse eden heterojen içerik görülüyor. Sanal kontrastsız görüntülerde (B) bu içeriğin hematomu akla getirecek şekilde büyük ölçüde hiperdens olduğu dikkati çekiyor. İyot haritalarında (C) topalayıcı sistem içerisindeki iyot tutan kitlesel komponent nefrogram fazına göre çok daha net bir şekilde izleniyor (oklar).

haritaları böbrek taşı karakterizasyonunda da kullanım alanı bulmuştur. Böbrek taşları çoğunluğu kalsiyum içerikli olmak üzere farklı bileşenlere sahip olup farklı taş tiplerinin aynı atenüasyon değerlerine sahip olabilmeleri nedeni ile konvansiyonel BT’de karakterize edilemezler. Böbrek taşlarının bileşiminin belirlenmesi tedavi şeklinin belirlenmesinde faydalı olabilir. Örneğin strüvit taşları litotripsiye uygunken, kalsiyum oksalat ile sistin taşları litotripsiye oldukça dirençlidir. Ürik asit taşları ise medikal olarak tedavi edilebilmektedir [36]. ÇEBT ile ürik asit ve ürik asit dışı taşların yüksek doğrulukla ayırt edilebileceği gösterilmiştir (Resim 8) [37, 38]. Ancak çift enerji BT’nin taş bileşimi karakterizasyonundaki önemli limitasyonlarından biri birçok taşın karışık tipte olması ve ÇEBT karakteristiklerinin örtüşme göstermesi nedeniyle yanlış karakterize edilebilmesidir [39]. Materyal dekompozisyon görüntülerin bir

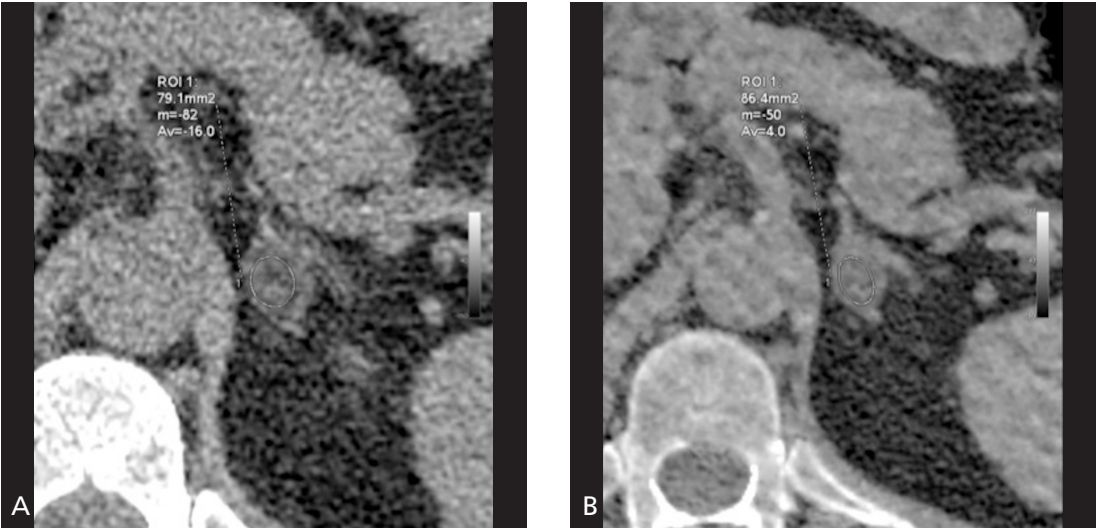
başka kullanım alanı da Gut hastalığı olup ürik asit kalsiyumdan ayırt edilerek Gut-psödogut ayırımı yapılabilir [40].

Sanal Kontrastsız Görüntüleme

ÇEBT’nin sağladığı en cazip olanaklardan biri de sanal kontrastsız görüntülerin elde edilebilmesidir. Sanal kontrastsız görüntüler yine farklı platformlarda farklı algoritmalar kullanılarak görüntülerden iyotun çıkarılması ile elde edilirler. Kontrastsız görüntüler özellikle böbrek kitle karakterizasyonu, adrenal nodül karakterizasyonu, hematüri değerlendirme gibi genitoüriner sistem endikasyonlarında ve gastrointestinal sistem kanaması gibi endikasyonlarda inceleme protokolünün bileşenlerinden biri olup ÇEBT ile elde edilen sanal kontrastsız görüntüler gerçek kontrastsız görüntülerin yerine geçerek hastanın alacağı radyasyon dozunu önemli ölçüde azaltma potansiyeline sahiptir. Özellikle genitoüriner



Resim 8. A-C. Böbrek kitle karakterizasyonu amacıyla ÇEBT yapılan ve bilinen Gut hastalığı öyküsü olan 73 yaşındaki erkek hastada nefrogram faz görüntülerde (A) her iki böbrekte, solda staghorn tipte hiperdens ürik asit taşları görülüyor. Kalsiyumun baskılandığı ürik asit (-kalsiyum) haritalarında (B) taşların baskılanmadığı, ürik asitin baskılandığı kalsiyum (-ürük asit) haritalarında (C) taşların baskılandığı dikkati çekiyor (oklar).



Resim 9. A, B. Sol adrenaldeki adenomun gerçek kontrastsız (A) ve sanal kontrastsız görüntülerdeki (B) atenüasyon farklılığı görülüyor (sırasıyla -16 ve 4 HU).

endikasyonlarda kontrastlı görüntülerden sanal kontrastsız görüntüler elde edilerek üriner sistem taş değerlendirmesi yapılabilir. Ancak bu görüntülerde taş saptanabilirliği, taş boyu-

tu ve atenüasyonu ile doğrudan ilişkili olup ekskretuar faz görüntülerde yapılan çalışmalarda 3 mm'nin altındaki boyut ve <400 HU altındaki taşlarda doğruluğun azaldığı tespit

edilmiştir [41]. Ayrıca sanal kontrastsız görüntülerin gerçek kontrastsız görüntülerin yerine geçip geçemeyeceğine dair değişik ÇEBT platformlarıyla yapılmış çok sayıda çalışma mevcut olup bu çalışmalar değişken sonuçlara sahiptir. Bu çalışmalarda farklı fazlarda birçok batin içi organın hem sanal, hem de gerçek kontrastsız görüntülerde atenüasyon değerleri ölçülmüş olup çalışmaların büyük çoğunluğunda her ne kadar atenüasyon farklılığı minimal olsa da anlamlı atenüasyon farklılığı bulunmuş ve bu çalışmaların bazılarında da 10 HU üzerinde atenüasyon farkı gösteren organlar tespit edilmiştir (Resim 9) [42-45]. Böyle bir atenüasyon farklılığı bir kistin kitle veya kitlenin kist olarak yanlış yorumlanmasına yol açabileceğinden mevcut bulgularla sanal kontrastsız görüntülerin gerçek kontrastsız görüntülerin yerine tam olarak geçebilmesi için henüz erkendir ve de-kompozisyon algoritmalarının daha da geliştirilmesine ihtiyaç vardır.

ÇEBT LİMİTASYONLARI

ÇEBT yukarıda bahsedilen ve konvansiyonel BT'yi bir üst seviyeye taşıyan kalitatif ve kantitatif fayda sağlayan birçok uygulamaya sahip olsa da limitasyonları mevcuttur. Öncelikle ÇEBT görüntülerinin rekonstrüksiyon zamanı uzun ve görüntü sayısı fazladır. Bu da radyoloğun yorumlama süresini uzatarak iş yükünü arttırır ve günlük pratikte ÇEBT görüntülemenin kullanılmasını zorlaştırmaktadır. Ayrıca iyot haritaları ile yapılan kantitatif analizde farklı lezyonlarda kontrastlanmanın değerlendirilebilmesi için bir eşik değer belirlenmesine ihtiyaç vardır. Üstelik bu eşik değerler görüntülemenin farklı fazları için farklı değerlere sahiptir. Yakın zamanda yapılan bir fantom çalışmasında farklı ÇEBT platformlarında fantomdaki iyot miktarı farklı platformlarda doğru olarak ölçülmüş olsa da [10] klinik pratikte bu henüz çok geçerli değildir ve bir platform için bulunan eşik değer farklı bir ÇEBT platformuna uygulanamaz. Örneğin böbrekte kontrastlanan ve kontrastlanmayan lezyonların ayırımında eşik değer çift kaynaklı BT ile yapılan bir çalışmada 0,5 mg/mL olarak bulunmuşken [46]

hızlı kV-değişimli BT ile yapılan benzer çalışmalarda 2 mg/mL'ye varan değerler elde edilmiştir [47]. Önceki bölümde daha detaylı değinildiği gibi görüntüler arasındaki atenüasyon farkı nedeniyle sanal kontrastsız görüntülerin gerçek kontrastsız görüntülerin yerine geçememesi de mevcut limitasyonlardan biridir.

ÇEBT Radyasyon Dozu

ÇEBT'de iki farklı enerji düzeyinde elde edildiği için radyasyon dozunun artacağına dair yanlış bir izlenim mevcuttur. Yapılan ilk çalışmalarda ÇEBT'nin radyasyon dozu konvansiyonel tek enerji BT'ye nazaran daha yüksek olarak bulunmuş olsa da [48] yakın zamanda yapılmış çalışmalarda ÇEBT'nin radyasyon dozları konvansiyonel BT'ye benzer değerlerde bulunmuştur [49]. ÇEBT'de radyasyon dozunu azaltmak ve konvansiyonel BT'ye benzer dozları sağlayabilmek için bazı teknikler mevcuttur. Örneğin hızlı kV-değişimli BT'nin düşük kVp'li çekimi hızlı kVp'li komponentinden daha uzun sürer. Çift kaynaklı ÇEBT'de farklı enerji düzeylerinde tüp akımı modülasyonu yapılabilmesi dozun optimize edilmesini sağlar. Ayrıca çift kaynaklı ÇEBT'de yüksek enerjili tüpe filtrasyon uygulanması spektral ayrımı iyileştirmenin yanında dozu da düşürmektedir. İteratif rekonstrüksiyon tekniklerinin kullanılması hem çift kaynaklı, hem de hızlı kV-değişimli BT'de radyasyon dozunu azaltmaktadır. Bütün bunların yanı sıra gerçek kontrastsız görüntülerin yerine sanal kontrastsız görüntülerin kullanılması durumunda %30-35'e varan doz azalması elde edilerek konvansiyonel BT'den daha düşük radyasyon dozunda çekimler yapılabilmektedir [34, 50, 51].

SONUÇ

Materyal spesifik ve enerji spesifik bilgi vermesi sayesinde lezyon saptanabilirliğinin artması ve karakterizasyonunun iyileşmesi, onkolojide tedavi öncesi ve sonrası değerlendirmenin iyileşmesi, artefaktların azalması gibi avantajlı özellikler sayesinde ÇEBT konvansiyonel, polikromatik ışınli, tek enerji BT'yi daha üst bir noktaya taşımıştır. ÇEBT uygulama-

malarında farklı teknolojik yaklaşımlar ve algoritmalar mevcut olup her birinin kendine has avantaj ve dezavantajları mevcuttur. Klinik pratikte artmış rekonstrüksiyon ve değerlendirme zamanı nedeniyle iş yükünü arttırmasına bağlı olarak rutin uygulanması mümkün görünmese de klinik endikasyona göre fayda sağlanması muhtemel hastalarda uygulanabilirse sağladığı ek bilgiler sayesinde radyoloğun güvenini arttırarak klinik yönetime ek katkı sağlayabilir.

Kaynaklar

- [1]. Alvarez RE, Macovski A. Energy-selective reconstructions in X-ray computerized tomography. *Phys Med Biol* 1976; 21: 733-44. [\[Crossref\]](#)
- [2]. Macovski A, Alvarez RE, Chan JL, Stonestrom JP, Zatz LM. Energy dependent reconstruction in X-ray computerized tomography. *Comput Biol Med* 1976; 6: 325-36. [\[Crossref\]](#)
- [3]. Graser A, Johnson TR, Chandarana H, Macari M. Dual energy CT: Preliminary observations and potential clinical applications in the abdomen. *Eur Radiol* 2009; 19: 13-23. [\[Crossref\]](#)
- [4]. Johnson TR, Krauss B, Sedlmair M, Grasruck M, Bruder H, Morhard D, et al. Material differentiation by dual energy CT: Initial experience. *Eur Radiol* 2007; 17: 1510-7. [\[Crossref\]](#)
- [5]. Curry TS III, Dowdey JE, Murry RC Jr. Christensen's Physics of Diagnostic Radiology. 4th ed. Philadelphia: Lea & Febiger; 1990.
- [6]. McCollough CH, Leng S, Yu L, Fletcher JG. Dual- and multi-energy CT: Principles, technical approaches, and clinical applications. *Radiology* 2015; 276: 637-53. [\[Crossref\]](#)
- [7]. Forghani R, De Man B, Gupta R. Dual-energy computed tomography: Physical principles, approaches to scanning, usage, and implementation: Part 1. *Neuroimaging Clin N Am* 2017; 27: 371-84. [\[Crossref\]](#)
- [8]. Marin D, Boll DT, Mileto A, Nelson RC. State of the art: Dual-energy CT of the abdomen. *Radiology* 2014; 271: 327-42. [\[Crossref\]](#)
- [9]. Johnson TR. Dual-energy CT: General principles. *AJR Am J Roentgenol* 2012; 199(5 Suppl): S3-8. [\[Crossref\]](#)
- [10]. Jacobsen MC, Schellingerhout D, Wood CA, Tamm EP, Godoy MC, Sun J, et al. Intermanufacturer comparison of dual-energy CT iodine quantification and monochromatic attenuation: A phantom study. *Radiology* 2018; 287: 224-34. [\[Crossref\]](#)
- [11]. Flohr TG, McCollough CH, Bruder H, Petersilka M, Gruber K, Süß C, et al. First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *Eur Radiol* 2006; 16: 256-68. [\[Crossref\]](#)
- [12]. Zhang D, Li X, Liu B. Objective characterization of GE discovery CT750 HD scanner: Gemstone spectral imaging mode. *Med Phys* 2011; 38: 1178-88. [\[Crossref\]](#)
- [13]. Ozguner O, Dhanantwari A, Halliburton S, Wen G, Utrup S, Jordan D. Objective image characterization of a spectral CT scanner with dual-layer detector. *Phys Med Biol* 2018; 63: 025027. [\[Crossref\]](#)
- [14]. Euler A, Parakh A, Falkowski AL, Manneck S, Dashti D, Krauss B, et al. 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. *Invest Radiol* 2016; 51: 491-8. [\[Crossref\]](#)
- [15]. Diekhoff T, Ziegeler K, Feist E, Kiefer T, Mews J, Hamm B, et al. First experience with single-source dual-energy computed tomography in six patients with acute arthralgia: A feasibility experiment using joint aspiration as a reference. *Skeletal Radiol* 2015; 44: 1573-7. [\[Crossref\]](#)
- [16]. Morgan DE. Dual-energy CT of the abdomen. *Abdom Imaging* 2014; 39: 108-34. [\[Crossref\]](#)
- [17]. Petersilka M, Stierstorfer K, Bruder H, Flohr T. Strategies for scatter correction in dual source CT. *Med Phys* 2010; 37: 5971-92. [\[Crossref\]](#)
- [18]. Faby S, Kuchenbecker S, Sawall S, Simons D, Schlemmer H-P, Lell M, et al. Performance of today's dual energy CT and future multi energy CT in virtual non-contrast imaging and in iodine quantification: A simulation study. *Med Phys* 2015; 42: 4349-66. [\[Crossref\]](#)
- [19]. Goo HW, Goo JM. Dual-energy CT: New horizon in medical imaging. *Korean J Radiol* 2017; 18: 555-69. [\[Crossref\]](#)
- [20]. Yu L, Leng S, McCollough CH. Dual-energy CT-based monochromatic imaging. *AJR Am J Roentgenol* 2012; 199(5 Suppl): S9-15. [\[Crossref\]](#)
- [21]. Katsura M, Sato J, Akahane M, Kunimatsu A, Abe O. Current and Novel techniques for metal artifact reduction at CT: Practical guide for radiologists. *Radiographics* 2018; 38: 450-61. [\[Crossref\]](#)
- [22]. Mileto A, Nelson RC, Samei E, Jaffe TA, Paulson EK, Barina A, et al. Impact of dual-energy multi-detector row CT with virtual monochromatic imaging on renal cyst pseudoenhancement: in vitro and in vivo study. *Radiology* 2014; 272: 767-76. [\[Crossref\]](#)
- [23]. Bamberg F, Dierks A, Nikolaou K, Reiser MF, Becker CR, Johnson TR. Metal artifact reduction by dual energy computed tomography using monoenergetic extrapolation. *Eur Radiol* 2011; 21: 1424-9. [\[Crossref\]](#)
- [24]. Lee MJ, Kim S, Lee SA, Song HT, Huh YM, Kim DH, et al. Overcoming artifacts from metallic orthopedic implants at high-field-strength MR imaging and multi-detector CT. *Radiographics* 2007; 27: 791-803. [\[Crossref\]](#)
- [25]. Meinel FG, Bischoff B, Zhang Q, Bamberg F, Reiser MF, Johnson TR. Metal artifact reduction by dual-energy computed tomography using energetic extrapolation: A systematically optimized protocol. *Invest Radiol* 2012; 47: 406-14. [\[Crossref\]](#)
- [26]. Lee YH, Park KK, Song HT, Kim S, Suh JS. Metal artefact reduction in gemstone spectral imaging dual-energy CT with and without metal artefact reduction software. *Eur Radiol* 2012; 22: 1331-40. [\[Crossref\]](#)

- [27]. Tappouni R, Kissane J, Sarwani N, Lehman EB. Pseudoenhancement of renal cysts: Influence of lesion size, lesion location, slice thickness, and number of MDCT detectors. *AJR Am J Roentgenol* 2012; 198: 133-7. [\[Crossref\]](#)
- [28]. Bae KT, Heiken JP, Siegel CL, Bennett HF. Renal cysts: Is attenuation artifactually increased on contrast-enhanced CT images? *Radiology* 2000; 216: 792-6. [\[Crossref\]](#)
- [29]. Wang ZJ, Coakley FV, Fu Y, Joe BJ, Prevhal S, Landeras LA, et al. Renal cyst pseudoenhancement at multidetector CT: What are the effects of number of detectors and peak tube voltage? *Radiology* 2008; 248: 910-6. [\[Crossref\]](#)
- [30]. Jung DC, Oh YT, Kim MD, Park M. Usefulness of the virtual monochromatic image in dual-energy spectral CT for decreasing renal cyst pseudoenhancement: A phantom study. *AJR Am J Roentgenol* 2012; 199: 1316-9. [\[Crossref\]](#)
- [31]. Raju R, Thompson AG, Lee K, Precious B, Yang T-H, Berger A, et al. Reduced iodine load with CT coronary angiography using dual-energy imaging: A prospective randomized trial compared with standard coronary CT angiography. *J Cardiovasc Comput Tomogr* 2014; 8: 282-8. [\[Crossref\]](#)
- [32]. Yuan R, Shuman WP, Earls JP, Hague CJ, Mumtaz HA, Scott-Moncrieff A, 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: 290-7. [\[Crossref\]](#)
- [33]. Aslan S, Camlidag I, Nural MS. Lower energy levels and iodine-based material decomposition images increase pancreatic ductal adenocarcinoma conspicuity on rapid kV-switching dual-energy CT. *Abdom Radiol (NY)* 2019; 44: 568-75. [\[Crossref\]](#)
- [34]. Camlidag I, Nural MS, Danaci M, Ozden E. Usefulness of rapid kV-switching dual energy CT in renal tumor characterization. *Abdom Radiol (NY)* 2019; 44: 1841-9. [\[Crossref\]](#)
- [35]. Agrawal MD, Pinho DF, Kulkarni NM, Hahn PF, Guimaraes AR, Sahani DV. Oncologic applications of dual-energy CT in the abdomen. *Radiographics* 2014; 34: 589-612. [\[Crossref\]](#)
- [36]. Kambadakone AR, Eisner BH, Catalano OA, Sahani DV. New and evolving concepts in the imaging and management of urolithiasis: Urologists' perspective. *Radiographics* 2010; 30: 603-23. [\[Crossref\]](#)
- [37]. Stolzmann P, Kozomara M, Chuck N, Müntener M, Leschka S, Scheffell H, et al. In vivo identification of uric acid stones with dual-energy CT: Diagnostic performance evaluation in patients. *Abdom Imaging* 2010; 35: 629-35. [\[Crossref\]](#)
- [38]. Wisenbaugh ES, Paden RG, Silva AC, Humphreys MR. Dual-energy vs conventional computed tomography in determining stone composition. *Urology* 2014; 83: 1243-7. [\[Crossref\]](#)
- [39]. Kaza RK, Ananthakrishnan L, Kambadakone A, Platt JF. Update of dual-energy CT applications in the genitourinary tract. *AJR Am J Roentgenol* 2017; 208: 1185-92. [\[Crossref\]](#)
- [40]. Glazebrook KN, Guimaraes LS, Murthy NS, Black DF, Bongartz T, Manek NJ, et al. Identification of intraarticular and periarticular uric acid crystals with dual-energy CT: Initial evaluation. *Radiology* 2011; 261: 516-24. [\[Crossref\]](#)
- [41]. Moon JW, Park BK, Kim CK, Park SY. Evaluation of virtual unenhanced CT obtained from dual-energy CT urography for detecting urinary stones. *Br J Radiol* 2012; 85: e176-81. [\[Crossref\]](#)
- [42]. Borhani AA, Kulzer M, Iranpour N, Ghodadra A, Sparrow M, Furlan A, et al. Comparison of true unenhanced and virtual unenhanced (VUE) attenuation values in abdominopelvic single-source rapid kilovoltage-switching spectral CT. *Abdom Radiol (NY)* 2017; 42: 710-7. [\[Crossref\]](#)
- [43]. Durieux P, Gevenois PA, Muylem AV, Howarth N, Keyzer C. Abdominal attenuation values on virtual and true unenhanced images obtained with third-generation dual-source dual-energy CT. *AJR Am J Roentgenol* 2018; 210: 1042-58. [\[Crossref\]](#)
- [44]. Kaza RK, Raff EA, Davenport MS, Khalatbari S. Variability of CT attenuation measurements in virtual unenhanced images generated using multimaterial decomposition from fast kilovoltage-switching dual-energy CT. *Acad Radiol* 2017; 24: 365-72. [\[Crossref\]](#)
- [45]. Sauter AP, Muenzel D, Dangelmaier J, Braren R, Pfeiffer F, Rummeny EJ, et al. Dual-layer spectral computed tomography: Virtual non-contrast in comparison to true non-contrast images. *Eur J Radiol* 2018; 104: 108-14. [\[Crossref\]](#)
- [46]. Mileto A, Marin D, Ramirez-Giraldo JC, Scribano E, Krauss B, Mazziotti S, et al. Accuracy of contrast-enhanced dual-energy MDCT for the assessment of iodine uptake in renal lesions. *AJR Am J Roentgenol* 2014; 202: W466-74. [\[Crossref\]](#)
- [47]. Kaza RK, Caoili EM, Cohan RH, Platt JF. Distinguishing enhancing from nonenhancing renal lesions with fast kilovoltage-switching dual-energy CT. *AJR Am J Roentgenol* 2011; 197: 1375-81. [\[Crossref\]](#)
- [48]. Ho LM, Yoshizumi TT, Hurwitz LM, Nelson RC, Marin D, Toncheva G, et al. Dual energy versus single energy MDCT: Measurement of radiation dose using adult abdominal imaging protocols. *Acad Radiol* 2009; 16: 1400-7. [\[Crossref\]](#)
- [49]. Grajo JR, Sahani DV. Dual-energy CT of the abdomen and pelvis: Radiation dose considerations. *J Am Coll Radiol* 2018; 15: 1128-32. [\[Crossref\]](#)
- [50]. Sahni VA, Shinagare AB, Silverman SG. Virtual unenhanced CT images acquired from dual-energy CT urography: Accuracy of attenuation values and variation with contrast material phase. *Clin Radiol* 2013; 68: 264-71. [\[Crossref\]](#)
- [51]. Graser A, Johnson TR, Hecht EM, Becker CR, Leidecker C, Staehler M, et al. Dual-energy CT in patients suspected of having renal masses: Can virtual nonenhanced images replace true nonenhanced images? *Radiology* 2009; 252: 433-40. [\[Crossref\]](#)

Çift Enerji BT Uygulamaları

İlkay Çamlıdağ, Murat Danacı

Sayfa 97

K yörüngesindeki elektronu koparmak için gereken minimum enerji K kenarı olarak adlandırılır ve X ışınının enerjisi K kenarına ne kadar yakınsa fotoelektrik etkinin olma olasılığı o kadar artmaktadır.

Sayfa 100

Büyük metal implantları olan hastalarda konvansiyonel BT görüntüleme oldukça zordur çünkü metal yapılar ışın sertleşmesi, foton açılığı ve saçılması gibi nedenlerle BT görüntüsünün kalitesini önemli derecede bozabilirler. ÇEBT ışın sertleşmesi artefaktına bağlı gelişen metal artefaktlarının azaltılmasına yardımcı olabilir. Metal implantların oluşturduğu artefaktları azaltmak için 95-150 keV arasındaki monokromatik enerji düzeylerinin etkili olduğu bulunmuştur.

Sayfa 101

Bir okuyucunun normal doku planındaki bir lezyonu saptayabilme yeteneğini belirleyen en önemli özellik kontrast-gürültü oranıdır (KGO). ÇEBT'nin düşük enerji düzeyi olan 80 kVp'de KGO artar çünkü konvansiyonel tek enerji polikromatik 120 kVp'de görüntüleme ile karşılaştırıldığında ortalama enerji düzeyi 80 kVp için daha düşük olup iyotun K kenarına daha yakındır (33,2 keV). Bu durumda fotoelektrik etki ve X ışını absorpsiyonu artacağından iyot içeren ve içermeyen dokular arasındaki kontrast artacak ve bu da normal doku içerisinde lezyon saptanabilirliğini arttıracaktır.

Sayfa 105

ÇEBT'de radyasyon dozunu azaltmak ve konvansiyonel BT'ye benzer dozları sağlayabilmek için bazı teknikler mevcuttur. Örneğin hızlı kV-değişimli BT'nin düşük kVp'li çekimi hızlı kVp'li komponentinden daha uzun sürer. Çift kaynaklı ÇEBT'de farklı enerji düzeylerinde tüp akımı modülasyonu yapılabilmesi dozun optimize edilmesini sağlar. Ayrıca çift kaynaklı ÇEBT'de yüksek enerjili tüpe filtrasyon uygulanması spektral ayrımı iyileştirmenin yanında dozu da düşürmektedir. İteratif rekonstrüksiyon tekniklerinin kullanılması hem çift kaynaklı, hem de hızlı kV-değişimli BT'de radyasyon dozunu azaltmaktadır. Bütün bunların yanı sıra gerçek kontrastsız görüntülerin yerine sanal kontrastsız görüntülerin kullanılması durumunda %30-35'e varan doz azalması elde edilerek konvansiyonel BT'den daha düşük radyasyon dozunda çekimler yapılabilir.

Çift Enerji BT Uygulamaları

İlkay Çamlıdağ, Murat Danacı

1. Fotoelektrik olay ile ilgili aşağıdakilerden hangisi doğrudur?
 - a. Görüntüdeki gürültünün sebebidir.
 - b. X ışını enerjisi arttıkça gerçekleşme olasılığı artar.
 - c. Atom numarası arttıkça gerçekleşme olasılığı artar.
 - d. Atomun L yörüngesindeki elektronla ilişkilidir.
 - e. Dokudaki yumuşak dokularda fotoelektrik olay gerçekleşme olasılığı fazladır.
2. Çift enerji BT tipleri ile ilgili aşağıdakilerden hangisi yanlıştır?
 - a. Çift kaynaklı BT’de iki katmanlı dedektör bulunur.
 - b. Dedektör tabakalı BT’de retrospektif olarak çift enerji BT analizi yapılabilir.
 - c. Hızlı kV-değişimli BT’nin özelleşmiş dedektörü hızlı veri toplamaya imkan sağlar.
 - d. Hızlı kV-değişimli BT’de farklı enerji düzeylerinde tüp akımı değiştirilemez.
 - e. Görüntü rekonstrüksiyonu projeksiyon boşluğunda yapılan sistemlerde ışın sertleşmesi artefaktı daha iyi elimine edilebilir.
3. Sanal monokromatik görüntülerle ilgili aşağıdakilerden hangisi/hangileri doğrudur?
 - I. Enerji düzeyi azaldıkça kontrast çözünürlük ve gürültü artar.
 - II. Enerji düzeyi arttıkça ışın sertleşmesi artefaktı azalır.
 - III. Foton açlığı artefaktı enerji düzeyi arttıkça azaltılabilir.
 - IV. Enerji düzeyi arttıkça daha fazla lezyon saptanabilir.
 - V. Kontrast nefropati gelişme riski olan hastalarda kontrast madde dozu azaltılarak enerji düzeyi artırılırsa intralüminal kontrast artırılabilir.
 - a. III, IV, V
 - b. II, IV, V
 - c. I, II
 - d. II, III, IV, V
 - e. Hepsi
4. Materyal dekompozisyon analizi ile ilgili aşağıdakilerden hangisi yanlıştır?
 - a. Kantitatif olarak materyal yoğunluğu ölçülerek lezyonlar karakterize edilebilir.
 - b. Onkolojide tedavi yanıtı değerlendirmesinde kullanılabilir.
 - c. İyot haritaları ile ölçülen iyot miktarı kontrastlanmanın daha doğru bir göstergesidir.
 - d. Üriner sistem taşları karakterize edilerek tedavi şeklinin belirlenmesinde fayda sağlar.
 - e. Sanal kontrastsız görüntüler gerçek kontrastsız görüntülerin yerine geçebilir.
5. Çift enerji BT’de radyasyon dozu ile ilgili aşağıdakilerden hangisi doğrudur?
 - a. Konvansiyonel BT’ye göre radyasyon dozu daha yüksektir.
 - b. Çift kaynaklı BT’de tüp akımının farklı enerji düzeylerinde değiştirilebilmesi doz azaltılmasına katkı sağlar.
 - c. İteratif rekonstrüksiyon yalnızca hızlı kV-değişimli BT’de uygulanabilir.
 - d. Tüp filtrasyonu ortalama X ışını enerjisini artırarak radyasyon dozunu artırır.
 - e. Sanal kontrastsız görüntülerin gerçek kontrastsız görüntülerin yerine kullanılması doz azaltılmasına anlamlı katkı sağlamaz.