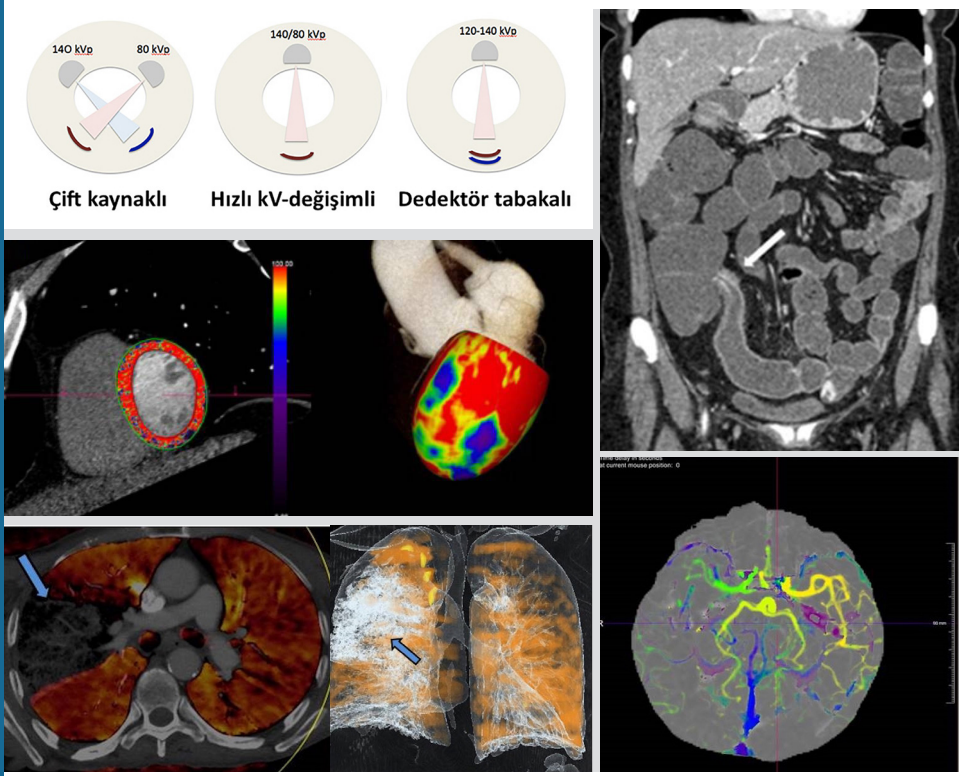
TRD 1924
TÜRK RADYOLOJİ DERNEĞİ

EISSN 2148-1210

İleri BT Teknikleri ve Protokolleri

Konuk Editör: C. Çınar BAŞEKİM

TÜRK RADYOLOJİ SEMİNERLERİ



AVES

Cilt 8 • Sayı 1 • Nisan 2020

turkradyolojiseminerleri.org

turkradyolojiseminerleri.org

TÜRK RADYOLOJİ SEMİNERLERİ

Konuk Editör: C. Çınar BAŞEKİM

İleri BT Teknikleri ve Protokolleri

Cilt 8 • Sayı 1 • Nisan 2020

TRD 1924
TÜRK RADYOLOJİ DERNEĞİ

AVES

Baş Editör

Mecit Kantarcı
Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Erzurum

Editörler

Hatice Tuba Sanal
Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Gülhane Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Ankara

Mehmet Ruhi Onur
Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Ankara

Yayıncı
İbrahim KARA

Yayın Yönetmeni
Ali ŞAHİN

Editöryel Geliştirme
Gizem KAYAN TEKAÜT

Yayın Yönetmeni Yardımcısı
Gökhan ÇİMEN

Yayın Koordinatörleri
İrem SOYSAL
Arzu YILDIRIM
Deniz KAYA
Gülnur MERCAN
Bahar ALBAYRAK

Mali ve İdari İşler
Zeynep YAKIŞIRER ÜREN
Betül ÇİMEN

Proje Koordinatörleri
Sinem KOZ
Doğan ORUÇ

Grafik Departmanı
Ünal ÖZER
Deniz DURAN
Beyzanur KARABULUT

İletişim
Adres: Büyükdere Cad.
No: 105/9 34394
Mecidiyeköy, Şişli, İstanbul
Telefon: +90 212 217 17 00
Faks: +90 212 217 22 92
E-posta: info@avesyayincilik.com

DERGİ YÖNERGESİ

1. Tanım ve Amaç

Bu yönerge, Türk Radyoloji Derneği'nin yayın organı olan Türk Radyoloji Seminerleri'nin bilimsel açıdan yüksek nitelikli olması amacıyla, yayın politikasını ve işleyişini tanımlamaktadır. İçerikte yer alan maddeler Türk Radyoloji Derneği'nin bilimsel politikaları ve tüzüğünde yer alan prensiplere uygun hazırlanmıştır.

Türk Radyoloji Derneği'nin bilimsel yayını olan Diagnostic and Interventional Radiology dışında, yılda 3 kez Türkçe olarak yayınlayacağı Türk Radyoloji Seminerleri, radyoloji ve ilgili diğer branşlarda görev yapan hekimlerin, seçilmiş konularda güncel bilgi ve deneyimlere ulaşmasını ve asistan eğitimine katkı sağlamayı amaçlamaktadır.

2. İşleyiş

- Editörler Kurulu Türk Radyoloji Derneği tarafından atanan bir Editör ve iki Editör Yardımcısı'dan oluşur.
- Editörler Kurulu derginin Yazım Kuralları'nı belirler.
- Her sayı için, Editörler Kurulu tarafından ana konu başlığı ve Konuk Editör belirlenir.
- Konuk Editör, Editörler Kurulu tarafından belirlenen çerçeve ve verilen süre içinde yayınlanacak olan yazı başlıklarını ve bu yazıları hazırlayacak olan kişileri belirleyerek Editörler Kurulu'na sunar.
- Editörler Kurulu'nun onayını takiben yazarlara davet mektupları gönderilir.
- Yazılar Konuk Editör tarafından kontrol edilir ve düzeltmeler yapıldıktan sonra Editörler Kurulu'na gönderilir.
- Editörler Kurulu tarafından kontrol edilen yazılar baskı planına aktarılır. Editörler Kurulu bu aşamada yazıların içeriği ve yazarlarıyla ilgili düzenleme yapma yetkisine sahiptir.

3. Editörler Kurulu'nun Özellikleri

- Editörler Kurulu Türk Radyoloji Derneği Yönetim Kurulu tarafından üç sene için atanır. Editörler Kurulu'nda en fazla iki dönem görev alınabilinir.
- Editörler Kurulu'na atanacak kişilerin Web of Science'ta indekslenen tıp dergilerinde yayınlanmış en az 30 adet yayını olmalıdır.
- Bu yayınların en az 10 tanesi araştırma yazısı olmalıdır.
- Bu yayınların en az 5'inde birinci isim ya da sorumlu (Corresponding) yazar olarak yer almalıdır.

4. Editörler Kurulu'nun Sorumlulukları

- Derginin amaçlarını ve yayın politikasını TRD Yönetim Kurulu ile birlikte belirlemek
- Baskının zamanında yapılmasını ve devamlılığını sağlamak
- Yazıların içeriğini denetlemek ve düzenlemek
- Konuk Editör'ü ve ana konu başlığını belirlemek ve yazarları onaylamak
- Gerek görüldüğünde konuk editöre alt konu başlıkları ve yazar önerisinde bulunmak

5. Konuk Editör'ün Özellikleri

- Konusunda, uluslararası derneklerin yönetiminde veya kongre aktivitelerinde aktif görev almış olmalı ya da aşağıdaki kuralları karşılamalıdır.
- Web of Science'ta indekslenen dergilerde yayınlanmış en az 30 yayını olmalıdır.
- Yayınların en az 8 tanesi araştırma makalesi olmalıdır.
- Yayınların en az 5 tanesinde ilk isim ya da sorumlu (Corresponding) yazar olarak yer almalıdır.

6. Konuk Editör'ün Görevleri

- Güncel konulu yazı başlıklarını Editörler Kurulu ile birlikte belirlemek
- Yazarları Editörler Kurulu ile birlikte belirlemek
- Yazıları süresi içinde yazarlardan toplamak
- Yazı içeriklerini, görselleri, tabloları ve kaynakları kontrol etmek ve düzeltmeleri yapmak
- Her yazı için bilimsel içerik yönünden hakemlik yapmak

AMAÇLAR VE KAPSAM

Türk Radyoloji Seminerleri, Türk Radyoloji Derneği'nin sürekli tıp eğitimi faaliyetleri kapsamında sadece elektronik olarak yayınlanmaktadır. Yayın dili Türkçe olan dergi Nisan, Ağustos ve Aralık aylarında olmak üzere yılda 3 sayı yayınlanmaktadır.

Derginin öncelikli hedefi, kanıta dayalı tıp literatürüne yansımış olan en güncel bilgileri ve deneyimleri, radyoloji alanında çalışan hekimlere ve ilgili diğer branşlarda görev yapan hekimler ve sağlık profesyonellerine pratik bir şekilde aktarmaktır.

Derginin yayın politikası ve Editöryel işleyişi, Türk Radyoloji Derneği tarafından atanan bir Editör ve iki Editör Yardımcısı'dan oluşan Editörler Kurulu tarafından, uluslararası biyomedikal yayıncılık standartları ve etik prensiplere bağlı kalınarak belirlenir ve denetlenir.

Editörler Kurulu her sayı için radyolojinin alt konularından bir ana başlık belirler ve içerik planlaması ve koordinasyonu için Konuk Editör atanır. Konuk Editör yazıların başlıkları ve yazarlarını planlayarak Editörler Kurulu'nun onayına sunar. Yazıların basım öncesi denetimi ve içerik düzenlemeleri Konuk Editör ve Editörler Kurulu tarafından yapılır. Yazıların bilimsel ve hukuki sorumluluğu yazarlarına aittir.

Dergide yayınlanan yazılar www.turkradyolojiseminerleri.org adresinde tam metin olarak yayınlanmaktadır.

Derginin mali kaynakları, reklam gelirleri ve Türk Radyoloji Derneği fonlarından oluşmaktadır. Reklam vermek isteyen kuruluşlar Türk Radyoloji Derneği'ne başvurmalıdır.

Türk Radyoloji Seminerleri'nin isim hakkı ve yayınlanan içeriklerin telif hakları yazarların yazılı izinleriyle Türk Radyoloji Derneği'ne aittir. Yazılar, tablolar, görseller ve diğer tüm içeriklerin kullanımı ve tıpkı basımları için Türk Radyoloji Derneği'ne müracaat edilmelidir.

Editörler Kurulu
Adres : Hoşdere Cad., Güzelkent Sok, Çankaya Evleri, F Blok, No:2 06540 Çankaya, Ankara
Telefon : +90 312 442 36 53
Faks : +90 312 442 36 54
E-posta : info@turkradyolojiseminerleri.org
Web : www.turkradyolojiseminerleri.org

Yayıncı - AVES
Adres : Büyükdere Cad. No: 105/9 34394 Mecidiyeköy, Şişli, İstanbul
Telefon : +90 212 217 17 00
Faks : +90 212 217 22 92
E-posta : info@avesyayincilik.com
Web : www.avesyayincilik.com

YAZIM KURALLARI

Türk Radyoloji Seminerleri'nde sadece Editörler Kurulu ve Konuk Editör tarafından belirlenen ve davet edilen yazılar yayınlanır. Bu sistem dışında dergiye gönderilen yazılar değerlendirmeye alınmaz.

Davet edilen kişiler yazılarını aşağıda belirtilen formatlarda hazırlayarak www.turkradyolojiseminerleri.net web sayfası üzerinden dergiye göndermelidir. Yazıların hazırlanması aşamasında bu kurallara riayet edilmesi derginin yayın süreçlerinin hızlı ve sağlıklı bir şekilde yürütülmesi açısından önemli olduğundan tüm yazarların bu kılavuza uygun hareket etmeleri Editörler Kurulu tarafından beklenmektedir.

Genel Kurallar

1. Yazılar bilimsel açıdan üst düzeyde olmalı ve en güncel kaynaklarla desteklenmelidir.
2. Daha önce başka bir dergi veya kitapta yayınlanmamış ya da yayın için değerlendirme aşamasında olmamalıdır.
3. Metinler özgün hazırlanmalı, başka bir yerli kaynaktan kopyalanmamalı veya yabancı kaynaklardan çeviri yapılmamalıdır. Tüm yazılar baskı öncesi iThenticate programı üzerinden aşırma ve kopya yayın yönlerinden incelenecek ve literatürdeki diğer yayınlarla benzeşme oranları yüksek bulunan yazılar yazarlarına iade edilecektir.
4. Yazılarda yer verilen tablolar, şekiller, resimler ve diğer görseller özgün olmalı, başka bir kaynaktan alındıysa Türk Radyoloji Seminerleri'nde tekrar yayınlanabilmesi için gerekli izinler yazarlar tarafından alınmalı ve izin belgeleri dergiye gönderilmelidir.
5. Kaynak listesinde yalnızca yayınlanmış ya da yayınlanmak üzere kabul edilmiş ve mümkün oldukça yeni çalışmalar kullanılmalıdır. Ulaşılması mümkün olmayan ve veri tabanlarında indekslenmeyen kaynaklar kullanılmamalıdır.
6. Özellikle tablolar, metni açıklayıcı ve kolay anlaşılır hale getirecek biçimde hazırlanmalı ve metnin tekrarı niteliğinde olmamalıdır.
7. Her yazıda en fazla iki isim olmalı ve yazarlardan en az bir tanesinin akademik ünvanı ya da eğitim hastanelerinde 10 yılın üzerinde uzmanlığı bulunmalıdır. Her sayıda, bir yazarın en fazla bir adet yazısı yayınlanabilir.
8. Yazarlardan en az birinin, Web of Science'da indekslenen dergilerde çıkmış en az 15 yazısı olmalı, bu yayınlardan en az 8 tanesi araştırma makalesi olmalı, en az 5 tanesinde ilk isim olmalıdır.
9. Yazılar derginin yayınlanma tarihinden en geç 5 ay öncesinde konuk editöre iletilmiş olmalıdır.

Teknik Kurallar

1. Yazılar Microsoft Office Word programında, Times New Roman yazı karakterinde, 12 punto, çift satır aralıklı ve sayfa kenarı boşlukları 2.5 cm olarak hazırlanmalıdır.
2. Derginin yayın dili Türkçe olduğundan yazı dosyalarında yer alan tüm içerikler sadece Türkçe dilinde verilmelidir.
3. İlk sayfada yazının başlığı, 500 boşluksuz karakter sayısını geçmeyecek şekilde özeti, yazarların isimleri, kurum bilgileri, posta adresleri, E-posta adresleri ve telefon numaraları yazılmalıdır.
4. İkinci sayfadan itibaren yazının tam metni verilmelidir. Tam metin, yazının konusuna uygun bir şekilde yazarlar tarafından belirlenen alt başlıklara bölünmelidir. Tam metin kelime sayısının alt ve üst sınırı, yazının konusuna uygun olacak şekilde Konuk Editör tarafından yazarlara bildirilecektir.
5. Tam metin yazıldıktan sonra Kaynaklar verilmelidir. Kaynakların alt ve üst sınırı yazının konusuna uygun olacak şekilde Konuk Editör tarafından yazarlara bildirilecektir. Tüm Kaynaklar cümle sonlarında köşeli parantez içinde yazılmalı ve metin içinde geçiş sırasına göre listelenmelidir. Kaynak yazım stilleri aşağıda verilen formata uygun olmalıdır.
    - Altı ya da daha az yazarlı kaynaklarda tüm isimler yazılmalı, yazar sayısı altıyı aştığında ise, ilk altı yazarın ismi yazılarak arkasından tam metni Türkçe olan kaynaklarda "ve ark.", İngilizce olan kaynaklarda ise "et al." ifadesi eklenmelidir.
    - Dergi: Muller C, Buttner HJ, Peterson J, Roskomun H. A randomized comparison of clopidogrel and aspirin versus ticlopidine and aspirin after placement of coronary artery stents. Circulation 2000; 101: 590-3.
    - Kitap bölümü: Sherry S. Detection of thrombi. In: Strauss HE, Pitt B, James AE, editors. Cardiovascular Medicine.St Louis: Mosby; 1974.p.273-85.
    - Tek yazarlı kitap: Cohn PF. Silent myocardial ischemia and infarction. 3rd ed. New York: Marcel Dekker; 1993.

- Yazar olarak editör(ler): Norman IJ, Redfern SJ, editors. Mental health care for elderly people. New York: Churchill Livingstone; 1996.
- Toplantıda sunulan makale: Bengisson S. Sothemin BG. Enforcement of data protection, privacy and security in medical informatics. In: Lun KC, Degoulet P, Piemme TE, Rienhoff O, editors. MEDINFO 92.Proceedings of the 7th World Congress on Medical Informatics; 1992 Sept 6-10; Geneva, Switzerland. Amsterdam: North-Holland; 1992.p.1561-5.
- Bilimsel veya teknik rapor: Smith P. Golladay K. Payment for durable medical equipment billed during skilled nursing facility stays. Final report. Dallas (TX) Dept. of Health and Human Services (US). Office of Evaluation and Inspections: 1994 Oct. Report No: HHSIGOE 169200860.
- Tez: Kaplan SI. Post-hospital home health care: the elderly access and utilization (dissertation). St. Louis (MO): Washington Univ. 1995.
- Yayına kabul edilmiş ancak henüz basılmamış yazılar: Leshner AI. Molecular mechanisms of cocaine addiction. N Engl J Med In press 1997.
- Erken Çevrimici Yayın: Aksu HU, Ertürk M, Gül M, Uslu N.Successful treatment of a patient with pulmonary embolism and biatrial thrombus. Anadolu Kardiyol Derg 2012 Dec 26. doi: 10.5152/akd.2013.062. [Epub ahead of print]
- Elektronik formatta yayınlanan yazı: Morse SS. Factors in the emergence of infectious diseases. Emerg Infect Dis (serial online) l995 Jan-Mar (cited 1996 June 5): 1(1): (24 screens). Available from: URL: http:/ www.cdc.gov/ncidodlElD/cid.htm.

6. Tablolar Microsof Office Word programında "Tablo Ekle" özelliği kullanılarak hazırlanmalı ve Kaynaklar'dan sonra metin içinde geçiş sırasına uygun olarak yerleştirilmelidir. Her yazı için belirlenen tablo sayısı, yazının konusuna uygun olacak şekilde Konuk Editör tarafından yazarlara bildirilecektir.
7. Görseller (Şekil ve Resim) tam metinde geçen konuları açıklamaya yetecek sayıda olmalı, yüksek çözünürlüklü ve en az 300 dpi jpeg dosyası formatında online sisteme ayrıca yüklenmelidir. Görselerin numaralandırmaları metin içinde işaretlenmeli ve alt yazıları tam metin dosyasının sonuna eklenmelidir. Her yazı için belirlenen tablo sayısı, yazının konusuna uygun olacak şekilde Konuk Editör tarafından yazarlara bildirilecektir.
8. Video ve hareketli görüntülerle desteklenen yazılar derginin sürekli tıp eğitimi amacına hizmet etmesi açısından değerli ve önemlidir. Bu dosyalar en fazla 3 MB boyutunda ve "mpeg" formatında hazırlanmalı ve ayrı bir dosya olarak sisteme yüklenmelidir.
9. Tablo ve görsellerin başlıklarında ve yazı içinde anılmasında Arabik rakam yazılmalı, Roma rakamları kullanılmamalıdır.
10. Görseller, videolar ve hareketli görüntülerde hasta ve kurum isimleri yer almamalıdır.
11. Metin, tablo ve görsellerde kullanılan ondalık sayılar virgül ile ayrılmalıdır.
12. Paragrafların ilk cümleleri kısaltma ile başlamamalıdır.
13. Farmasötik ürünler jenerik isimleriyle yazılmalı, ticari marka adı kullanılmamalı; tıbbi malzeme ve aygıt isimlerinde ise marka ve firma ismi ile, şehir ve ülke bilgisi yer almalıdır.
14. Hazırlanan konu ile ilgili metnin sonunda 5 adet çoktan seçmeli soru hazırlanmalı ve doğru yanıtı işaretlenmelidir.
15. Yayın Hakkı Devir Formu doldurularak imzalanmalı ve dergiye gönderilmelidir. Yazarlar imzaladıkları formu tarayıcıdan geçirerek sisteme PDF veya JPEG formatında yükleyebilecekleri gibi, E-posta, faks veya kargo ile de aşağıda yazılı Yayıncı adreslerine gönderebilirler. Yayın Hakkı Devir Formu gönderilmeyen yazılar basılmayacaktır.

Her türlü konuda bilgi ve destek almak için aşağıda yazılı adresler aracılığıyla Editörler Kurulu ve Yayıncı ile iletişim kurulabilir.

Editörler Kurulu
Adres : Hoşdere Cad., Güzelkent Sok, Çankaya Evleri, F Blok, No:2 06540 Çankaya, Ankara
Telefon : +90 312 442 36 53
Faks : +90 312 442 36 54
E-posta : info@turkradyolojiseminerleri.org
Web : www.turkradyolojiseminerleri.org

Yayıncı - AVES
Adres : Büyükdere Cad. No: 105/9 34394 Mecidiyeköy, Şişli, İstanbul
Telefon : +90 212 217 17 00
Faks : +90 212 217 22 92
E-posta : info@avesyayincilik.com
Web : www.avesyayincilik.com

İleri BT Teknikleri ve Protokolleri

KONUK EDİTÖRDEN

Saygıdeğer meslektaşlarım,

Bilgisayarlı tomografi (BT) ilk kez 1972 yılında tıbbi alanda kullanılmaya başlandığında bir görüntüyü elde etmek çok uzun zaman alıyordu ve başlangıçta sadece kranial incelemeler için kullanılabiliyordu. Daha sonra kısa süre içerisinde diğer bölgeleri taramaya yönelik cihazlar geliştirildi. Teknolojideki gelişmeler 1980'li yıllarda spiral BT cihazları ve 1990'lı yıllarda da çok kesitli BT cihazları kullanılmaya başlaması ile büyük bir ivme kazanmıştır. Günümüzde hızlı görüntüleme teknikleri sayesinde tek bir nefes tutma zamanında tüm torakoabdominal bölgenin incelenmesi olanaklı hale gelmiştir.

BT cihazlarındaki bu baş döndürücü gelişmeler birçok yeni kullanım alanının da ortaya çıkmasını sağlamıştır. Bu sayede BT bugün birçok konvansiyonel radyolojik yöntemin yerini almıştır. Bunun yanında birçok girişimsel işlem için de başvurulan bir rehber yöntem olmuştur.

Bilgisayarlı tomografi halen birçok klinik durumda vazgeçilmez bir tanı yöntemidir. Yüksek hızlı çekim teknikleri hareket artefaktlarının azalmasını sağlamış, ayrıca damarsal incelemelerde istenilen fazda görüntü elde edilebilir hale gelinmiştir. İleri rekonstrüksiyon teknikleri, kantitatif teknikler, çift-enerji BT teknikleri, sine-BT teknikleri gibi yeni teknikler ve PET/BT gibi hibrit yöntemlerle kullanım alanı daha da genişlemektedir. Bunların yanı sıra yapay zeka uygulamaları da BT incelemelerde hızla yerini almaya başlamıştır.

Ancak bu geniş kullanım alanı radyasyona bağlı bazı riskleri ve endişeleri de gündeme getirmiştir. Günümüzde tıbbi radyasyon maruziyeti içerisinde en önemli yeri BT almaktadır. İncelemelerde düşük doz protokollerine uymak ve gelişmiş tekniklerin sağladığı önlemler sayesinde artık eskiye göre çok daha düşük dozlarda incelemeler yapmak mümkündür.

Türk Radyoloji Seminerleri dergisinin bu sayısını "İleri BT Teknikleri ve Protokolleri" konusuna ayırdık. Konusunda uzmanlaşmış çok değerli meslektaşlarımız yazılarında bu konularda bilgi ve tecrübelerini paylaştılar. Alışık olduğumuz incelemelerdeki yeni protokoller yanında yeni teknikler ve protokollerin siz meslektaşlarımızın çalışmalarında yararlı olacağını umuyoruz.

Dergimizin bu sayısının hazırlanması COVID-19 pandemisi dönemine denk geldi. Bu nedenle elde olmayan bazı gecikmeler yaşadık. Bu gecikmeden dolayı ve olası editöryel hatalardan dolayı affınızı diliyorum.

Sayının hazırlanması için bilgi ve deneyimlerini bizlerle paylaşan tüm hocalarımıza saygılarımı sunuyorum. Türk Radyoloji Seminerleri dergisinin hazırlanmasında emeği geçen herkese teşekkür ediyorum.

Prof. Dr. C. Çınar BAŞEKİM
Bayındır İçerenköy Hastanesi, Radyoloji Bölümü, İstanbul, Türkiye

İleri BT Teknikleri ve Protokolleri

HAZIRLAYANLAR

ATİLLA ARSLANOĞLU, BR CARE Görüntüleme Merkezi, Radyoloji Bölümü, Ankara, Türkiye

C. ÇINAR BAŞEKİM, Bayındır İçerenköy Hastanesi, Radyoloji Bölümü, İstanbul, Türkiye

ELİF GÖZGEÇ, Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Erzurum, Türkiye

F. DEMİR APAYDIN, Mersin Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Mersin, Türkiye

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

GÖKÇE KAAN ATAÇ, Ufuk Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

HAKAN ÖNDER, S.B.Ü Okmeydanı Sağlık Uygulama Araştırma Merkezi, İstanbul, Türkiye

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

KAAN ESEN, Mersin Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Mersin, Türkiye

MECİT KANTARCI, Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Erzurum, Türkiye

MEHMET RUHİ ONUR, Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

MELTEM GÜLSÜN AKPINAR, Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

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

OSMAN KIZILKILIÇ, İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa, Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Nöroradyoloji Bilim Dalı, İstanbul, Türkiye

RECEP SAVAŞ, Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, İzmir, Türkiye

SERDAR ARSLAN, İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa, Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Nöroradyoloji Bilim Dalı, İstanbul, Türkiye

SERKAN ARIBAL, S.B.Ü Okmeydanı Sağlık Uygulama Araştırma Merkezi, İstanbul, Türkiye

TOLGA İNAL, Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

YASİN SARIKAYA, Dr. Sami Ulus Kadın Doğum, Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Radyoloji Kliniği, Ankara, Türkiye

İleri BT Teknikleri ve Protokolleri

Cilt 8 • Sayı 1 • Nisan 2020

İçindekiler

Bilgisayarlı Tomografide Yeni Görüntü İşleme Teknikleri 1

Yasin Sarıkaya, Mehmet Ruhi Onur

Radyolojide görüntü işleme yazılımları görüntülerden birçok kalitatif ve kantitatif verinin elde edebilmesine olanak sağlayan gelişmiş görüntü elde etme teknikleri sayesinde daha sık kullanılmaktadır. Bilgisayarlı tomografide (BT) görüntü işleme teknikleri hastalarda tanısal doğruluğu arttırma, tedavi yanıtını monitorize etme ve prognozu tahmin etmede kullanılabilir. Bu makalede BT'de kullanılan yeni görüntü işleme teknikleri sunulacaktır.

Abdominal İncelemelerde İleri BT Teknikleri ve Protokolleri 21

Kaan Esen, F. Demir Apaydın

Çok kesitli bilgisayarlı tomografi teknolojisinin gelişmesi ile birlikte abdomende farklı organlar ve patolojilere yönelik olarak farklı çekim protokolleri kullanılmaktadır. Tetkik öncesinde yeterli klinik bilgiye sahip olunması, özel çekim protokollerinin bilinmesi ve uygun şekilde uygulanması ve farklı düzlemlerde oluşturulan görüntülerden yararlanılmasıyla doğru tanıya ulaşılabilir. Özellikle çok fazlı incelemelerde hastanın aldığı radyasyon dozu da unutulmadan tetkikler gerçekleştirilmelidir.

Toraks İncelemelerinde İleri BT Teknikleri ve Protokolleri 38

Gamze Durhan, Meltem Gülsün Akpınar

Bilgisayarlı Tomografi (BT) teknolojisindeki gelişmeler spiral tek kesitli BT'den çok kesitli BT'ye geçiş ile büyük ivme kazanmış ve bunu ileri rekonstrüksüyon teknikleri, 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. Bu yazıda toraks incelemelerinde ileri BT tekniklerinin özellikleri ve klinik uygulamaları özetlenmiştir.

Kardiyak İncelemede İleri BT Teknikleri ve Protokolleri 54

Elif Gözgeç, Mecit Kantarcı

Bilgisayarlı tomografideki (BT) son gelişmeler, koroner arter hastalığında kadiyak hemodinamik değerlendirmeyi mümkün kılmaktadır. Miyokardiyal perfüzyon BT ve çift enerji BT, rutin kullanıma giren BT anjiyografi ile birlikte kullanıldığında gereksiz invaziv girişimleri önlemektedir. BT-Fraksiyonel akış rezervi de koroner arter darlığının güvenilir değerlendirmesinde umut vadetmektedir.

Nöroradyolojide İleri BT Teknikleri ve Protokolleri 66

Serdar Arslan, Osman Kızılkılıç

Nöroradyolojik görüntüleme yöntemleri değişen ve gelişen teknoloji ile birlikte klinik kullanımda her geçen gün daha da avantajlı hale gelmektedir. Bilgisayarlı tomografi özellikle acil nöroradyolojik görüntüleme gerektiren kanama ve iskemik inme gibi durumlarda ilk başvurulan görüntüleme yöntemlerinden biridir. Nöroradyolojik görüntülemede kullanımı gittikçe yaygınlık kazanan ileri BT teknikleri ve protokolleri hastalara doğru ve güvenilir tanı konulmasında önemli bir rol oynamaktadır.

BT Anjiyografi Teknikleri ve Protokolleri 80

Serkan Arıbal, Hakan Önder

Son 20 yılda BT teknolojisindeki hızlı gelişmelerle daha güçlü ve sofistike X-ışını tüpleri kullanıma girmiştir. Bu teknolojinin getirdiği çok sıralı dedektör sistemleri ve artan gantry rotasyon hızı, uzaysal ve zamansal çözünürlükte belirgin artış BT anjiyografiyi hemen her vasküler yatakta uygulanabilir hale getirmiştir. BT anjiyografide görüntü elde etmek için hem çekim ve hem de kontrast madde enjeksiyon protokollerinin en doğru bir şekilde belirlenmesi gerekmektedir.

Çift Enerji BT Uygulamaları 96

İlkay Çamlıdağ, Murat Danacı

Çift enerji bilgisayarlı tomografi (ÇEBT) ile iki ayrı enerji düzeyinde inceleme ile materyallerin fotoelektrik absorbsiyon farklılıklarına bağlı olarak yoğunluğu hakkında bilgi elde edilebilir. Bu sayede iyot, kalsiyum gibi farklı materyaller karakterize ve kantifiye edilebilir. Bu derlemede ÇEBT fiziği, farklı ÇEBT teknolojileri ve ÇEBT'nin klinik uygulamaları konusunda genel bilgi verilmesi amaçlanmıştır.

BT İncelemelerde Görüntü Kalitesi ve Artefaktlar 110

Gökçe Kaan Ataç, Tolga İnal

BT'de görüntü oluşumu, uygulanan tarama parametreleri, taranan hasta ve bilgisayarda işleme sürecinden etkilenir. Görüntü oluşumunda değiştirilebilen bu etkenler sadece görüntünün kalitesini değil doğrudan hastanın aldığı radyasyonu dolayısıyla hastanın biyolojik risklerini de etkiler. Bu nedenle görüntü kalitesi ve hasta radyasyon dozu beraber değerlendirilmelidir. Görüntünün kalitesi objektif ve sübjektif olarak değerlendirilebilse de tanıya yardım edecek özellikte olması esas kriterdir.

Bilgisayarlı Tomografide Radyasyon Doz Kontrolü ve Düşük Doz Çekim Teknikleri 129

C. Çınar Başekim, Atilla Arslanoğlu

Bilgisayarlı Tomografi (BT) incelemelerine bağlı radyasyon dozları, günümüzde maruz kalınan tıbbi radyasyon içerisinde önemli bir yer tutar. BT teknolojilerindeki gelişmeler sonucunda tetkik sayıları giderek artmakta, bu da beraberinde radyasyon maruziyetinin artmasına neden olabilmektedir. Buna karşın BT incelemeler bazı durumlarda vazgeçilmez bir tanı yöntemidir. Ayrıca bazı girişimsel işlemlerde de çok önemli bir rehber yöntemdir. Hasta seçimi ve doz ayarlaması konusunda bazı basit kurallara dikkat etmek dozun belirgin şekilde azalmasını sağlayabilir. Önemli olan, en fazla görüntüleme bilgisini sağlayacak incelemeyi en az dozda gerçekleştirebilmektir

PET/BT Uygulamaları 148

Recep Savaş

PET/BT özellikle onkolojik görüntülemede sık kullanılan bir modalite olmuştur. En çok F-18 FDG denilen şeker analogu bir radyofarmasotik kullanılmaktadır. Hastanın özel bir hazırlık yöntemi ve özel bir çekim protokolü mevcuttur. Onkolojik uygulama dışında daha az kullanımı olmakla birlikte beyin ve kalp için farklı bir çekim yöntemi ve değerlendirme bulunmaktadır. Yine yeni ve değişik farmasotikler kullanılmaya başlamış olup önümüzdeki yıllarda bu kullanımın çok daha çeşitleneceği sadece görüntüleme değil aynı zamanda tedavi amaçlı kullanımı olacağı aşikardır.

TRD 1924 TÜRK RADYOLOJİ DERNEĞİ

TÜRK RADYOLOJİ SEMİNERLERİ

Trd Sem 2020; 8: 1-20

Bilgisayarlı Tomografide Yeni Görüntü İşleme Teknikleri

Yasin Sarıkaya[1], Mehmet Ruhi Onur[2]

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- BT'de yeni görüntü işleme yöntemleri ve kullanım alanları
- Görüntü işleme yöntemlerinin tanı ve tedavi süreçlerine katkısı

Sarıkaya Y, Onur MR. Bilgisayarlı Tomografide Yeni Görüntü İşleme Teknikleri. Trd Sem 2020; 8: 1-20

GİRİŞ

Multidedektör bilgisayarlı tomografi (BT) ile hızlı bir şekilde ince kesit kalınlığında görüntü elde edilebilmesi bu görüntüler üzerinden veri işleme yöntemi ile farklı şekilde değerlendirmelere olanak sağlamıştır. BT'de elde olunan görüntülerin kalitatif ve kantitatif özellikleri farklı yazılımlar aracılığı ile tanısal etkinliğin arttırılması, tedavi sonrası takip ve hastalığın prognozunun öngörülmesinde kullanılabilir.

NÖRORADYOLOJİDE GÖRÜNTÜ İŞLEME TEKNİKLERİ

Alberta İnme Programı Erken BT Skoru (Alberta Stroke Programme Early CT Score-ASPECTS)

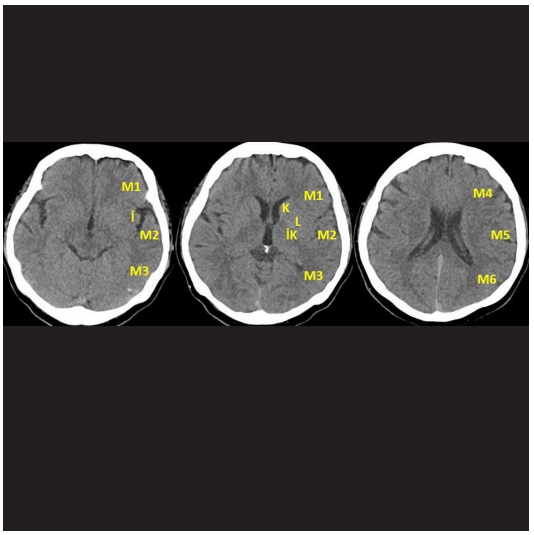
Alberta İnme Programı Erken BT Skoru kontrastsız BT'de orta serebral arter (MCA) sulama alanındaki erken iskemik değişiklikleri basit ve hızlı bir şekilde değerlendirmek için kullanılan 10 puanlık kantitatif bir skorlama sistemidir. ASPECTS için kontrastsız beyin BT tetkikinin görüntüleri radyolojik incelemelerin değerlendirildiği iş istasyonunda ASPECTS yazılım modülüne yüklenir. Daha sonra ASPECTS yazılım modülü kontrastsız beyin BT görüntülerinde bilateral serebral hemisferlerde daha önce tanımlanmış vasküler sulama alanlarının haritalanmasını sağlar. Bu alanların dansite değerlerini otomatik olarak ölçen yazılım her iki serebral hemisferde dansite değerlerinin ölçüldüğü alanların birbirleri ile farklılık derecesine göre etkilenen hemisferde ASPECTS skoru belirler. Orta serebral arter sulama alanının segmental olarak değerlendirilmesinde ASPECT yazılımının otomatik olarak belirlediği anatomik lokalizasyonlar şunlardır: kaudat nukleus (K), lentiform nukleus (L), internal kapsül (İK), insular korteks (İ), frontal operku-

[1]Dr. Sami Ulus Kadın Doğum, Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Radyoloji Kliniği, Ankara, Türkiye
[2]Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

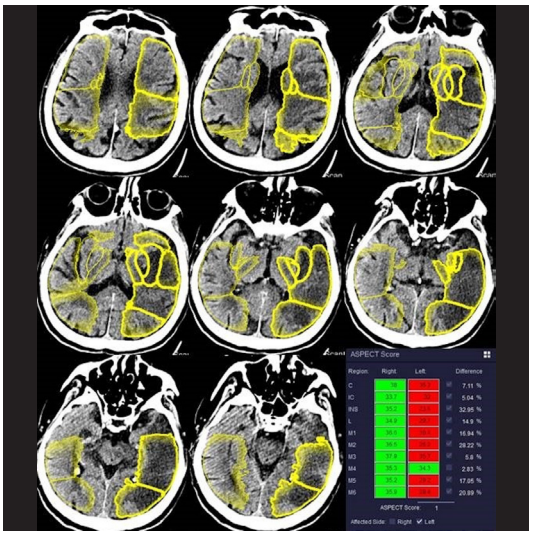
✉ Mehmet Ruhi Onur • ruhionur@yahoo.com

© 2020 Türk Radyoloji Derneği.
Tüm hakları saklıdır.

doi: 10.5152/trs.2020.844
turkradyolojiseminerleri.org



Resim 1. Kontrastsız beyin BT'de ASPECTS'de kullanılan anatomik alanlar. Kaudat nukleus (K), lentiform nukleus (L), internal kapsül (İK), insular korteks (İ), frontal operkulum (M1), anterior temporal lob (M2), posterior temporal lob (M3), supragangliyonik düzeyde sırasıyla M1, M2 ve M3 süperiorunda anterior (M4), lateral (M5) ve posterior (M6) MCA sulama alanları



Resim 2. Otomatize ASPECTS hesaplanması. Sol servikal internal karotid arter oklüzyonu bulunan 75 yaşındaki kadın hastada, ASPECTS yazılımı ile kontrastsız beyin BT görüntülerinde düşük dansiteli alanların densite değerleri kontralateral hemisferdeki aynı anatomik bölgelerin dansite değerleri ile karşılaştırılarak ASPECTS skoru hesaplanmıştır.

lum (M1), anterior temporal lob (M2), posterior temporal lob (M3), supragangliyonik düzeyde M1, M2 ve M3 süperiorunda yer alan sırasıyla anterior (M4), lateral (M5) ve posterior (M6) MCA sulama alanları (Resim 1). MCA sulama alanında iskemiden etkilenen her bir bölge için toplam 10 puandan 1 puan düşülerek etkilenen hemisferin ASPECTS skoru hesaplanır. Düşük ASPECTS değerleri daha büyük enfarkt alanı ve trombolitik tedavi sonrası artmış semptomatik intraserebral kanama riski ile ilişkilidir (Resim 2) [1].

Difüzyon ağırlıklı manyetik rezonans görüntüleme ile de ASPECTS skoru hesaplanabilmekte olup (DA-MRG ASPECTS), aynı iskemik durumda BT ile hesaplanan ASPECTS skoruna göre skoru yaklaşık 1 puan daha düşük bulunmuştur. DA-MRG ASPECTS skorlama sisteminin BT ASPECT skorlama sistemine göre erken iskemi tanısında sensitivitesi daha yüksek olup iskemi tedavisine klinik yanıtı öngörmede daha başarılıdır [2].

Amerikan Kalp Derneği ve Amerikan İnme Derneği (AHA/ASA) tarafından hazırlanan akut iskemik inme kılavuzunda klinik skorlama yöntemleriyle birlikte ASPECTS mekanik trombektomi kararı alma süreçlerinde kullanılmaktadır. ASPECTS≥6 olan olgularda mekanik trombektomi önerilmektedir. ASPECTS<6 olan hastalarda da klinik faydası belirsiz olmakla birlikte trombektominin yapılabileceği belirtilmektedir [3]. Mekanik trombektomi yapılan DA-MRG ASPECTS≤5 akut iskemik inme hastalarının yaklaşık %30'unun endovasküler tedaviden fayda görebileceği bildirilmiştir [4].

Görsel ASPECTS değerlendirmesi uzman nöroradyologlarda bile gözlemci içi ve gözlemciler arası farklılığa neden olmaktadır [5]. Bu durumun önüne geçerek standardize algoritmalar ile ASPECTS yazılımsal olarak (e-ASPECTS, RAPID ASPECTS) hesaplanabilmekte ve daha başarılı sonuçlar alınabilmektedir [6, 7].

Posterior sirkulasyon akut iskemik inmelerinin de klinik yanıtını öngörmek için benzer şekilde PC-ASPECTS skorlama sistemi oluşturulmuştur. Posterior serebral arter vasküler sulama alanının değerlendirilmesi [talamus (her biri 1 puan), oksipital lob (her biri 1 puan), serebellar hemisfer (her biri 1 puan), mezensefa-

EĞİTİCİ NOKTA

lon (2 puan), pons (2 puan)] yapılır ve toplam 10 puandan etkilenen her bir bölge için 1 puan düşülerek hesaplanır [8]. MRG ile hesaplanan PC-ASPECTS>7 skorlarının posterior sistemi etkileyen akut iskemik inmede tedavi sonrası daha iyi nörolojik fonksiyon ile ilişkili olduğu bulunmuştur [9].

Perfüzyon BT

Perfüzyon BT akut iskemik inme hastalarında enfarkt ve penumbra alanlarının ayrı ayrı gösterilerek hastanın endovasküler trombektomi açısından değerlendirilmesi için kullanılan bir görüntüleme yöntemidir. Enfarkt, reperfüzyon sağlansa bile kurtarılamayacak yani geri dönüşümsüz olarak hasarlanan dokuyu, penumbra ise yetersiz kan akımının olduğu reperfüzyon sağlanırsa kurtarılabilecek dokuyu tanımlamaktadır [10]. AHA/ASA kılavuzunda perfüzyon BT, semptom başlangıcından itibaren geçen süre 6-24 saat arasında olan, büyük damar oklüzyonu (internal karotid arter veya MCA M1 segmenti) bulunan akut iskemik inme hastalarının mekanik trombektomi açısından değerlendirilmesinde önerilmektedir [3].

BT perfüzyon kontrast madde enjeksiyonu sonrası yaklaşık 50-60 sn boyunca belirli bir beyin kesitinin (MCA enfarktı için basal ganglion seviyesi) her saniye görüntülenmesi ile elde edilir. Çok dedektörlü BT sistemleri ile artık tüm beyin perfüzyon BT görüntülemesi yapılabilmektedir. Perfüzyon parametrelerinin hesaplanabilmesi için arteriyel inceleme lokalizasyonu (region of interest-ROI) anterior serebral arter A2 segmentine veya MCA M2 segmentine, venöz ROI ise dural venöz konfluense veya süperior sagital sinüse yerleştirilir. Kontrast maddenin geçişini gösteren zaman-dansite eğrileriyle oluşturulan perfüzyon verilerinden ham görüntü işleme yazılımları ile parametrik haritalar oluşturulur [11].

Perfüzyon BT ile serebral kan hacmi (CBV), serebral kan akımı (CBF), kontrast piki için geçen zaman (TTP), ortalama kontrast geçiş zamanı (MTT), rezidü fonksiyonun tepe noktasına ulaşması için geçen zaman (Tmax) ve gecikme zamanı (DT) gibi hemodinamik özellikler kontralateral hemisfer ile karşılaştırılarak iskemik dokular belirlenir [10]. Perfüzyon BT'de azalmış CBV ve CBF, artmış MTT ve TTP özelliği gösteren alan kor enfarktı (iskemik bölgedeki ölü dokuyu); CBV'nin rölatif olarak korunduğu, CBF'nin azaldığı, TTP ve MTT'nin arttığı alan ise iskemik penumbrayı göstermektedir (Resim 3) [12]. Difüzyon ağırlıklı MRG kor enfarktı değerlendirmede en iyi metoddur [13]. Enfarktı göstermede en iyi perfüzyon BT parametresi ise CBF (%30'dan fazla azalma) olup DA-MRG ile perfüzyon BT'nin diğer parametrelerine göre daha iyi korelasyon göstermektedir [14].

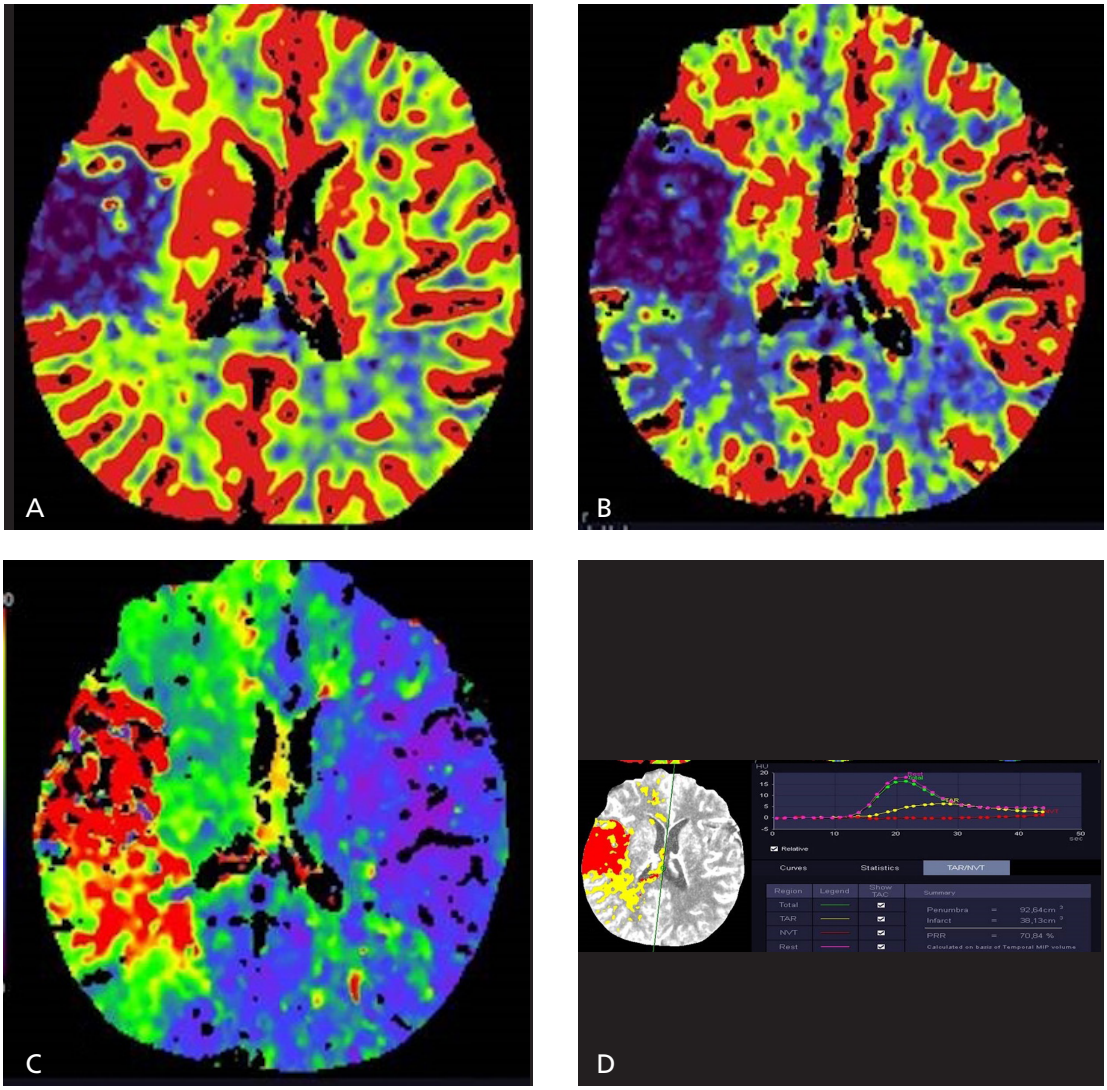
Enfarkt ve penumbra değerlendirmesinde kullanılan görüntü işleme algoritmaları ile enfarkt ve penumbranın belirlendiği sınır değerler yazılımlar arasında farklılık göstermektedir [15]. Semptom başlangıcından geçen süre 6 saatten fazla olan hastaların endovasküler tedaviye yanıtlarının araştırıldığı DAWN ve DEFUSE 3 randomize kontrollü çalışmalarında kullanılan perfüzyon BT yazılımında (RAPİD) CBF'de %30'dan fazla azalma olan alan kor enfarktı, Tmax'ta 6 sn'den fazla uzama olan alanlar ise penumbrayı göstermektedir [16, 17].

Dört Boyutlu BT Anjiyografi (Serebral Kan Akımı Görüntüleme)

Dört boyutlu BT anjiyografi (4-B BTA) 3-B BTA görüntülerinin işlenmesi tekniği olup serebral damarların maksimum kontrast enhansmanı gösterme sürelerinin hesaplanarak farklı renk kodlarıyla gösterilmesi ile karakterizedir. Yazılımın arteriyel segmentasyon yapması sonrası zaman atenuasyon eğrileri ile arteriyel akım girişi fonksiyonu hesaplanır ve intravenöz kontrast maddenin bolus enjeksiyonu sonrası maksimum kontrastlanma için geçen zaman (Tdelay) her arteriyel segment için hesaplanabilir. Farklı kontrast madde erişim zamanına sahip arteriyel yapılar farklı renk kodları ile gösterilir (Resim 4). Renk kodlamalı Tdelay haritaları ile maksimum intensite projeksiyonu (MIP) haritalarının birleştirilmesi ile 3-B renk kodlu görüntüler oluşturulur. Bu görüntüler üzerinde damar

EĞİTİCİ NOKTA

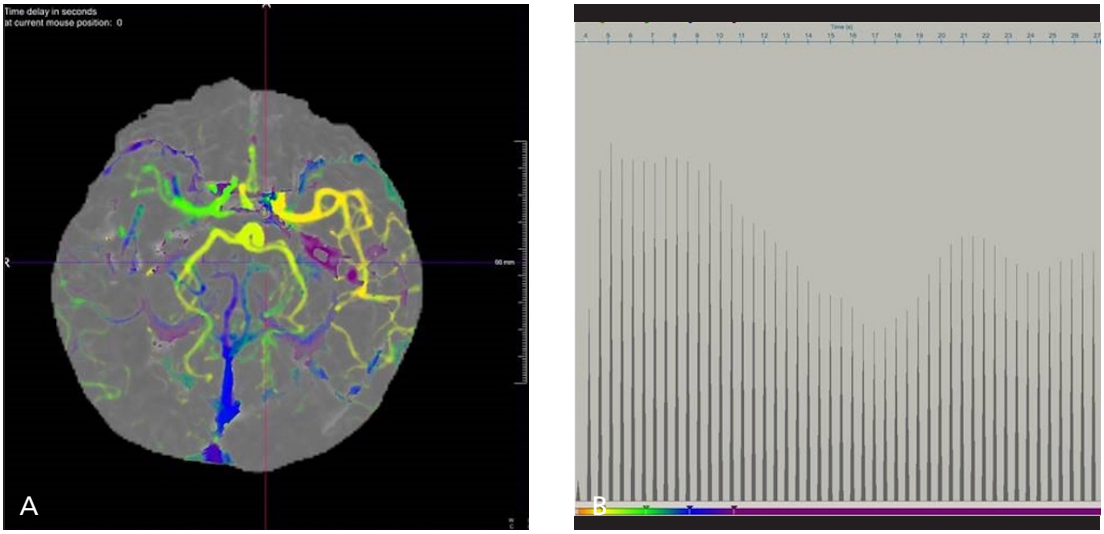
EĞİTİCİ NOKTA



Resim 3. A-D. Akut iskemik inmede beyin perfüzyon BT. Acil servise sol üst ve alt ekstremitede güçsüzlük şikayetiyle başvuran 78 yaşındaki erkek hastanın beyin BT ve BTA tetkiklerinde sağ MCA M1 oklüzyonu saptanmış olup semptom başlangıcından itibaren yaklaşık 8 saat geçmesi nedeniyle endovasküler tedaviye uygunluğunun değerlendirilmesi için yapılan perfüzyon BT tetkikinde insular korteks ve anterior temporal lobda (A) CBV, (B) CBF değerlerinde azalma (mavi renkle kodlanan alanlar) ve (C) TTP'de uzama (kırmızı renkle kodlanan alanlar) ile karakterize kor enfarkt izlenmektedir. Posterior temporal lobda ise (B) CBF'de azalma ve (C) TTP'de uzamaya karşın korunmuş CBV izlenmekte olup penumbra ile uyumludur. (D) Penumbranın (sarı renkle kodlanan alan) toplam iskemik alana oranı (PRR) hastanın endovasküler tedaviye uygunluğunu değerlendirmede kullanılmaktadır.

segmentlerinin istenilen lokalizasyonunda kontrast madde erişim zamanı (Tdelay) öğrenilebilir. 4-D BTA özellikle akut arteriyel iskemik inmede oklüzyon distalinde kalan arterlerin kontrast dolumundaki gecikme zamanını ortaya koyarak iskemik alanı besleyen kollaterallerin durumlarını morfolojik olarak tanımlamanın yanısıra etkilenen alandaki kollaterallerin kontrastlanma zamanına yönelik dinamik sağlayarak kollateral damarların fonksiyonelliklerinin değerlendirilmesini sağlar [18]. 4D-BTA ile elde olunan kollateral vasküler görüntüleme bulgularının DSA bulguları ile korrele olduğu bilinmektedir [19].

EĞİTİCİ NOKTA



Resim 4. A, B. Dört boyutlu BT anjiyografi. Akut arteriyel iskemi nedeniyle hospitalize edilen 78 yaşındaki erkek hastanın 4D-BTA görüntüsünde sağ MCA proksimalinin kontrast madde erişim zamanındaki gecikmeye bağlı (A) yeşil renkte kodlandığı ve iskemik alan olan sağ MCA sulama alanında MCA distal dallarının seyrekleştiği izlenmektedir. Normal vaskülaritesi olan sol serebral hemisferde ise MCA normal kontrast erişim zamanına bağlı olarak sarı renkte kodlanmaktadır. (B) Kontrast madde erişim zamanı-renk kodu grafiğinde yeşil renk kodunun sarı renk koduna göre daha uzamış kontrast erişim zamanını temsil ettiği izlenmektedir.

TORAKS GÖRÜNTÜLEMEDE BT GÖRÜNTÜ İŞLEME TEKNİKLERİ

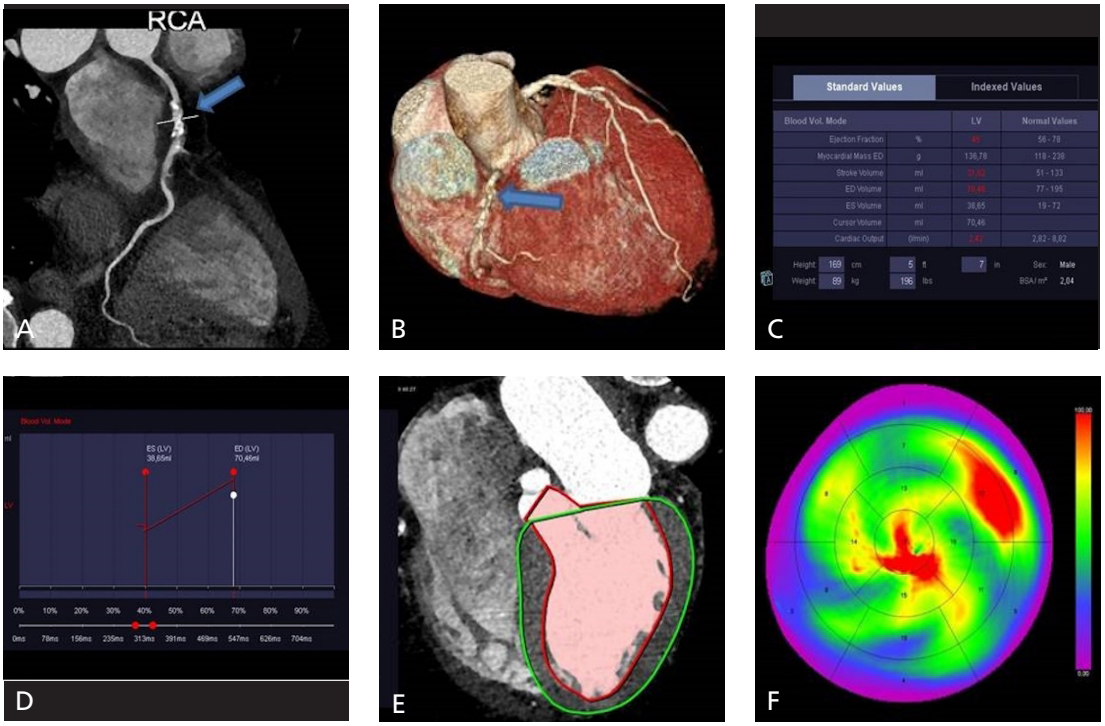
Kardiyak Görüntüleme

Fraksiyonel akım rezervi ölçümü

Fraksiyonel akım rezervi (FFR) aslında akımı değil basıncı ölçme metodudur [20]. FFR invasiv koroner anjiografi ile aortik basıncın, koroner darlığın distalindeki basınçla karşılaştırılması ile hesaplanır. Akımda azalmaya neden olan darlık durumunda distaldeki basınçta azalma olur [21]. BT-FFR koroner arter darlığının hemodinamik önemini göstermek için kullanılan bir postprosessing görüntü işleme yöntemidir. Görüntü oluşturmada standart koroner BT anjiografi verileri kullanılmakta olup ek çekim yapmaya gerek duyulmaz [22]. Koroner BTA anatomik değerlendirme sağlamakla birlikte sıklıkla saptanan ileri koroner darlığın hemodinamik olarak önemli darlık anlamına gelmediği bilinmektedir. Bu yüzden kardiyak BTA yapıldıktan sonra anatomik değerlendirmeye akım dinamiklerinin hesaplanmasıyla oluşturulan BT-FFR'nin eklenmesiyle tanısal doğruluk artmaktadır. BT-FFR yazılımının koroner arterlerde hemodinamik olarak önemli darlık saptamada sensitivitesi %86, spesifisitesi %79 bulunmuş olup girişimsel FFR'a alternatif olarak önerilmektedir [23, 24].

Epikardiyal ve perikoroner yağ doku ölçümü

Epikardiyal yağ doku (EYD) perikardın altındaki metabolik olarak aktif yağ deposudur. Bu dokunun hacmi ve dansitesi kontrastsız koroner kalsiyum BT'den ve koroner BTA'dan yazılımlar kullanılarak hesaplanabilmektedir. Epikardiyal yağ dokunun koroner damarlara ve kalbe lokal patojenik etkileri nedeniyle kardiyovasküler olaylara neden olduğunu bildiren araştırmalar vardır [25, 26]. Koroner kalsiyum skorlama BT'de düşük EYD dansitesi ve artmış EYD hacmi olan asemptomatik hastalarda, serum plak inflamatuar markerlarında ve major kardiyovasküler olay riskinde artış bulunmuş olup disfonksiyonel EYD'nin erken plak formasyonu ve inflamasyonu ile ilişkili olabileceği söylenmektedir. EYD dan-



Resim 5. A-F. Göğüs ağrısı şikayeti bulunan 50 yaşında erkek hastaya yapılan konrastlı EKG kapılı retrospektif koroner BTA tetkikinde (A) koroner arter düzleştirme yazılımı ve volume (B) rendering görüntülerde sağ koroner arter proksimalindeki kalsifik plak (oklar) izlenmekte. (C-E) Sol ventrikül kan havuzu ve myokard kitlesinin yazılımsal olarak belirlenmesi sonrası sol ventrikül fonksiyonuna ait ejeksiyon fraksiyonu, kardiak debi gibi kantitatif veriler hesaplanabilmektedir. (F) Sol ventrikül myokard perfüzyonunu haritasında sağ koroner arter sulama alanında iskemi alanları yeşil renkle kodlanan alanlar olarak izlenmektedir.

sitesinin kardiyovasküler olaylarla ilişkisinin EYD hacmi ve koroner kalsiyum skoruna göre daha belirgin olduğu bulunmuştur [27]. Koroner arterleri çevreleyen perikoroner yağ dokunun da koroner ateroskleroz ile ilişkisi vardır [28].

Plak değerlendirmesi

Koroner BTA stenoz derecesinin yanısıra aterosklerotik plağın miktarının ve kompozisyonunun da değerlendirilmesini sağlamaktadır. Yarı-otomatik kantitatif plak analizi yazılımıyla yapılan çalışmalarda non-kalsifiye plak (NKP) yükünün kardiyovasküler olay riskiyle ilişkili olduğu gösterilmiştir [29]. Kantitatif plak analiziyle hastaların plak yükünde artış veya azalma da takip edilebilmektedir. Örneğin lipid düşürücü tedavinin plak yükü ve kompozisyonuna olan etkisi bu sayede değerlendirilebilmektedir [30]. Seri koroner BTA çekimi yapılarak kantitatif plak analizi yapılan hastalarda LDL kolesterol düşürüldüğünde NKP yükünde belirgin azalma olurken kalsifiye plak yükünde belirgin farklılık saptanmamıştır [31].

Kardiyak fonksiyon analizi

Kardiyak fonksiyon analizi yazılımları kardiyak BT tetkik sonrası elde olunan görüntülerden otomatik olarak kalp boşluklarını ayrı ayrı konumlandırarak ventrikül hacmi, myokard kütlesi, ejeksiyon fraksiyonu, sistol ve diastol sonu ventrikül hacmi ve kardiyak atım hacmi verilerini elde eder. Koroner arter iskemisi varlığında renk kodlu haritalarda etkilenen myokard dokusunun normal beslenen myokard dokusundan farklı renkte kodlanarak ayırtedilmesini sağlar (Resim 5).

Akciğer görüntüleme

Çift enerji BT ile veri seti iki farklı tüp voltajında aynı anda elde edilebilmekte ve bu sayede bir vokseldeki iyot miktarı hesaplanabilmektedir. İyotlu kontrast maddenin akciğer parankimindeki dağılımı yazılımsal olarak elde edilerek perfüzyon değerlendirmesi yapılabilmektedir. Çift enerji BT'den elde edilen bu bilgi akut ve kronik pulmoner tromboemboli (PTE), akciğer maligniteleri ve parankimal hastalıklar gibi çeşitli akciğer hastalıkların tanısında yardımcı olarak kullanılabilir [32].

Pulmoner BTA PTE ile ilgili morfolojik değerlendirme imkanı verirken trombüsün akciğer perfüzyonuna olan etkisi hakkında bilgi vermemektedir. Çift enerji BT ile yapılan pulmoner BTA ise PTE ile ilgili trombüsü göstermesinin yanı sıra iyot dağılım haritası ile perfüzyon bilgisini de aynı anda sağlamaktadır. Özellikle konvansiyonel BTA görüntülerinde saptanamayan segmenter pulmoner arter embolileri çift enerji BT perfüzyon görüntüleri ile yüksek sensitivite ile saptanabilmektedir (Resim 6). Akut PTE'ye bağlı perfüzyon defekti periferal yerleşimli ve kama şekilli olup segmental veya lobar dağılıma uyar. Perfüzyon defekti olan parankimin akciğer penceresindeki görüntülerinde opasite varlığı ise eşlik eden pulmoner enfarkt lehinedir. Genellikle enfarkt alanı perfüzyon defektine göre daha küçük olmaktadır [32, 33]. Çift enerji BT perfüzyon görüntüleri kronik tromboembolik pulmoner hipertansiyon (KTEPH) tanısında da kullanılabilmektedir. İyot miktarı ölçümünde distal akciğer parankiminde azalma, ana pulmoner arterde ise artma olması KTEPH lehinedir [34].

Çift enerji BT perfüzyon görüntülerinde pnömonide heterojen artmış veya azalmış iyot dağılımı görülürken atelektazide homojen artmış iyot dağılımı vardır (Resim 7). Pnömoni ve atelektazide Çift enerji BT'de perfüzyon anormalliği görülen alan pulmoner enfarktın aksine konvansiyonel BT'de akciğer parankim penceresinde saptanan densite artışı alanı ile benzer boyuttadır. Amfizemde ve hava hapsinde ise pulmoner sirkulasyonda azalmanın sonucu olarak perfüzyon defekti görülür [33].

Toraks BT'de kardiyak pulmoner ödem ve akut interstisyel akciğer hastalığı buzlu cam dansitesi olarak bulgu verebilir. Çift enerji BT'de ise kontrast madde verilerek elde edilen iyot dansite görüntülerinde kardiyak pulmoner ödemde buzlu cam alanlarında normal parankime göre belirgin farklılık olmazken; akut interstisyel akciğer hastalığında buzlu cam alanlarında, inflamasyona sekonder artmış kan akımı ve damar geçirgenliği nedeniyle, iyot konsantrasyonu tutulum olmayan parankime göre artmaktadır [35].

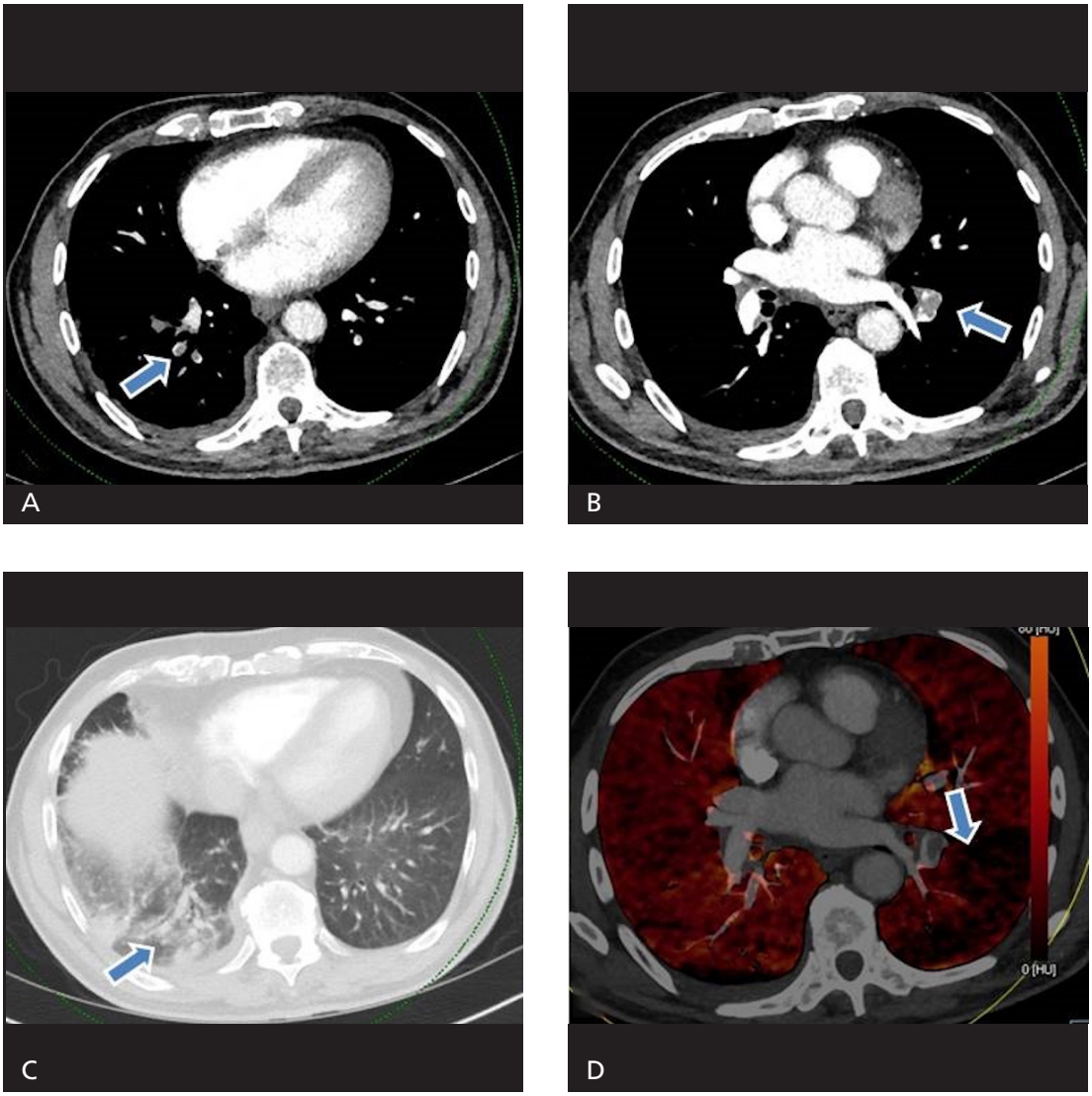
ABDOMEN BT'DE GÖRÜNTÜ İŞLEME TEKNİKLERİ

Karaciğer Hacim Ölçümü

Son yıllarda canlı donörden karaciğer nakil sayılarında artış mevcuttur. Donör adayının nakil için uygun olup olmadığına karar verilmesinde karaciğer parankiminin, anatomisinin, total ve segmental karaciğer volümünün değerlendirilmesi gerekmektedir. Bilinen karaciğer metastazı bulunan ve rezeksiyon (segmentektomi-lobektomi) veya lokorejyonel tedavi (transarteryel kemoembolizasyon-transarteryel radyoembolizasyon) adayı olan malignite hastalarında da total karaciğer hacmi, sağ ve sol lob hacimleri, segmental karaciğer hacminin belirlenmesi tedavi yaklaşımında önem taşımaktadır. Donör adaylarında cerrahi sonrasında total karaciğer hacminin %30'unun bırakılması durumunda rezidü karaciğer parankimi normal fonksiyonlarını devam ettirebilmektedir. Malignitesi bulunan hastalarda rezidü karaciğerin sağlıklı olması durumunda total karaciğer volümünün %25'inin bırakılması rezeksiyon sonrası karaciğer yetmezliğini önlerken bu oran ileri derecede hepatosteatozu olan hastalarda %40'a, sirotik hastalarda ise %50'ye yükselmektedir [36-38].

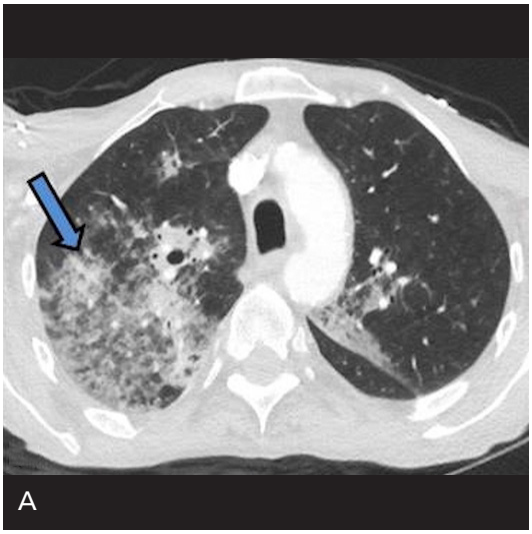
BT'de karaciğer volüm ölçümü manuel veya otomatize olarak yapılabilmektedir. Manuel yöntemde karaciğer konturları her birkaç kesitte bir radyolog tarafından çizilmekte ve ardından volüm hesabı yapılmaktadır. Bu

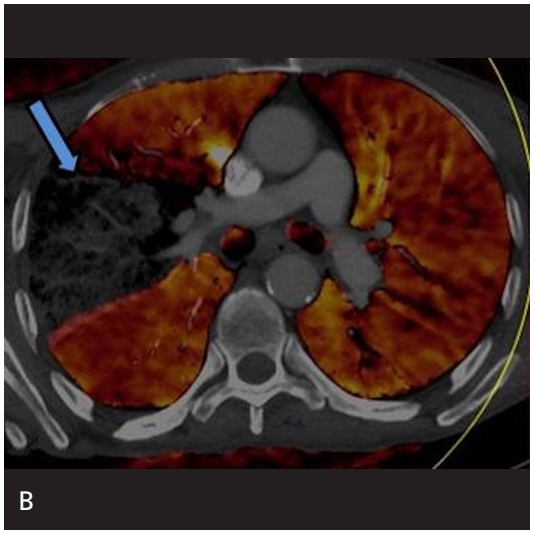
EĞİTİCİ NOKTA

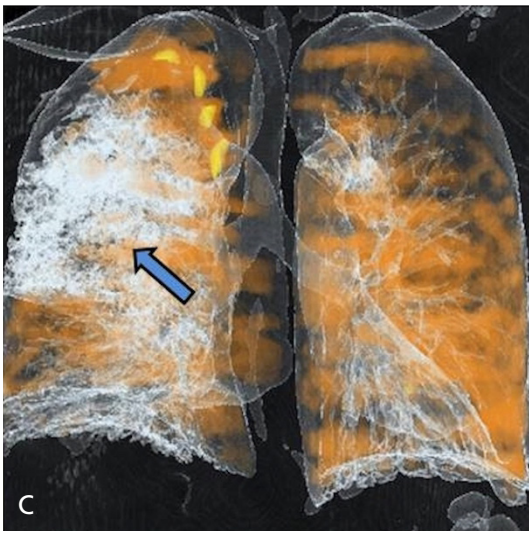


Resim 6. A-D. PTE tanısında çift BT. (A, B) Derin ven trombozu bulunan 50 yaşındaki kadın hastada nefes darlığı şikayeti nedeniyle yapılan kontrastlı pulmoner BTA'da sağ ve sol alt lob segmenter pulmoner arter dallarında akut PTE (oklar) izlenmektedir. (C) Akciğer parankim penceresi görüntüsünde sağ alt lob posterobazal segmentte pulmoner enfarktı temsil eden buzlu cam dansitesinde opasiteler mevcut. (D) Çift BT ile elde edilen pulmoner kan havuzu görüntülerinde sol alt lobda parankimal enfarkta neden olmamış perfüzyon defekti belirgin olarak seçilebilmektedir.

yöntem zaman alıcı ve kişiye bağımlıdır. Son yıllarda teknolojideki ilerlemeler sayesinde karaciğer volüm ölçümleri otomatize olarak yapılmaya başlanmıştır [37]. Otomatize yöntemde kontrastlı BT görüntüleri otomatik karaciğer volüm hesaplama yazılımı ile açıldığında yazılım karaciğer sınırlarını otomatik olarak çizerek total karaciğer volümünü hesaplamaktadır (Resim 8). Ardından hepatik ve portal venler kullanıcı tarafından işaretlenerek vasküler ağ ortaya konmaktadır. Ayrıca hesaplanmak istenen lob veya segment hacmi mevcutsa vasküler ağ göz önüne alınarak, uygun düzlemde rezeksiyon hattı çizildiğinde bu bilginin de edilmesi mümkündür [38]. Yapılan çalışmalarda manuel ölçümler ve otomatik ölçümlerin korele olduğu gösterilmiştir [36-38].







Resim 7. A-C. Pnömoni tanısında çift BT. Nefes darlığı, halsizlik, ateş şikayeti olan 45 yaşındaki erkek hastaya yapılan (A) kontrastlı toraks çift BT tetkiki akciğer parankim penceresi görüntülerinde sağ üst lob posteriorda buzlu cam dansiteleri ve yer yer konsolidasyon görülmektedir. (B) Aksiyal ve (C) koronal pulmoner kan hacmi görüntülerinde bu alanda perfüzyon defekti (oklar) mevcuttur.

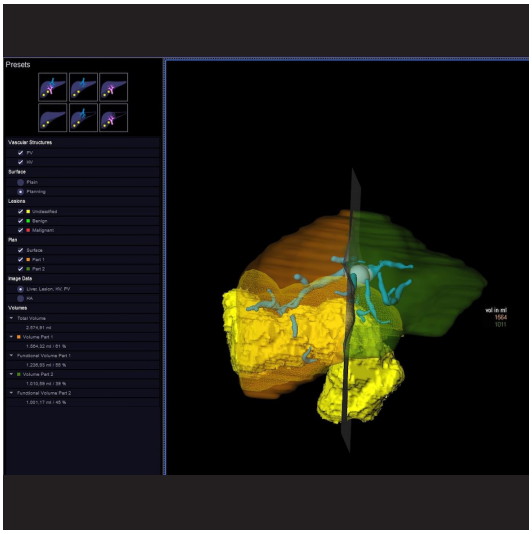
Abdomende Çift Enerji BT Görüntüleme

Çift enerji BT'nin temel prensibi aynı anatomik bölgenin iki ayrı enerji düzeyinde (genellikle 80 ve 140 kVp) görüntülemesini yapmak ve dokuları farklı enerji seviyelerindeki farklı davranışlarını ortaya koyarak birbirinden ayırt etmektir. Çekim sonrası yazılım programları kullanılarak 40 ile 200 kiloelektronvolt (kEV) değerleri arasındaki enerji seviyelerinde görüntüler oluşturulabilmektedir. Düşük enerji seviyeleri iyot, kalsiyum gibi yüksek atom numaralı materyallerin atenüasyonunu belirginleştirir ve kontrast gürültü oranında artış sağlar. Ancak düşük enerji seviyelerinde gürültü yüksek ve uzaysal rezolüsyon düşüktür. Yüksek enerji seviyeleri sinyal gürültü oranında artış sağlarken tüm vücut komponentlerinin dansitesinde azalmaya neden olmaktadır. Bu durum da yumuşak doku rezolüsyonunu sınırlamaktadır [39, 40]. Çift enerji BT çekimi ile elde edilen görüntülerde her pikselde iyottan kaynaklanan atenüasyonun hesaplanarak mevcut atenüasyon değerinden çıkarılması ile sanal kontrastsız görüntüler oluşturulurken sadece iyottan kaynaklanan atenüasyon değeri kullanılarak da iyot haritaları hesaplanabilmektedir.

Karaciğer ve biliyer sistem

Çift enerji BT verilerinden oluşturulan sanal kontrastsız görüntüler ile kontrastlı görüntüle-

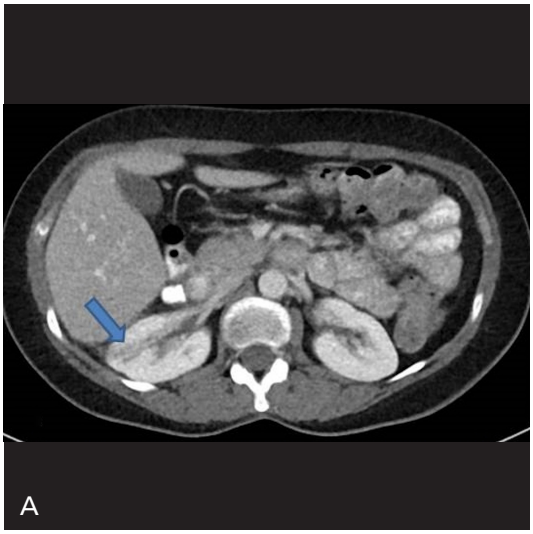
rin karşılaştırılması, iyot haritaları üzerinden kontrastlanma varlığının değerlendirilmesi ile büyük doğrulukla karaciğerde lezyon karakterizasyonu yapılabilmektedir [41]. Çift enerji BT kullanılarak lezyon/karaciğer kontrastının artırılması ve bu sayede lezyonların daha seçilebilir hale getirilmesi de mümkündür. Çift enerji BT'nin karaciğerde bir diğer kullanım alanı karaciğer demir yükünün belirlenmesidir. Konvansiyonel BT'de karaciğerde yağlanma varlığında karaciğer dansitesi ve demir yükü arasındaki lineer ilişki bozulurken, çift enerji BT'de yağlanma varlığında dahi sanal demir yükü görüntüleri güvenilirliğini sürdürmektedir [42].

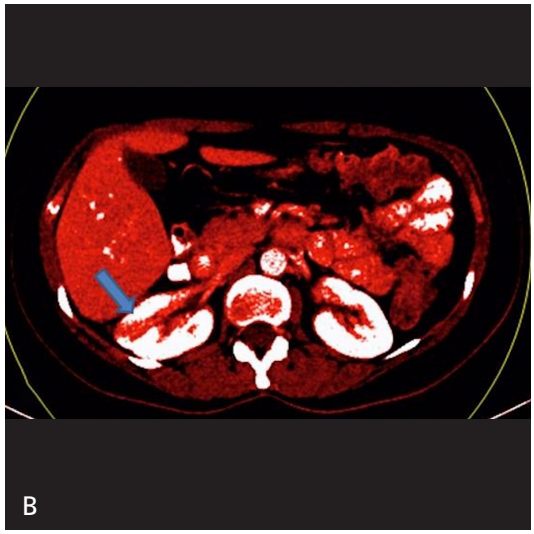


Resim 8. Karaciğer hacim hesabı. 52 yaşında hepatoselüler karsinom tanılı hastanın transarteriyel kemoembolizasyon öncesi yapılan karaciğer hacim hesaplamasında sarı renkli kodlanan alan portal ven invazyonu bulunan tümör hacmini, turuncu renkli alan tümörsüz sağ lob hacmini, yeşil renkli alan ise tümörsüz sol lob hacmini göstermektedir.

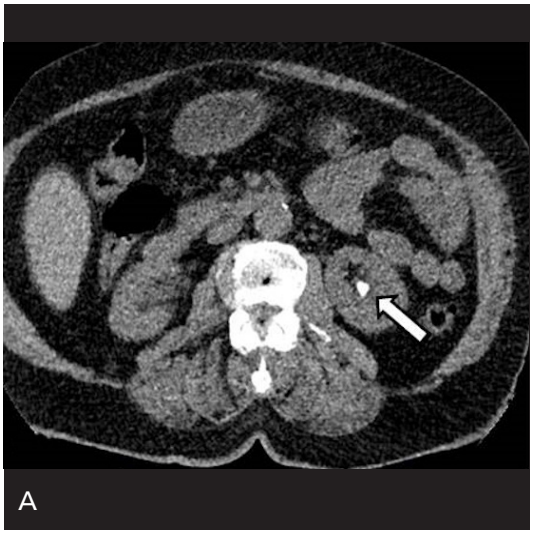
Böbrek

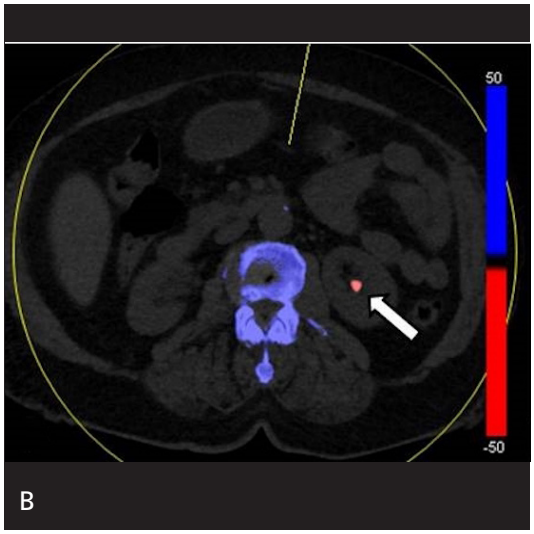
Hipodens böbrek lezyonları konvansiyonel venöz faz BT'de sıklıkla saptanan insidental lezyonlardandır. Çift enerji BT'de sanal kontrastsız görüntülerin oluşturulabilmesi sayesinde ikinci bir çekim yapılmadan renal lezyon karakterizasyonu mümkün olabilmektedir [39]. Çift-BT ile elde olunan iyot haritaları böbreklerde konvansiyonel kontrastlı BT'de çevre renal parankimden ayırtedilmesi kolay olmayan fokal pyelonefrit gibi inflamatuar hastalıkların tanısında yardımcı olmaktadır (Resim 9). Böbrek taşlarının tipinin belirlenebilmesi çift enerji BT'nin bir diğer avantajıdır.

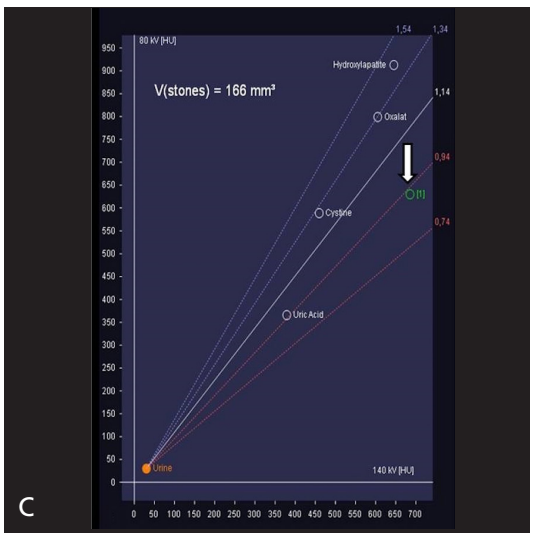




Resim 9. A, B. Fokal pyelonefrit tanısında çift BT. Sağ yan ağrısı, ateş şikayeti bulunan, idrar tetkikinde piyüri saptanan 30 yaşında kadın hasta. (A) Kontrastlı abdomen çift BT tetkikinde; standart aksial kontrastlı görüntüde sağ böbrek orta kesim lateralinde kortikal hipodens alan (ok) dikkati çekmektedir. (B) Çift BT görüntü işleme yazılımı ile elde olunan iyot haritasında ise fokal pyelonefrit alanı perfüzyondaki azalmaya bağlı belirgin iyot tutulum defekti (ok) olarak izlenmektedir.







Resim 10. A-C. Renal taş değerlendirmede çift BT. Sol yan ağrısı şikayetiyle başvuran 55 yaşındaki erkek hasta. (A) Kontrastsız abdomen BT'de sol böbrekte kaliksiyal taş (ok) izlenmektedir. (B, C) Çift BT taş analizinde taşın farklı keV'lardaki atenuasyon değerlerinin ürik asit taşı eğrisiyle (ok) uyumlu olduğu görülmektedir.

Çift enerji BT ile yapılan kontrastsız abdomen BT tetkikleri ile elde olunan görüntülerde üriner taş üzerine ROI'nin yerleştirilmesi ile taş atenuasyon değerlerine göre tespit edilen taşın hangi tip üriner taş grubuna uyduğu grafiksel olarak gösterilebilmektedir (Resim 10). Çift enerji BT'de ürik asit taşları diğer taşlardan %90-100 doğrulukla ayırt edilebilmektedir [39].

Gastrointestinal Sistem

Çift enerji BT'de düşük kEV (40 kEV) monoenerjetik görüntülerde intestinal mukozal kontrastlanma daha belirgin hale gelmektedir. Bu avantaj Crohn hastalığı aktivasyonunun saptanmasında ve akut apandisit tanısının konulmasında sensitivitenin artmasını sağlamaktadır. Bunun yanısıra iyot ekleme görüntüleri akut apandisitte duvar kontrastlanmasındaki kesintiyi göstererek perforasyon riskinin belirlenmesinde de rol almaktadır [43]. Çift enerji BT ile yapılan çalışmalarda hem vasküler oklüzyon durumlarında hem de intestinal obstrüksiyon vakalarında düşük kEV monoenerjetik görüntü kullanımının iskemik ve non-iskemik bağırsak segmentleri arasındaki atenüasyon farklılıklarını belirginleştirdiği gösterilmiştir [44]. Çift enerji BT'de sanal kontrastsız görüntüler ve iyot ekleme görüntüleri kullanılarak intramural hemoraji ile gerçek kontrastlanmanın ayrımı yapılabilmektedir [43].

Vasküler görüntüleme

Akut aortik patolojilerde ve aort anevrizmalarının endovasküler tedavisi sonrası değerlendirilmesinde kontrastsız faz görüntülerin elde olunması gerekmektedir. Kontrastsız faz görüntülerin olmadığı durumlarda intramural hematom mural kontrastlanma ile karışabilmektedir. Çift enerji BT'de sanal kontrastsız görüntü elde edilebilmesi kontrastsız faz çekimi gerekliliğini ortadan kaldırmaktadır. Çift enerji BT çekimi sonrasında yazılım programları kullanılarak kalsifiye plakların görüntüden uzaklaştırılması mümkündür (sanal non-kalsiyum görüntüleri). Bu sayede stenoz derecesi daha doğru değerlendirilebilmektedir [43].

Radiomics

Radiomics radyolojik görüntülerden yüksek boyutlu kantitatif verilerin elde edilmesi ve analiz edilmesi ile klinik karar verme sürecine ve tedavi sonrası süreci öngörmeye yardım eden bir yazılımdır. Radyolojik görüntüler birçok kantitatif bilgi içermekte olup bu görüntülerden matematiksel kodlar, pixel ve voxellerden oluşan imajlar elde olunabilmektedir. Bu imajlardan elde edilen kantitatif özellikler hastalık tanısında objektif bir gösterge olabilir. Bu kantitatif veriler sayesinde tümör tanısı, karakterizasyonu, prognozu ve tedaviye vereceği yanıt değerlendirilebilir [45]. Radiomics ile primer tümörlerden, metastazlardan ve normal dokulardan veri elde olunabilir [46]. Radiomics yazılımı ile radyolojik görüntülerin değerlendirilmesi belirli basamaklardan oluşur [47]:

- Görüntü elde edilmesi ve rekonstrüksiyonu
- Segmentasyon: Görüntü üzerinde incelenen alanın belirlenmesi
- Özellik çıkarımı ve sınıflandırılması: Radiomics yazılımında ROI ile lezyonun hacim, yüzey alanı, alan/hacim, maksimum 3-B çap, elongasyon, sferisite, dispersite, yoğunluk gibi birçok tanımlayıcı kalitatif ve kantitatif özellik ortaya çıkarılabilir.
- Görüntü analizi: Dokuların gri tonlarının görüntülerde piksel ve voksellerde numerik olarak gösterilmesi ile ortaya çıkan patern basit ve ileri istatistiksel yöntemlerle analiz edilebilir. Basit istatistiksel değerlendirmelerde incelenen görüntüde ortalama, median, maksimum ve minimum voksel intensiteleri ile bu intensitelerin asimetrisi, tekdüzeliği ve rastlantısallığı (entropi) değerlendirilebilir [47]. İleri istatistiksel değerlendirmelerde ise voksel intensitelerinin uzaysal konumlarının ve dolayısıyla lezyon içi voksel heterojenitelerinin ölçülmesi ile birlikte komşu voksellerin istatistiksel ilişkilerinin değerlendirilmesi sağlanır [48].
- Model Oluşturulması: Görüntülerin analiz edilmesi ile birlikte istatistiksel sonuçlar elde edilmesi için Radiomics yazılımı bazı modeller kullanır. Bu modeller genel olarak küme analizi ve temel komponent analizi olarak adlandırılır. Küme analizi modelleri grup içi birikimi fazla, gruplararası korelasyonu az olan voksellerden oluşan gruplar oluştururken temel komponent analizi geniş korrelasyon gösteren değişkenler içinden daha az sayıda korelasyon göstermeyen değişkenleri elde ederek toplam varyasyonun değerlendirilmesi sağlar [49].

Bu aşamalardan sonra Radiomics yazılımı incelenen lezyondan elde olunan kalitatif ve kantitatif verileri büyük bir veri tabanında yer alan verilerle istatistik modeller yolu ile karşılaştırarak lezyon karakterizasyonunda yardımcı olur.

KAS-İSKELET SİSTEMİNDE GÖRÜNTÜ İŞLEME TEKNİKLERİ

Cinematic Rendering

Çok dedektörlü BT'de yüksek uzaysal ve temporal çözünürlüklü görüntüler kısa çekim sürelerinde elde edilebilmektedir. Bu sayede çok dedektörlü BT ile konvansiyonel helikal BT'nin aksine görüntü veri setini volümetrik olarak elde etmek mümkündür (izotropik görüntüleme). İzotropik görüntüleme ile elde

edilen veriler uzaysal çözünürlükte azalma olmaksızın farklı planlarda düzenlenebilmektedir ve bu da yüksek çözünürlüklü 3-B görüntü verisi işleme tekniklerine imkan sağlamaktadır. Günümüzde en sık kullanılan 3-B rekonstrüksiyon yöntemi volüm renderingdir (VR). Cinematic rendering (CR) ise volüm rendering ile benzer veri işleme yöntemlerine dayanan yeni bir 3-B görüntüleme yöntemidir [50]. VR'de kesitsel 2 boyutlu (2-B) görüntüleri 3-B görüntüye dönüştüren ve 3-B görüntüyü gerçek zamanlı olarak farklı açılardan değerlendirmeyi sağlayan bir yazılım programı kullanılmaktadır. VR tekniği voksellerin sınıflandırılması ve görüntü projeksiyonu olmak üzere iki ayrı basamaktan oluşmaktadır. Sınıflandırmada bir vokselde temsil edilen her dokuya daha önce tanımlanmış atenüasyon değerleri kullanılarak belirli bir renk ve saydamlık atanır. Ardından voksel içerisindeki doku tiplerinin yüzdeleri göz önüne alınarak vokselin genel rengi ve saydamlığı hesaplanır. Data setindeki her voksel için bu işlem uygulanır. Ardından 3-B görüntünün oluşturulabilmesi için ışık ışınlarını simüle eden projeksiyon tekniği kullanılır. Simüle edilmiş ışınlar 3-B volüme projekte edilir ve ışınları geçiren her voksel, atanan renge ve saydamlığa bağlı olarak, ışığın rengini değiştirerek son projeksiyona katkıda bulunur. CR, voksel rengi ve saydamlığının belirlenmesi aşamalarında VR ile aynı yöntemi kullanır. Ancak VR'de 3-B görüntü oluşumunda ışığın sadece emisyon ve absorbsiyon özellikleri göz önünde bulundurularak lokal aydınlatma yapılırken, CR'de ışığın saçılma özelliği de göz önüne alınarak tüm yönlerden saçılan milyarlarca farklı ışın ve vokseller arasındaki ışın etkileşimleri de 3-B görüntü oluşturmada kullanılır (global aydınlatma). VR'de kullanılan sentetik ışık kaynaklarının aksine CR'de yüksek dinamik aralıklı ışık haritaları kullanılarak doğal aydınlatma sağlanır. Işığın kompleks fizik özelliklerini dikkate alması sayesinde CR'de oluşturulan 3-B görüntü daha gerçekçi olup derinlik ve şekil algısı oldukça gelişmiştir (fotorealistik görüntü) [50, 51]. CR'de farklı görüntü işleme araçları kullanılarak opasite düzeyi ayarlanabilir ve bu sayede farklı doku tipleri ön plana çıkarılabilir. Maskeler (örneğin kalp izolasyon maskesi) kullanılarak istenilen bir doku görüntüden izole edilebilir. Benzer şekilde koroner arterler, kalsiyum, kemik veya akciğer gibi spesifik anatomik yapılar görüntüden uzaklaştırılabilir veya izole edilebilir [50].

CR henüz rutin kullanıma girmemiş olmakla birlikte birçok çalışmada CR'nin faydalı klinik uygulamaları tanımlanmıştır. Ortopedik cerrahide, otolaringolojide ve kranyofasyal cerrahide preoperatif değerlendirmede kullanılabilmektedir. Kompleks anatominin ortaya konması sayesinde CR cerrahların anatomiyi daha hızlı ve net olarak anlamalarını sağlamaktadır [51, 52].

Aort anevrizmaları ile akut aortik sendromda preoperatif değerlendirmede ve postoperatif takipte, kalp kapak replasmanlarında komplikasyonların değerlendirilmesinde, akut ve kronik pulmoner embolinin değerlendirilmesinde de kullanılabileceği ile ilgili çalışmalar mevcuttur [53, 54].

Kas iskelet travmaları ve maksillofasyal travmalarda kemik dokunun intrinsik yüksek dansitesi sayesinde yüksek kaliteli CR görüntüleri oluşturulabilmektedir. Kompleks anatomiye sahip bölgelerde 2-B görüntülerde gözden kaçabilecek ince kırıkların saptanmasında, kırığa komşu vasküler yapıların değerlendirilmesinde ve kompleks kırıklarda cerrahi yaklaşımın belirlenmesinde CR faydalıdır. Özellikle orbita ve kafa tabanı gibi kompleks anatomiye sahip bölgelerde kırıkların değerlendirilmesinde kullanılabilir (Resim 11) [55, 56].

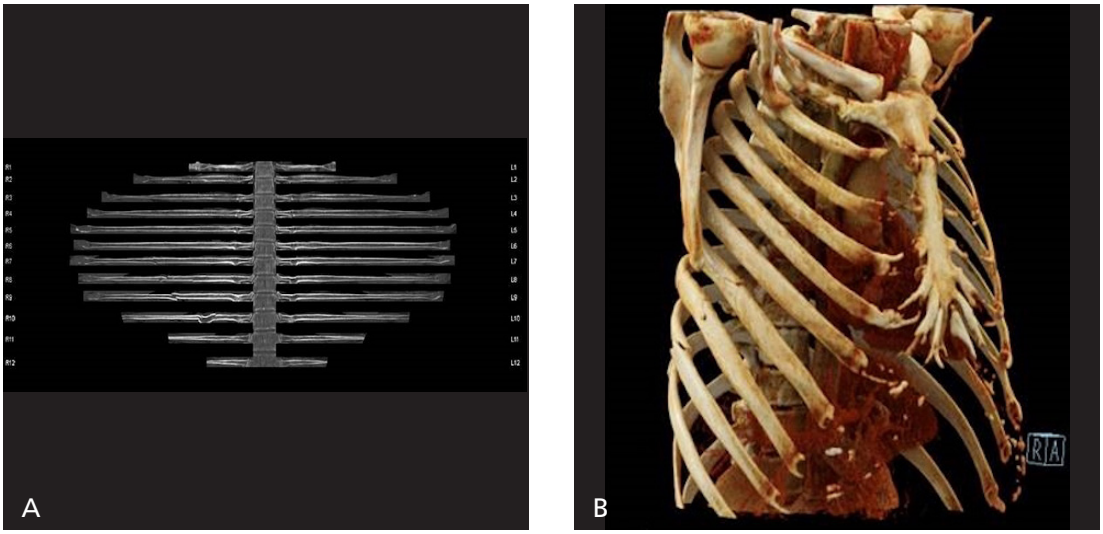
Kemik Düzleştirme (Bone Unfolding)

Günümüzde BT'nin artan sıklıkta kullanılmasıyla birlikte görüntülerin hızlı ve güvenilir şekilde değerlendirilmesini sağlayacak yazılımlara ihtiyaç duyulmaya başlanmıştır. Bu amaca hizmet eden yazılımlardan biri de kostalar, pelvis ve kalvaryum gibi kompleks anatomiye sahip kemiklerde değerlendirme sürelerinin kısaltılmasını sağlayan kemik düzleştirme yazılımıdır.

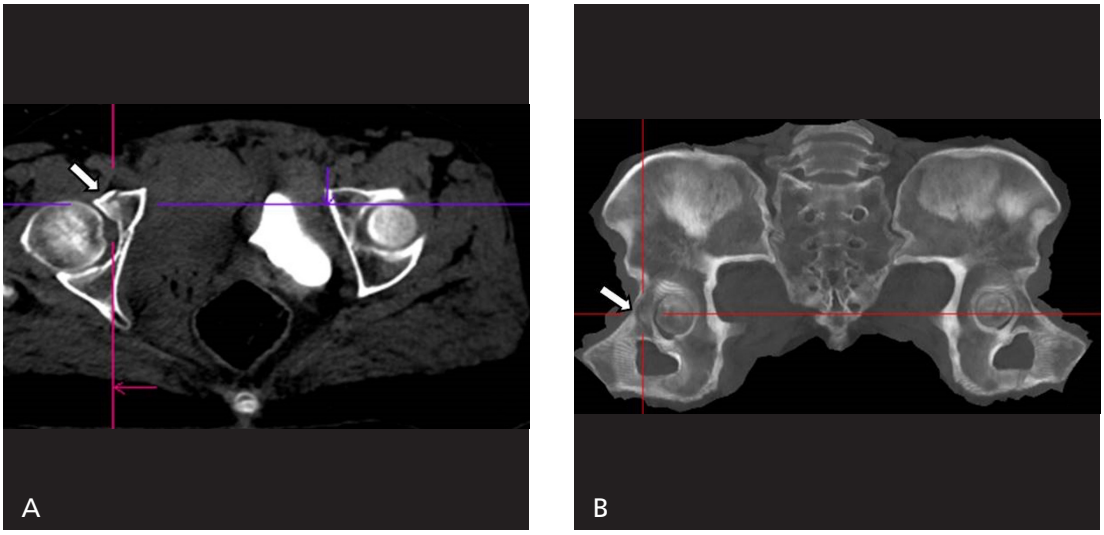
EĞİTİCİ NOKTA

Resim 11. A-D. Cinematic Rendering'in travmada kullanımı. (A) Skapulada deplase parçalı kırık; (B) Le-fort tip 3 maksillofasiyal kırık; (C, D) Tibia plato kırığı

Kostalar göğüs travmalarında en sık yaralanan anatomik yapıdır. Major göğüs travması olan hastaların değerlendirilmesinde görüntüleme yöntemi olarak BT tercih edilmektedir. BT'de kosta travmalarının değerlendirilmesi hem kosta sayısının fazla olması hem de kostaların oblik seyri nedeniyle zaman alıcıdır. Kosta düzleştirme yazılımları kosta kırıklarının hızlı bir şekilde değerlendirilmesini sağlamaktadır (Resim 12) [57, 58]. Onkolojik hastalarda toraks kemiklerindeki küçük litik ve sklerotik metastazların değerlendirilmesinde de kosta düzleştirme yazılımları faydalıdır [59]. Ancak bu yazılım programının bazı limitasyonları olduğu unutulmamalıdır. Solunum artefaktları son görüntüde bulanıklaşmaya ve yalancı kırık görünümüne neden olabilmektedir. Eski kırıklara bağlı kallus dokusu son (düzleştirilmiş) görüntüde kontur irregülaritesi oluşturarak yanlışlıkla akut kırık olarak değerlendirilebilirken ince kırıklar, kostokondral kırıklar ve kostovertebral bileşke kırıkları ise yanlış negatif değerlendirmelere yol açabilmektedir. Kosta numaralandırılması torasik vertebralara göre yapıldığından çok seviyeli ve şiddetli vertebral kompresyon kırıklarında segmentasyon hataları olabileceği de göz önünde bulundurulmalıdır [57-59].



Resim 12. A, B. (A) Kosta düzleştirme yazılımı ve (B) CR görüntülerinde sağ 7-10. kosta kırıkları hızlı bir şekilde saptanabilmektedir.



Resim 13. A, B. Pelvik kemik düzleştirme yazılımı. Travma sonrası elde olunan abdominopelvik BT'de (A) aksiyal görüntüdeki sağ asetabular kırığın uzanımı (B) pelvik kemik düzleştirme yazılımıyla elde edilen görüntüde daha hızlı değerlendirilebilmektedir.

Kalvaryal kemiklerde ve pelvik kemiklerde de kırıkların saptanmasında kemik düzleştirme yazılımı kostalar ile benzer şekilde kullanılabilmektedir (Resim 13) [59, 60].

SONUÇ

Görüntü işleme tekniklerinin kullanıldığı yazılımlar çok dedektörlü BT'nin tanısal etkinliğini arttırır. Bu teknikler ile BT ile elde olunan görüntülerin yeni ve farklı kalitatif özelliklerinin izlenebilmesinin yanısıra görüntülerdeki birçok kantitatif veri değerlendirilerek tespit edilen lezyonların karakterizasyonunun yapılması sağlanır.

Kaynaklar

[1]. Barber PA, Demchuk AM, Zhang J, Buchan AM, Group AS. Validity and reliability of a quantitative computed tomography score in predicting outcome of hyperacute stroke before thrombolytic therapy. Lancet 2000; 355: 1670-4. [Crossref]

[2]. McTaggart RA, Jovin TG, Lansberg MG, Mlynash M, Jayaraman MV, Choudhri OA, et al. Alberta stroke program early computed tomographic scoring performance in a series of patients undergoing computed tomography and MRI: reader agreement, modality agreement, and outcome prediction. Stroke 2015; 46: 407-12. [Crossref]

[3]. Powers WJ, Rabinstein AA, Ackerson T, Adeoye OM, Bambakidis NC, Becker K, et al. Guidelines for the early management of patients with acute ischemic stroke: 2019 update to the 2018 guidelines for the early management of acute ischemic stroke: A guideline for healthcare professionals from the American Heart Association/American Stroke Association. Stroke 2019; 50: e344-e418. [Crossref]

[4]. Song K, Guan M, Li W, Jing Z, Xie X, Shi C, et al. Acute ischemic stroke patients with diffusion-weighted imaging-Alberta Stroke Program Early Computed Tomography Score ≤5 can benefit from endovascular treatment: A single-center experience and literature review. Neuroradiology 2019; 61: 451-9. [Crossref]

[5]. Farzin B, Fahed R, Guilbert F, Poppe AY, Daneault N, Durocher AP, et al. Early CT changes in patients admitted for thrombectomy: Intrarater and interrater agreement. Neurology 2016; 87: 249-56. [Crossref]

[6]. Maegerlein C, Fischer J, Mönch S, Berndt M, Wunderlich S, Seifert CL, et al. Automated calculation of the Alberta stroke program early CT score: Feasibility and reliability. Radiology 2019; 291: 141-8. [Crossref]

[7]. Nagel S, Sinha D, Day D, Reith W, Chapot R, Papanagiotou P, et al. E-ASPECTS software is non-inferior to neuroradiologists in applying the ASPECT score to computed tomography scans of acute ischemic stroke patients. Int J Stroke 2017; 12: 615-22. [Crossref]

[8]. Puetz V, Sylaja P, Coutts SB, Hill MD, Dzialowski I, Mueller P, et al. Extent of hypoattenuation on CT angiography source images predicts functional outcome in patients with basilar artery occlusion. Stroke 2008; 39: 2485-90. [Crossref]

[9]. Lin S-F, Chen C-I, Hu H-H, Bai C-H. Predicting functional outcomes of posterior circulation acute ischemic stroke in first 36 h of stroke onset. J Neurol 2018; 265: 926-32. [Crossref]

[10]. Rava R, Snyder K, Mokin M, Waqas M, Allman A, Senko J, et al. Assessment of a Bayesian vitrea CT perfusion analysis to predict final infarct and penumbra volumes in patients with acute ischemic stroke: A comparison with RAPID. AJNR Am J Neuroradiol 2020; 41: 206-12. [Crossref]

[11]. Potter CA, Vagal AS, Goyal M, Nunez DB, Leslie-Mazwi TM, Lev MH. CT for treatment selection in acute ischemic stroke: A code stroke primer. Radiographics 2019; 39: 1717-38. [Crossref]

[12]. Allmendinger AM, Tang ER, Lui YW, Spektor V. Imaging of stroke: Part 1, perfusion CT-- overview of imaging technique, interpretation pearls, and common pitfalls. AJR Am J Roentgenol 2012; 198: 52-62. [Crossref]

[13]. Schellinger PD, Bryan RN, Caplan LR, Detre JA, Edelman RR, Jaigobin C, et al. Evidence-based guideline: The role of diffusion and perfusion MRI for the diagnosis of acute ischemic stroke: Report of the Therapeutics and Technology Assessment Subcommittee of the American Academy of Neurology. Neurology 2010; 75: 177-85. [Crossref]

[14]. Campbell BC, Christensen S, Levi CR, Desmond PM, Donnan GA, Davis SM, et al. Cerebral blood flow is the optimal CT perfusion parameter for assessing infarct core. Stroke 2011; 42: 3435-40. [Crossref]

[15]. Vagal A, Wintermark M, Nael K, Bivard A, Parsons M, Grossman AW, et al. Automated CT perfusion imaging for acute ischemic stroke: Pearls and pitfalls for real-world use. Neurology 2019; 93: 888-98. [Crossref]

[16]. Nogueira RG, Jadhav AP, Haussen DC, Bonafe A, Budzik RF, Bhuva P, et al. Thrombectomy 6 to 24 hours after stroke with a mismatch between deficit and infarct. N Engl J Med 2018; 378: 11-21. [Crossref]

[17]. Albers GW, Marks MP, Kemp S, Christensen S, Tsai JP, Ortega-Gutierrez S, et al. Thrombectomy for stroke at 6 to 16 hours with selection by perfusion imaging. N Engl J Med 2018; 378: 708-18. [Crossref]

[18]. Muehlen I, Kloska SP, Gölitz P, Hölter P, Breuer L, Ditt H, et al. Noninvasive collateral flow velocity imaging in acute ischemic stroke: Intraindividual comparison of 4D-CT angiography with digital subtraction angiography. Rofo 2019; 191: 827-35. [Crossref]

[19]. Kaschka I, Kloska S, Struffert T, Engelhorn T, Golitz P, Kurka N, et al. Clot burden and collaterals in anterior circulation stroke: Differences between single-phase CTA and multi-phase 4D-CTA. Clin Neuroradiol 2016; 26: 309-15. [Crossref]

[20]. Tesche C, De Cecco CN, Albrecht MH, Duguay TM, Bayer RR, Litwin SE, et al. Coronary CT angiography-derived fractional flow reserve. Radiology 2017; 285: 17-33. [Crossref]

[21]. Pijls N, Van Son J, Kirkeeide RL, De Bruyne B, Gould KL. Experimental basis of determining maximum coronary, myocardial, and collateral blood flow by pressure measurements for assessing functional stenosis severity before and after percutaneous transluminal coronary angioplasty. Circulation 1993; 87: 1354-67.[Crossref]

[22]. Grunau GL, Min JK, Leipsic J. Modeling of fractional flow reserve based on coronary CT angiography. Curr Cardiol Rep 2013; 15: 336. [Crossref]

[23]. Nørgaard BL, Leipsic J, Gaur S, Seneviratne S, Ko BS, Ito H, et al. Diagnostic performance of noninvasive fractional flow reserve derived from coronary computed tomography angiography in suspected coronary

artery disease: The NXT trial (Analysis of Coronary Blood Flow Using CT Angiography: Next Steps). J Am Coll Cardiol 2014; 63: 1145-55. [Crossref]

[24]. Zhuang B, Wang S, Zhao S, Lu M. Computed tomography angiography-derived fractional flow reserve (CT-FFR) for the detection of myocardial ischemia with invasive fractional flow reserve as reference: Systematic review and meta-analysis. Eur Radiol 2020: 712-25. [Crossref]

[25]. Cheng VY, Dey D, Tamarappoo B, Nakazato R, Gransar H, Miranda-Peats R, et al. Pericardial fat burden on ECG-gated noncontrast CT in asymptomatic patients who subsequently experience adverse cardiovascular events. JACC Cardiovasc Imaging 2010; 3: 352-60. [Crossref]

[26]. Mazurek T, Zhang L, Zalewski A, Mannion JD, Diehl JT, Arafat H, et al. Human epicardial adipose tissue is a source of inflammatory mediators. Circulation 2003; 108: 2460-6. [Crossref]

[27]. Goeller M, Achenbach S, Marwan M, Doris MK, Cadet S, Commandeur F, et al. Epicardial adipose tissue density and volume are related to subclinical atherosclerosis, inflammation and major adverse cardiac events in asymptomatic subjects. J Cardiovasc Comput Tomogr 2018; 12: 67-73. [Crossref]

[28]. Mahabadi AA, Reinsch N, Lehmann N, Altenbernd J, Kälsch H, Seibel RM, et al. Association of pericoronary fat volume with atherosclerotic plaque burden in the underlying coronary artery: A segment analysis. Atherosclerosis 2010; 211: 195-9. [Crossref]

[29]. Hell MM, Motwani M, Otaki Y, Cadet S, Gransar H, Miranda-Peats R, et al. Quantitative global plaque characteristics from coronary computed tomography angiography for the prediction of future cardiac mortality during long-term follow-up. Eur Heart J Cardiovasc Imaging 2017; 18: 1331-9. [Crossref]

[30]. Shimojima M, Kawashiri M-A, Nitta Y, Yoshida T, Katsuda S, Kaku B, et al. Rapid changes in plaque composition and morphology after intensive lipid lowering therapy: Study with serial coronary CT angiography. Am J Cardiovasc Dis 2012; 2: 84.

[31]. Tamarappoo B, Otaki Y, Doris M, Arnson Y, Gransar H, Hayes S, et al. Improvement in LDL is associated with decrease in non-calcified plaque volume on coronary CTA as measured by automated quantitative software. J Cardiovasc Comput Tomogr 2018; 12: 385-90. [Crossref]

[32]. Lu GM, Zhao YE, Zhang LJ, Schoepf UJ. Dual-energy CT of the lung. AJR Am J Roentgenol 2012; 199(5_supplement): S40-53. [Crossref]

[33]. Otrakji A, Digumarthy SR, Lo Gullo R, Flores EJ, Shepard J-AO, Kalra MK. Dual-energy CT: Spectrum of thoracic abnormalities. Radiographics 2016; 36: 38-52. [Crossref]

[34]. Ameli-Renani S, Ramsay L, Bacon JL, Rahman F, Nair A, Smith V, et al. Dual-energy computed tomography in the assessment of vascular and parenchymal enhancement in suspected pulmonary hypertension. J Thorac Imaging 2014; 29: 98-106. [Crossref]

[35]. Takeuchi H, Suzuki S, Machida H, Ishikawa T, Ueno E. Preliminary results: Can dual-energy computed tomography help distinguish cardiogenic pulmonary edema and acute interstitial lung disease? J Comput Assist Tomogr 2018; 42: 39-44. [Crossref]

[36]. Suzuki K, Epstein ML, Kohlbrenner R, Garg S, Hori M, Oto A, et al. Quantitative radiology: Automated CT liver volumetry compared with interactive volumetry and manual volumetry. AJR Am J Roentgenol 2011; 197: W706-12. [Crossref]

[37]. Lodewick TM, Arnoldussen CW, Lahaye MJ, van Mierlo KM, Neumann UP, Beets-Tan RG, et al. Fast and accurate liver volumetry prior to hepatectomy. HPB 2016; 18: 764-72. [Crossref]

[38]. Lim M, Tan C, Cai J, Zheng J, Kow A. CT volumetry of the liver: Where does it stand in clinical practice? Clin Radiol 2014; 69: 887-95. [Crossref]

[39]. Heye T, Nelson RC, Ho LM, Marin D, Boll DT. Dual-energy CT applications in the abdomen. AJR Am J Roentgenol 2012; 199(5_supplement): S64-70. [Crossref]

[40]. Silva AC, Morse BG, Hara AK, Paden RG, Hongo N, Pavlicek W. Dual-energy (spectral) CT: Applications in abdominal imaging. Radiographics 2011; 31: 1031-46. [Crossref]

[41]. Zhang L-J, Peng J, Wu S-Y, Wang ZJ, Wu X-S, Zhou C-S, et al. Liver virtual non-enhanced CT with dual-source, dual-energy CT: A preliminary study. Eur Radiol 2010; 20: 2257-64. [Crossref]

[42]. Fischer MA, Reiner CS, Raptis D, Donati O, Goetti R, Clavien P-A, et al. Quantification of liver iron content with CT-added value of dual-energy. Eur Radiol 2011; 21: 1727-32. [Crossref]

[43]. Murray N, Darras KE, Walstra FE, Mohammed MF, McLaughlin PD, Nicolaou S. Dual-energy CT in evaluation of the acute abdomen. Radiographics 2019; 39: 264-86. [Crossref]

[44]. Darras KE, McLaughlin PD, Kang H, Black B, Walshe T, Chang SD, et al. Virtual monoenergetic reconstruction of contrast-enhanced dual energy CT at 70 keV maximizes mural enhancement in acute small bowel obstruction. Eur J Radiol 2016; 85: 950-6. [Crossref]

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

[46]. Lambin P, Leijenaar RT, Deist TM, Peerlings J, De Jong EE, Van Timmeren J, et al. Radiomics: The bridge between medical imaging and personalized medicine. Nat Rev Clin Oncol 2017; 14: 749-62. [Crossref]

[47]. 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: 1-8. [Crossref]

[48]. Balagurunathan Y, Kumar V, Gu Y, Kim J, Wang H, Liu Y, et al. Test-retest reproducibility analysis of lung CT image features. J Digit Imaging 2014; 27: 805-23. [Crossref]

[49]. Jolliffe IT. Mathematical and statistical properties of population principal components. In: Principal Component Analysis. New York, NY: Springer; 2002.p.10-28.

[50]. Eid M, De Cecco CN, Nance Jr JW, Caruso D, Albrecht MH, Spandorfer AJ, et al. Cinematic rendering in CT: A novel, lifelike 3D visualization technique. AJR Am J Roentgenol 2017; 209: 370-9. [Crossref]

[51]. Dappa E, Higashigaito K, Fornaro J, Leschka S, Wildermuth S, Alkadhi H. Cinematic rendering-an alternative to volume rendering for 3D computed tomography imaging. Insights Imaging 2016; 7: 849-56. [Crossref]

[52]. Elshafei M, Binder J, Baecker J, Brunner M, Uder M, Weber GF, et al. Comparison of cinematic rendering and computed tomography for speed and comprehension of surgical anatomy. JAMA Surg 2019; 154: 738-44. [Crossref]

[53]. Rowe SP, Johnson PT, Fishman EK. Initial experience with cinematic rendering for chest cardiovascular imaging. Br J Radiol 2018; 91: 20170558. [Crossref]

[54]. Rowe SP, Johnson PT, Fishman EK. Cinematic rendering of cardiac CT volumetric data: Principles and initial observations. J Cardiovasc Comput Tomogr 2018; 12: 56-9. [Crossref]

[55]. Rowe SP, Fritz J, Fishman EK. CT evaluation of musculoskeletal trauma: Initial experience with cinematic rendering. Emerg Radiol 2018; 25: 93-101. [Crossref]

[56]. Rowe SP, Zinreich SJ, Fishman EK. 3D cinematic rendering of the calvarium, maxillofacial structures, and skull base: Preliminary observations. Br J Radiol 2018; 91: 20170826. [Crossref]

[57]. Ringl H, Lazar M, Töpker M, Woitek R, Prosch H, Asenbaum U, et al. The ribs unfolded-a CT visualization algorithm for fast detection of rib fractures: Effect on sensitivity and specificity in trauma patients. Eur Radiol 2015; 25: 1865-74. [Crossref]

[58]. Urbaneja A, De Verbizier J, Formery A-S, Tobon-Gomez C, Nace L, Blum A, et al. Automatic rib cage unfolding with CT cylindrical projection reformat in polytraumatized patients for rib fracture detection and characterization: Feasibility and clinical application. Eur J Radiol 2019; 110: 121-7. [Crossref]

[59]. Ha JY, Jeon KN, Bae K, Choi BH. Effect of bone reading CT software on radiologist performance in detecting bone metastases from breast cancer. Br J Radiol 2017; 90: 20160809. [Crossref]

[60]. Ringl H, Schernthaner RE, Schueller G, Balassy C, Kienzl D, Botosaneanu A, et al. The skull unfolded: A cranial CT visualization algorithm for fast and easy detection of skull fractures. Radiology 2010; 255: 553-62. [Crossref]

Bilgisayarlı Tomografide Yeni Görüntü İşleme Teknikleri

Yasin Sarıkaya, Mehmet Ruhi Onur

Sayfa 2
MCA sulama alanında iskemiden etkilenen her bir bölge için toplam 10 puandan 1 puan düşülerek etkilenen hemisferin ASPECTS skoru hesaplanır. Düşük ASPECTS değerleri daha büyük enfarkt alanı ve trombolitik tedavi sonrası artmış semptomatik intraserebral kanama riski ile ilişkilidir.

Sayfa 3
AHA/ASA kılavuzunda perfüzyon BT, semptom başlangıcından itibaren geçen süre 6-24 saat arasında olan, büyük damar oklüzyonu (internal karotid arter veya MCA M1 segmenti) bulunan akut iskemik inme hastalarının mekanik trombektomi açısından değerlendirilmesinde önerilmektedir.

Sayfa 3
Difüzyon ağırlıklı MRG kor enfarktı değerlendirmede en iyi metoddur. Enfarktı göstermede en iyi perfüzyon BT parametresi ise CBF (%30'dan fazla azalma) olup DA-MRG ile perfüzyon BT'nin diğer parametrelerine göre daha iyi korelasyon göstermektedir.

Sayfa 4
4-D BTA özellikle akut arteriyel iskemik inmede oklüzyon distalinde kalan arterlerin kontrast dolumundaki gecikme zamanını ortaya koyarak iskemik alanı besleyen kollaterallerin durumlarını morfolojik olarak tanımlamanın yanısıra etkilenen alandaki kollaterallerin kontrastlanma zamanına yönelik dinamik sağlayarak kollateral damarların fonksiyonelliklerinin değerlendirilmesini sağlar.

Sayfa 7
Çift enerji BT ile yapılan pulmoner BTA ise PTE ile ilgili trombüsü göstermesinin yanı sıra iyot dağılım haritası ile perfüzyon bilgisini de aynı anda sağlamaktadır. Özellikle konvansiyonel BTA görüntülerinde saptanamayan segmenter pulmoner arter embolileri Çift enerji BT perfüzyon görüntüleri ile yüksek sensitivite ile saptanabilmektedir. Akut PTE'ye bağlı perfüzyon defekti periferal yerleşimli ve kama şekilli olup segmental veya lobar dağılıma uyar.

Sayfa 13
CR, voksel rengi ve saydamlığının belirlenmesi aşamalarında VR ile aynı yöntemi kullanır. Ancak VR'de 3-B görüntü oluşumunda ışığın sadece emisyon ve absorbsiyon özellikleri göz önünde bulundurularak lokal aydınlatma yapılırken, CR'de ışığın saçılma özelliği de göz önüne alınarak tüm yönlerden saçılan milyarlarca farklı ışın ve vokseller arasındaki ışın etkileşimleri de 3-B görüntü oluşturmada kullanılır (global aydınlatma). VR'de kullanılan sentetik ışık kaynaklarının aksine CR'de yüksek dinamik aralıklı ışık haritaları kullanılarak doğal aydınlatma sağlanır. Işığın kompleks fizik özelliklerini dikkate alması sayesinde CR'de oluşturulan 3-B görüntü daha gerçekçi olup derinlik ve şekil algısı oldukça gelişmiştir (fotorealistik görüntü).

Bilgisayarlı Tomografide Yeni Görüntü İşleme Teknikleri

Yasin Sarıkaya, Mehmet Ruhi Onur

1. Aşağıdakilerden hangisi ASPECTS değerlendirmesinde kullanılan anatomik bölgelerden birisi değildir?
   a. Kaudat nukleus
   b. Lentiform nukleus
   c. Talamus
   d. İnternal kapsül
   e. İnsular korteks

2. Aşağıdakilerden hangisi penumbra alanını gösteren perfüzyon BT parametrelerinden birisi değildir?
   a. Azalmış CBF
   b. Uzamış MTT
   c. Uzamış Tmax
   d. Azalmış CBV
   e. Uzamış TTP

3. Aşağıdakilerden hangisi kor enfarkt alanını göstermede en iyi perfüzyon BT parametresidir?
   a. Azalmış CBF
   b. Uzamış MTT
   c. Uzamış Tmax
   d. Azalmış CBV
   e. Uzamış TTP

4. Akciğer parankimi değerlendirmesinde çift enerji BT kullanımıyla ilgili aşağıdaklirden hangisi yanlıştır?
   a. Çift enerji BT pulmoner BTA ile pulmoner arter trombüsü ve parankimal perfüzyon değerlendirmesi aynı tetkikle yapılabilmektedir.
   b. Akut PTE'ye bağlı perfüzyon defekti periferal yerleşimli ve kama şekilli olup segmental veya lobar dağılıma uyar.
   c. Akut PTE'de parankimal enfarkt alanı genellikle perfüzyon defektiyle benzer boyutta olmaktadır.
   d. Çift enerji BT perfüzyon görüntülerinde pnömonide heterojen artmış veya azalmış iyot dağılımı görülürken atelektazide homojen artmış iyot dağılımı vardır.
   e. Amfizemde ve hava hapsinde pulmoner sirkulasyonda azalmanın sonucu olarak perfüzyon defekti görülür.

5. Cinematic rendering (CR) ve volüm rendering (VR) arasındaki farklılıklardan hangisi yanlıştır?
   a. VR'de 3-B görüntü oluşumunda ışığın emisyon ve absorbsiyon özellikleri kullanılır.
   b. CR'de ışığın emisyon, absorbsiyon ve saçılma özelliği 3-B görüntü oluşturmada kullanılır.
   c. VR'de kullanılan sentetik ışık kaynaklarının aksine CR'de yüksek dinamik aralıklı ışık haritaları kullanılarak doğal aydınlatma sağlanır.
   d. CR, voksel rengi ve saydamlığının belirlenmesi aşamalarında VR ile aynı yöntemi kullanır.
   e. Işığın kompleks fizik özelliklerini dikkate alması sayesinde VR'de oluşturulan 3-B görüntü daha gerçekçidir.

Cevaplar: 1c, 2d, 3a, 4c, 5e

TÜRK RADYOLOJİ DERNEĞİ

TÜRK RADYOLOJİ SEMİNERLERİ

Trd Sem 2020; 8: 21-37

Abdominal İncelemelerde İleri BT Teknikleri ve Protokolleri

Kaan Esen, F. Demir Apaydın

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Abdomende farklı organlar için kullanılan dinamik bilgisayarlı tomografi incelemelerinin özellikleri
- Dinamik incelemelerde kullanılan tetkik fazlarının belirlenmesinde temel prensipler
- Oral kontrast madde kullanımı
- Çekim parametreleri

Esen K, Apaydın FD. Abdominal İncelemelerde İleri BT Teknikleri ve Protokolleri. Trd Sem 2020; 8: 21-37.

GİRİŞ

Çok kesitli bilgisayarlı tomografi (BT) teknolojisinin ve buna paralel olarak, kullanılan BT cihazlarının teknik kapasite ve donanımlarının gelişmesi ve BT'nin daha yaygın olarak kullanılması, abdominal BT endikasyonlarının genişlemesine ve ayrıca standart çekimlere ek olarak, farklı çekim teknik ve protokollerinin kullanıldığı dinamik incelemeler veya BT ürografi ve BT enterografi gibi özel incelemelerin uygulanabilmesine olanak sağlamıştır.

Dinamik veya çok fazlı incelemelerde temel prensip, abdominal organların ve bu organlardaki lezyonların kanlanma özelliklerine göre birkaç farklı zamanda görüntüleme yapılmasıdır. Uygulanacak protokoller klinik ön tanıya göre belirlenmekte ve bazen çekim sırasında rastlantısal olarak tespit edilen lezyonlara göre protokol modifiye edilebilmekte veya ek taramalar yapılabilmektedir. Bu nedenle çekim öncesinde uygun protokolün belirlenebilmesi için ayrıntılı klinik bilgiye sahip olunması ve tetkikin ilgili radyoloji hekiminin bilgisi dahilinde gerçekleştirilmesi önemlidir.

Dinamik incelemeler sıklıkla fokal lezyonların karakterizasyonu için kullanılmakta olup tetkik fazlarını uygun zamanda gerçekleştirmenin yanı sıra kullanılan kontrast maddenin verilme şekli, hızı, miktarı ve konsantrasyonu da iyi bir tetkik için önemlidir.

Kontrast madde verilmesi sırasında geleneksel olarak sabit gecikme tekniği kullanılmaktadır. Ancak sabit gecikme değerleri kullanıldığında, BT cihazlarının özellikleri, kişisel faktörler ve kontrast madde verilme hızı gibi birçok faktöre bağlı olarak, özellikle dinamik incelemelerde, uygun faz/fazlarda görüntüleme yapılamayabilir. Bu nedenle arter lümenindeki kontrastlanmayı tespit ederek arteriyel fazı daha doğru bir zamanda yakalayabilen test bo-

Mersin Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Mersin, Türkiye

✉ Kaan Esen • kaanessen@yahoo.com

© 2020 Türk Radyoloji Derneği.
Tüm hakları saklıdır.

doi: 10.5152/trs.2020.834
turkradyolojiseminerleri.org

lus veya otomatik bolus izlem (bolus tracking) yöntemleri tercih edilmektedir [1]. Günümüzde birçok merkezde otomatik kontrast pompaları ile birlikte otomatik bolus izlem yöntemi kullanılmaktadır. Bu yöntemde, referans bir damar (abdomen ile ilgili çekim protokollerinde abdominal aort) belirlendikten sonra kontrastsız olarak bir kesit alınır. Referans damar üzerine "region of interest" (ROI) yerleştirilir. Sonrasında kontrast madde verilir ve bu esnada belirli aralıklarla görüntüler alınır. Damar lümeninde ölçülen dansite, önceden belirlenen Hounsfield ünitesi (HU) değerine ulaşınca çekim otomatik olarak başlar.

Çok kesitli BT teknolojisi, tarama zamanlarında kısalmaya neden olmuş, buna paralel olarak kontrast madde verilme hızları da artmıştır. İyi bir görüntüleme için 3-5 mL/sn hızda kontrast madde verilmesi önerilmektedir. Kullanılacak kontrast madde miktarı ise 0,5 gL/kg veya 1,7-2 mL/kg olarak hesap edilebilir [1, 2].

Kontrast madde verilen bir hastada, dokuların ve damarların kontrastlanma derecesini; hasta ile ilgili özellikler, kontrast madde enjeksiyonu ile ilgili faktörler ve BT çekim parametreleri de etkiler.

Hasta ile ilgili en önemli faktörler kardiyak "output" ve vücut ölçüleridir (ağırlık ve boy) [3]. Kardiyak "output" azaldıkça, pik arteriyel kontrastlanma ve parankimal kontrastlanma gecikir. Hasta boy ve ağırlığı arttıkça kan hacmi de artacağından, iyot kan havuzunda dilüe olur.

Kontrast madde enjeksiyonu ile ilgili faktörler; enjeksiyon süresi, enjeksiyon hızı, kontrast madde hacmi, kontrast madde konsantrasyonu ve kontrast madde sonrası serum fizyolojik kullanımı olarak sıralanabilir. Enjeksiyon süresi bir organ veya damarın pik kontrastlanma zamanını direk olarak etkilediği için BT tetkiklerinde tarama zamanlarını belirlemede en önemli faktör olarak kabul edilmektedir [3]. Çok fazlı tetkiklerde, fazlar arasındaki farklılığı belirgin hale getirerek lezyon tespiti ve karakterizasyonunu kolaylaştırdığından, kısa enjeksiyon süresi tercih edilmektedir [3]. Öte yandan, özellikle çok fazlı tetkiklerde fazların planlanmasında, enjeksiyonun başladığı değil, bittiği anın referans zaman olarak kabul edilmesi önerilmektedir [3].

Enjeksiyon hızının, kontrast madde konsantrasyonunun ve kontrast madde miktarının artışı arteriyel kontrastlanmayı artırmaktadır. Enjeksiyon hızının artışı karaciğer parankim kontrastlanmasının yoğunluğunu artırmazken karaciğer arterlerindeki kontrast yoğunluğunu artırmaktadır. Böylece karaciğer arterlerinin ve karaciğer parankiminin kontrastlanma pikleri birbirinden ayırt edilebilmekte ve hipervasküler karaciğer lezyonlarının tespiti kolaylaşmaktadır [4]. Yapılan bir çalışmada kontrast maddenin 5 mL/sn ve 3 mL/sn hızla verildiği tetkikler karşılaştırılmış ve 5 mL/sn hızda hepatoselüler karsinom (HSK) açısından daha tanısal bir görüntü elde edildiği bildirilmiştir [5]. Karaciğer, dalak ve pankreas gibi viseral organların çok fazlı görüntülenmesinde, fazlar arası farklılığı belirgin hale getirmesinden dolayı hızlı enjeksiyon önerilmektedir [3].

İyotlu kontrast maddeler, 300-350-370-400 mgI/mL gibi farklı konsantrasyonlarda kullanılabilmekte olup, yüksek konsantrasyonlar özellikle BT anjiyografi tetkiklerinde tercih edilmektedir. İyodun yüksek konsantrasyonlarda kullanımı ve etkileri literatürde tartışmalı olup, hızlı enjeksiyonun kontrast maddenin yüksek konsantrasyonda kullanılmasıyla benzer etkiyi göstereceği belirtilmiştir [3]. Kronik karaciğer hastalarında yapılan bir çalışmada ise yüksek iyot konsantrasyonunun karaciğer parankim kontrastlanmasını artırdığı gösterilmiştir [6].

Verilen kontrast madde miktarını azaltmak için, kontrastın serum fizyolojik ile birlikte kullanımını konu alan çalışmalar da bulunmaktadır. Kontrast maddenin tek başına kullanımı ve kontrast miktarını azaltarak kontrastın hemen ardından azalan miktar kadar serum fizyolojik verilmesini karşılaştıran bir çalışmada, kontrast madde miktarının azalması/serum fizyolojik kullanımının karaciğer parankim kontrastlanmasını veya lezyon görülebilirliğini etkilemediği gösterilmiştir [7]. Kontrast maddenin ardından serum fizyolojik verilmesi ile kontrast madde miktarı ve artefaktlar azalmakta, kontrast madde kullanımının etkinliği artmaktadır [3].

EĞİTİCİ NOKTA

Abdominal BT tetkiklerinde gastrointestinal sistemin de değerlendirilmesi istenen veya gereken durumlarda ön hazırlık yapılması gereklidir. Bağırsak temizliği için, tetkik öncesi gece açlığı yeterlidir. Oral yolla; pozitif kontrast madde olarak iyotlu kontrast maddeler veya dilüe baryum, nötral kontrast madde olarak ise su kullanılabilir. Tetkikten yaklaşık 1-1,5 saat önce oral olarak alınmaya başlanan kontrast maddeler gastrointestinal sistemin yeterli distansiyonunu sağlar.

İntravenöz yolla kontrast madde kullanılarak yapılan abdominal BT tetkikleri spesifik bir ön tanı belirtilmemişse genellikle kontrast enjeksiyonunu takiben 70-80. sn'de tek fazlı olarak gerçekleştirilir. Ancak günümüzde BT tetkikleri çoğunlukla spesifik tanıya ulaşabilmek veya ayırıcı tanı listesini azaltabilmek amacıyla çok fazlı olarak gerçekleştirilmektedir.

Bu bölümde abdomende bulunan farklı organlar için sık kullanılan çok fazlı/özel BT protokolleri tartışılacaktır.

KARACİĞER

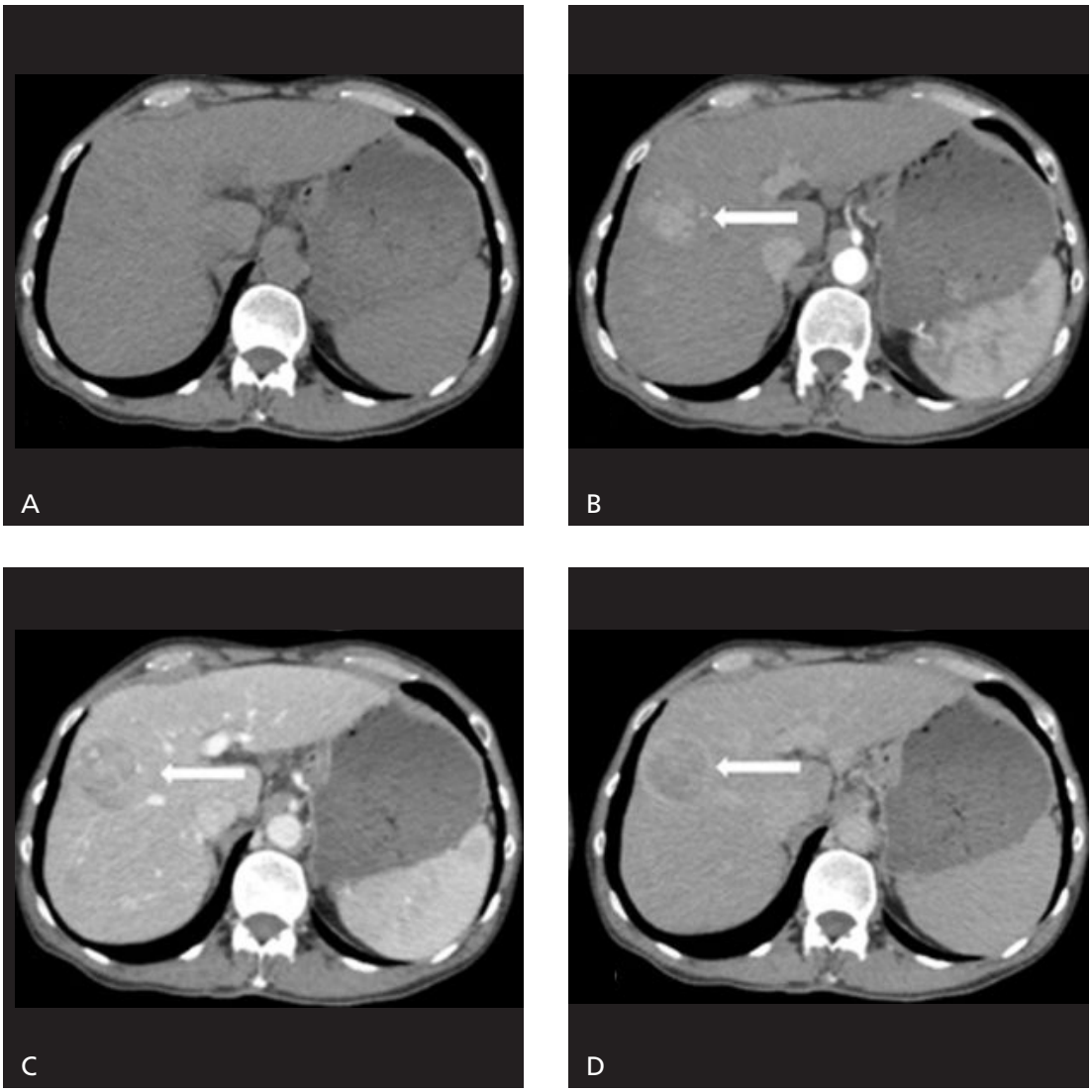
Karaciğerin ikili kanlanma özelliği mevcut olup karaciğer parankiminin kanlanması yaklaşık olarak %70-80 oranında portal ven yoluyla sağlanmaktadır. Karaciğer tümörleri ise karaciğer kan akımının %20-30'unu sağlayan hepatik arterden beslenmektedir. Karaciğere yönelik dinamik incelemeler bu fizyolojik prensip doğrultusunda gerçekleştirilmekte, karaciğerin fokal lezyonlarının karakterizasyonunun yanı sıra, kronik parankimal hastalık gibi karaciğer vaskülaritesinin etkilendiği durumlarda portal ven, hepatik arter, hepatik veni değerlendirmek için de kullanılmaktadır. Karaciğer lezyonları farklı kontrastlanma paternleri göstermekte olup görüntüleme bulguları bazen örtüşse de özellikle hemanjiyom, fokal nodüler hiperplazi, HSK gibi lezyonlar tipik kontrastlanma örneği gösterdikleri zaman tanı için biyopsi gibi invaziv işlemlere ihtiyaç duyulmamaktadır. Bu nedenle uygun parametreler ve zamanlamayla yapılmış bir tetkik doğru tanıya önemli katkı sağlamaktadır.

Dinamik incelemenin ilk fazı kontrast madde verilmeden alınan faz olup lezyonların kontrastlanmasını değerlendirebilmek için karşılaştırma yapmaya imkân sağlar. Bu faz, kalsifikasyonların ve lokorejyonel olarak iyodize yağ gibi radyoopak maddelerle tedavisi yapılmış lezyonların değerlendirilebilmesi için de önemlidir.

Kontrast madde karaciğere ilk olarak hepatik arter yoluyla ulaşır; dolayısıyla, erken arteriyel faz kontrast madde hepatik arterde izlendiğinde, yani enjeksiyon sonrası yaklaşık 15. sn'de ilk kontrastlı faz olarak gerçekleşir [8]. Erken arteriyel faz arter anatomisini değerlendirebilmek için kullanışlı olsa da; yapılan çalışmalar, erken arteriyel fazda yapılan görüntülemenin karaciğerdeki tümörün görülebilirliğini artırmadığını göstermiştir [9]. Bu nedenle karaciğer lezyonlarının saptanması ve karakterizasyonu için gerçekleştirilen incelemede, erken arteriyel fazda görüntüleme şart değildir. Erken arteriyel faz, karaciğer nakli öncesi verici adayının arteriyel haritalamasının yapılacağı veya operasyon ya da girişimsel işlem öncesi olası arteriyel varyasyonların değerlendirileceği durumlarda kullanılabilir.

Primer ya da metastatik karaciğer lezyonları kontrastlanma özelliklerine göre hipervasküler ve hipovasküler olarak iki gruba ayrılabilir. Hepatoselüler karsinom, hemanjiom, fokal nodüler hiperplazi gibi hipervasküler karaciğer lezyonları, karaciğer parankiminin yeterince kontrastlanmadığı geç arteriyel fazda kontrast tutulumu gösterirler. Geç arteriyel faz aortik kontrastlanmanın maksimum olduğu faz olup portal vende kontrastlanma da izlenebilir [8].

Hepatik parankimal faz portal venöz faz olarak da adlandırılmakta olup pik kontrast bolusun splanknik sirkülasyonu dolaşarak portal venöz sisteme dönüş gösterdiği ve rutin abdominal taramanın yapıldığı fazdır [8]. En yüksek portal ven ve normal karaciğer parankim atenüasyonu da bu fazda gerçekleşmektedir. Bu nedenle portal venöz faz, gastrointestinal sistem kaynaklı pek çok malinitenin karaciğer metastazı başta olmak üzere hipovasküler lezyonların en kolay seçilebildiği fazdır. Hipovasküler tümörler için en yüksek tümör-parankim dansitesi farklılığının portal venöz fazda olduğu bildirilmiştir [9]. Bunların yanında,



Resim 1. A-D. Dinamik karaciğer BT. (A) Kontrastsız, (B) arteriyel, (C) portal venöz, (D) geç faz görüntülerde, karaciğerde segment 8 düzeyinde, arteriyel fazda kontrastlanan ve geç fazda yıkanarak kapsül boyanması gösteren hepatoselüler karsinom ile uyumlu lezyon izleniyor (oklar).

tümöre bağlı gelişebilen portal venöz trombüs gibi komplikasyonlar da bu fazda değerlendirilebilir.

Diğer adı denge fazı olan geç faz yaklaşık olarak 2-3. dk'da başlar ve 10. dk'ya kadar izlenebilir. Geç fazda görüntülemenin tüm hastalarda rutin olarak uygulanıp uygulanmaması tartışmalı olsa da, bilinen bir karaciğer lezyonu için gerçekleştirilen dinamik incelemede yer alması gerektiği bildirilmiştir [10, 11, 12]. Geç fazda yapılan görüntüleme, HSK'daki yıkanma ve rim şeklinde periferal kontrastlanmayı etkinlikle gösterir (Resim 1). Benzer şekilde geç faz görüntüler; fibröz doku içeren lezyonların, kolanjiyokarsinomun, kan havuzu ile paralel olarak progresif kontrastlanma gösteren hemanjiyomların tanısında ve fokal nodüler hiperplazinin skar dokusunun gösterilmesinde önemli rol oynar.

"The United Network for Organ Sharing" (UNOS) ve 2018 yılında yayınlanan LI-RADS kılavuzlarında, karaciğer için, geç arteriyel, portal venöz ve geç faz olarak 3 aşamalı BT protokolünün kullanılması önerilmektedir. Bu kılavuzlarda, kontrastsız fazın tercihe bağlı olduğu belirtilmiş, ancak özellikle lokorejyonel

tedavi görmüş hastalardaki tümör kontrastlanmasını, tedavi sonrasında kan, proteinöz materyal veya iyodize yağ nedeniyle oluşabilecek hiperdansiteden ayırt etmek için kontrastsız incelemenin faydalı olabileceği öne sürülmüştür [13]. Günümüzde birçok merkezde kontrastsız faz da rutin protokol içerisinde yer almaktadır.

Karaciğer için uygulanabilecek dinamik incelemenin temel özellikleri Tablo 1'de verilmiştir. Arteriyel haritalamanın yapılmayacağı bir incelemede kontrastsız fazı takiben geç arteriyel, portal venöz ve geç faz olmak üzere 4 fazlı bir protokol uygulanabilir. Portal venöz faz dışındaki fazlarda diyaframdan sakroiliak eklem üst kenarına, portal venöz fazda ise diyaframdan simfizis pubis düzeyine kadar tüm abdomen taranabilir.

EĞİTİCİ NOKTA

Tablo 1: **Karaciğer İçin Dinamik BT Fazları**

Faz	Zaman	Kesit Kalınlığı
Kontrastsız	-	
Erken arteriyel	15-20. sn	
Geç arteriyel	35-40. sn	3-5 mm*
Portal venöz (hepatik)	60-70. sn	
Geç	2-5. dk	

*İdeal kesit kalınlığı 3 mm'dir; 5 mm'yi geçmemelidir.

Tablo 2: **Pankreas İçin Dinamik BT Fazları**

Faz	Zaman	Kesit Kalınlığı
Kontrastsız	-	
Pankreatik parankimal	40-45. sn	3-5 mm*
Portal venöz	60-70. sn	

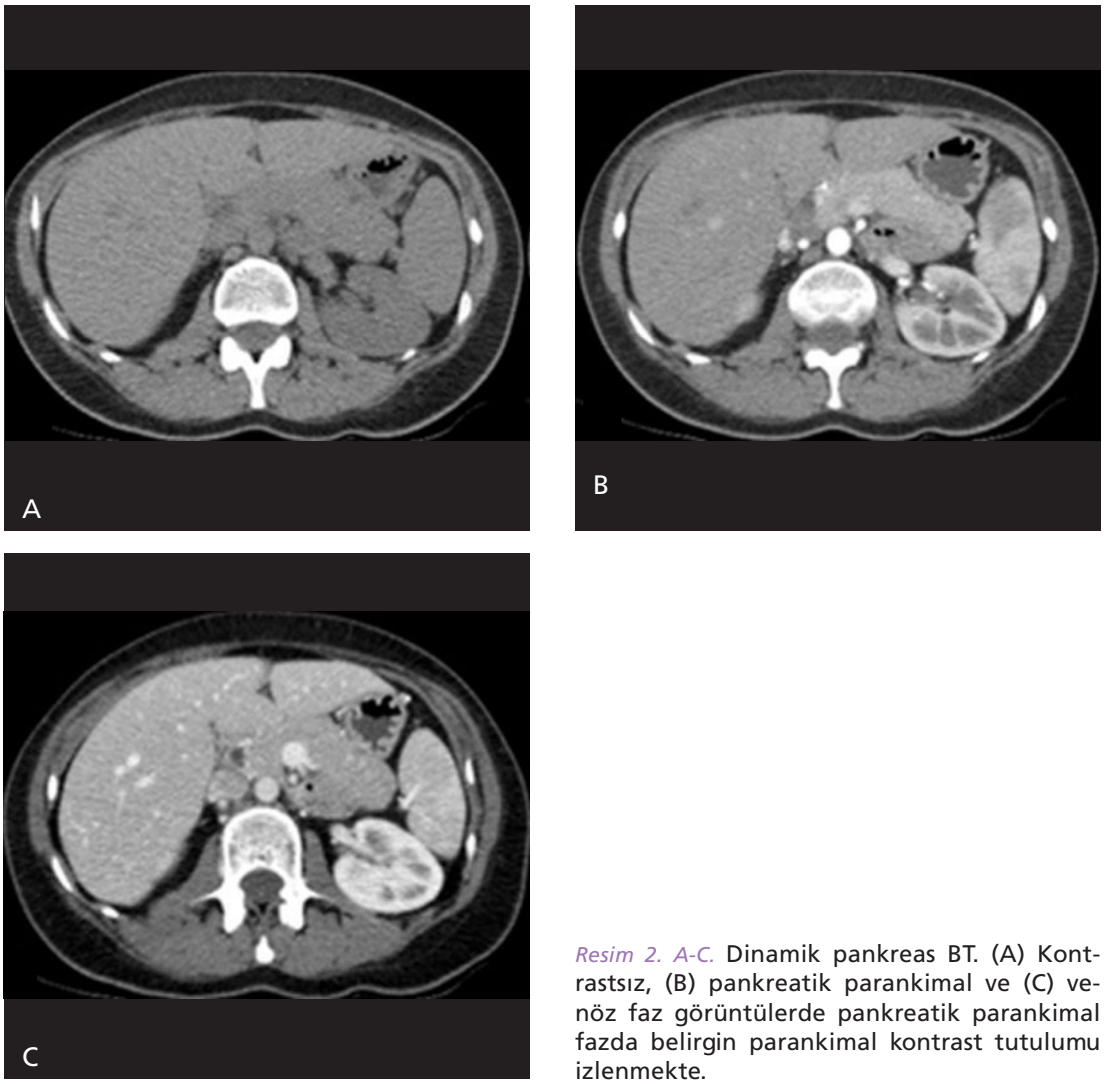
*İdeal kesit kalınlığı 3 mm'dir; 5 mm'yi geçmemelidir.

PANKREAS

Çok kesitli BT pankreas hastalıklarının değerlendirilmesinde yüksek doğruluk oranlarına sahip olup duktal anatomiyi, tümör morfolojisini ve tümörün komşu organlar ve vasküler yapılarla ilişkisini doğru bir şekilde gösterebilir [14]. Pankreasın çölyak arter dallarından kanlanması nedeniyle pankreas parankiminin kontrastlanması karaciğere göre daha erkendir [15, 16]. Pankreasın arteriyel fazı kontrast madde verilmesini takiben yaklaşık 20. sn'de izlenmektedir. Pankreas parankimi en yoğun olarak, 40-45. sn'de başlayan ve geç arteriyel faza karşılık gelen pankreatik parankimal fazda (PPF) kontrastlanmaktadır (Resim 2) [15, 17]. Bu nedenle, hipovasküler özellik gösteren pankreas adeno kanseri, PPF'de pankreas parankimine göre hipodens olarak izlenmekte, en yüksek pankreas-tümöral doku kontrastı bu fazda elde edilmektedir (Resim 3). Arteriyel fazın hipervasküler bir lezyon olan pankreas nöroendokrin tümör tanısında kullanılabileceği, adenokarsinom tanısında ise katkısının olmadığı, öte yandan portal venöz fazda elde edilen görüntülerin vasküler invazyonu değerlendirmede yüksek sensitiviteye sahip olduğu bildirilmiştir [15]. Pankreatik parankimal fazda elde edilen görüntülerde portal venöz faz ile karşılaştırıldığında akıma bağlı artefaktların daha fazla olduğu ve süperior mezenterik vende atenüasyonun daha az olduğu belirtilmektedir [18]; dolayısıyla pankreatik adenokarsinom tanısında, PPF ile birlikte portal venöz fazın da gerekli olduğu hatırlanmalıdır. Ayrıca, koronal ve sagital multiplanar reformat (MPR) görüntülerin özellikle lokal yayılımın değerlendirilmesinde duyarlılığı artırdığı gösterilmiştir [19].

Pankreatik kitle nedeniyle yapılabilecek BT incelemeye ait örnek protokol Tablo 2'de verilmiştir. Nöroendokrin tümör şüphesi var ise pankreatik parankimal faz yerine arteriyel faz kullanılabilir. Pankreatit için yapılacak tetkiklerin ise portal venöz fazda tek fazlı olarak yapılması yeterlidir.

Pankreas için, çift enerji BT ile yapılan, split-bolus ve otomatik bolus izleme tekniklerinin kullanıldığı özel bir inceleme de tanımlanmıştır. Bu teknikte, 100 mL kontrast verilmesinden 35 sn sonra ikinci kez 40 mL kontrast madde verilmekte ve aort kontrastlanmasının 280 HU eşik değere ulaşmasından yaklaşık 15 sn sonra, PPF ve portal venöz fazın eşzamanlı olarak görülebildiği bir tarama yapılmaktadır [15, 20]. Bu teknikle radyasyon dozu yaklaşık %43 oranında azalmakta, tümörün görülebilirliği ise artmaktadır [20].



Resim 2. A-C. Dinamik pankreas BT. (A) Kontrastsız, (B) pankreatik parankimal ve (C) venöz faz görüntülerde pankreatik parankimal fazda belirgin parankimal kontrast tutulumu izlenmekte.

Pankreas için gerçekleştirilen BT incelemede pozitif oral kontrast maddelerin kullanılması, gastroduodenal bölgede artefakt oluşumuna neden olup pankreasın değerlendirilmesini güçleştirebilmektedir. Bu nedenle, tetkikten önce oral olarak alınan 1 lt su yardımıyla, mide ve duodenumun nötral kontrast maddelerle distansiyonu önerilmektedir.

Kontrastsız faz ve PPF'de diyaframdan sakroiliak eklem üst kenarına kadarki alan, portal venöz fazda ise tüm abdomen taranabilir.

BÖBREK

Çok kesitli BT inceleme üriner sistemin önemli görüntüleme yöntemlerinden olup, taş, kist, inflamatuar hastalıklar ve malin-benin kitleler için yapılmaktadır.

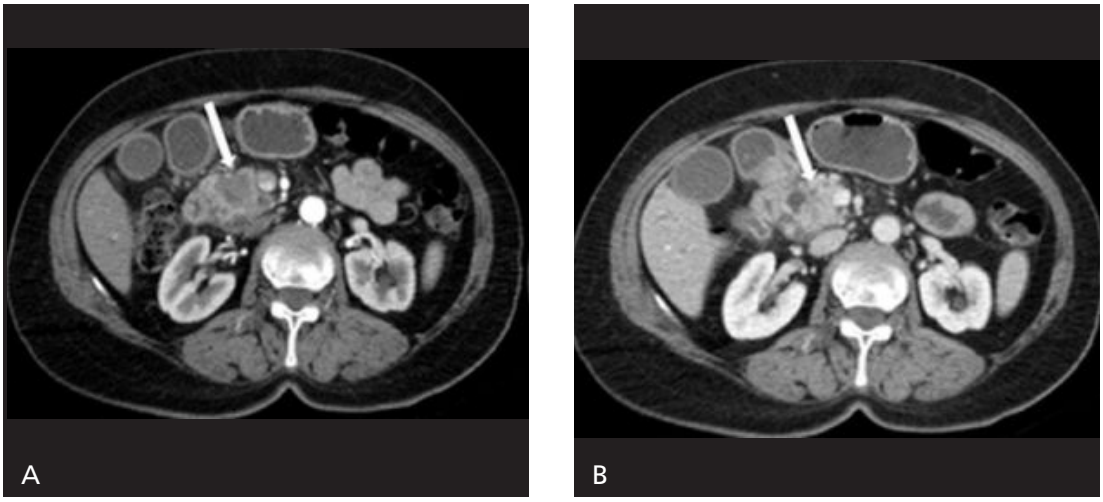
Taş protokolü BT inceleme, oral ve intravenöz yolla kontrast madde verilmeden gerçekleştirilir; taşların yanı sıra kalsifikasyon, kitle içi yağ ve kistlerdeki proteinöz içerik de değerlendirilebilir.

Böbreklere yönelik dinamik BT inceleme, kontrastsız fazı takiben kortikomedüller, nefrogram ve ekskretuar (piyelogram) olarak adlandırılan fazlar klinik olarak verilen ön tanıya göre farklı kombinasyonlarda kullanılarak gerçekleştirilir (Resim 4) [21].

Kortikomedüller faz arteriyel bir fazdır. Bu fazda renal korteks ve arteriyel yapılar maksimum kontrastlanma gösterirler [22]; korteks

EĞİTİCİ NOKTA

EĞİTİCİ NOKTA



Resim 3. A, B. Dinamik pankreas BT'ye ait, (A) pankreatik parankimal faz ve (B) venöz faz görüntüleri. Pankreas başında bulunan kitlesel lezyon pankreatik parankimal fazda pankreatik parankimden ayrı ve hipodens olarak izlenirken, venöz fazda lezyon sınırları pankreastan ayrı seçilememekte (oklar). Pankreatik parankimal fazda ve venöz fazda süperior mezenterik ven doluşunun farklı olduğuna dikkat edilmeli.

Tablo 3: **Böbrek İçin Dinamik BT Fazları**

Faz	Zaman	Kesit kalınlığı
Kontrastsız	-	
Kortikomedüller	25-30. sn	3-5 mm*
Nefrogram	80-90. sn	
Ekskretuar (Piyelogram)	3-5. dk	

*İdeal kesit kalınlığı 3 mm'dir; 5 mm'yi geçmemelidir.

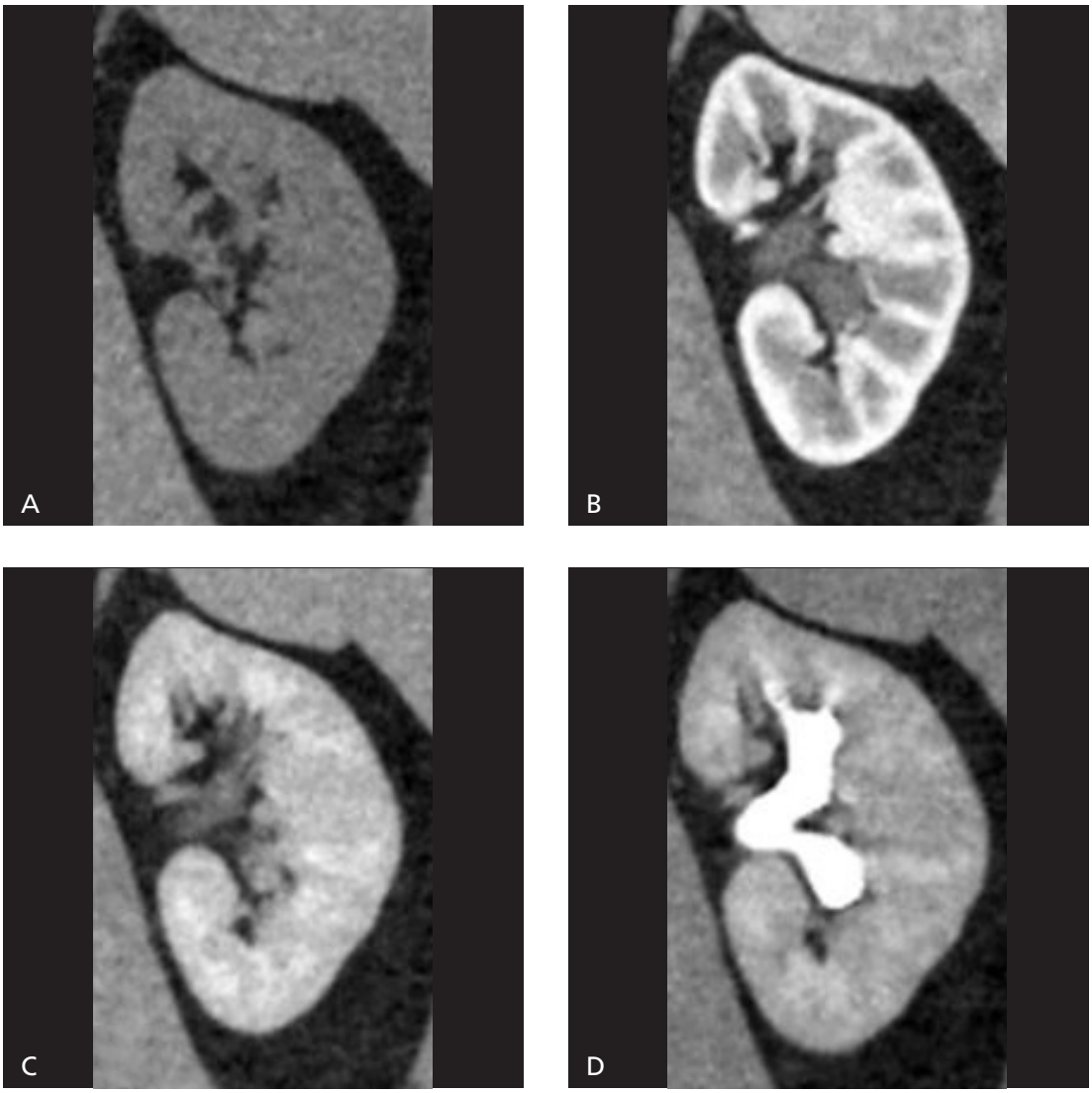
ve medulla ayrımının en belirgin hale gelmesiyle Bertini kolonu veya fokal renal hipertrofi gibi durumların ayırt edilmesi mümkün olur [22, 23]. Ayrıca bu faz, parsiyel nefrektomi planlamasında vasküler haritalama sağlaması nedeniyle cerraha yol gösterici olabilir [22]. Yaklaşık olarak 80. sn'de başlayan nefrogram fazında korteks ve medulla homojen bir şekilde kontrastlanır [23]. Bu faz, böbrek parankiminin ve ayrıca böbrek tümörlerinin, böbreğin enfeksiyöz/inflamatuar hastalıklarının, parankimal perfüzyon bozukluklarının ve parankimal skarların en iyi tespit edildiği fazdır (Resim 5) [24, 25]. Ekskretuar faz, kontrast enjeksiyonunu takiben 3-5. dk'dan itibaren izlenir. Bu fazda, böbrek toplayıcı sistemleri ve üreterler, lümenleri kontrast madde ile dolu olarak görülürler.

Böbrek kitlelerinin karakterizasyonunda BT altın standart olarak kabul edilen tetkiktir [26]. Böbrek kistleri için kullanılan Bosniak sınıflamasında ve solid böbrek kitlelerinin değerlendirilmesinde kontrastsız, kortikomedüller ve nefrogram fazlarının olduğu bir protokol önerilmektedir (Tablo 3). Sadece kortikomedüller fazda alınan görüntülerin nefrogram fazında kolaylıkla görülebilen birçok lezyonu gösteremediği bildirilmiştir [27]. Kortikomedüller fazda küçük renal kitleler medulladan ayırt edilemeyebilir ve ekskretuar fazda bazı renal kitleler parankim ile aynı atenüasyonda olabilirler [23].

BT ÜROGRAFİ

BT ürografi, üriner yolun geleneksel görüntüleme yöntemi olan intravenöz ürografi ve taş protokolü BT'yi "adeta" birleştirerek, tek bir tetkikle hem üriner yol taşlarının hem renal parankimin hem de ürotelyal patolojilerin değerlendirilebilmesini sağlayan ve özellikle hematürili hastalarda tercih edilen bir görüntüleme yöntemidir [24].

Tipik bir BT ürografi protokolü hematürinin en sık nedenleri olan taş, böbrek kitlesi ve ürotelyal tümörlerin değerlendirilebilmesi için 3 fazdan oluşmaktadır (Tablo 4) [28, 29].



Resim 4. A-D. Dinamik böbrek BT. (A) Kontrastsız, (B) kortikomedüller, (C) nefrogram ve (D) ekskretuar fazlar

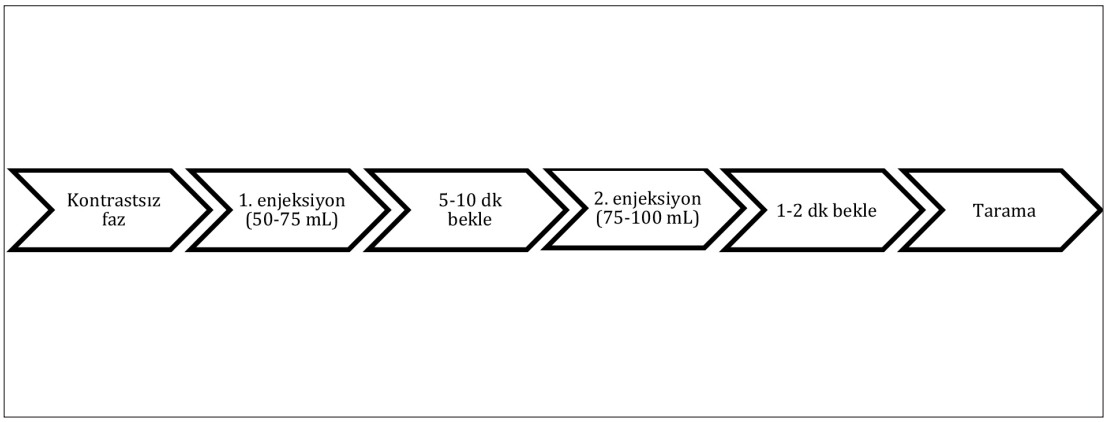
Tablo 4: **BT Ürografi Fazları**

Faz	Zaman	Kesit Kalınlığı
Kontrastsız	-	
Nefrogram	80-90. sn	3-5 mm*
Ekskretuar (Piyelografi)	5-15. dk	

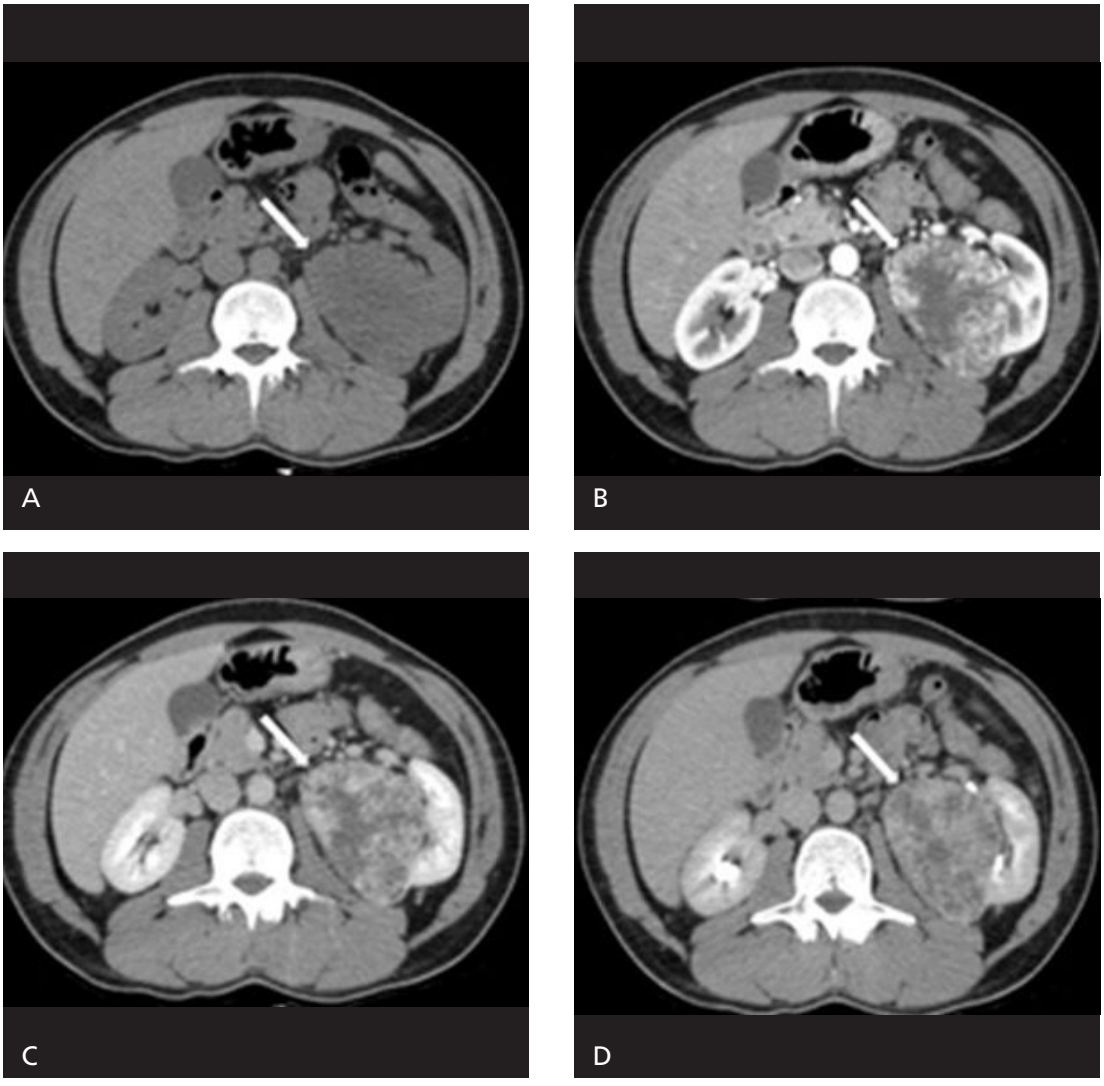
*İdeal kesit kalınlığı 3 mm'dir; 5 mm'yi geçmemelidir.

Kontrastsız kesitler üriner sistem taşlarının ve parankimal kalsifikasyonların, nefrogram fazı parankimal kitlelerin değerlendirilebilmesinde faydalıdır. Piyelogram fazı ise kontrast madde verilmesini takiben 5-15. dk'da elde edilir ve bu fazda üriner yol değerlendirilir (Resim 6 ve 7). Kontrastsız seride ve piyelogram fazında böbreklerden mesaneye dek tüm üriner sistem, nefrogram fazında ise diyaframdan sakroiliak eklem üst kenarına kadar sadece abdomen taranmalıdır. BT ürografi için rutin olarak supin pozisyon önerilmektedir [30].

Üç fazda yapılan BT ürografide radyasyon dozu tartışma konusu olup, alınan dozu azaltmak amacıyla iki fazlı bir incelemeye olanak sağlayan split-bolus tekniği tanımlanmıştır. Bu teknikte; kontrastsız taramayı takiben toplam kontrast dozunun bir kısmı enjekte edilir ve gö-



Şekil 1. Split bolus BT ürografi tekniği



Resim 5. A-D. Dinamik böbrek BT. (A) Kontrastsız görüntüler ile (B) kortikomedüller faz, (C) nefrogram fazı ve (D) ekskretuar faza ait görüntülerde, sol böbrekte kortikomedüller fazdan itibaren heterojen tarzda kontrastlanan kitle (oklar) izlenmekte.

Resim 6. BT Ürografi. Split-bolus tekniği ile gerçekleştirilmiş tetkikte koronal MIP görüntüde nefrogram ve ekskretuar faz birlikte izlenmekte.

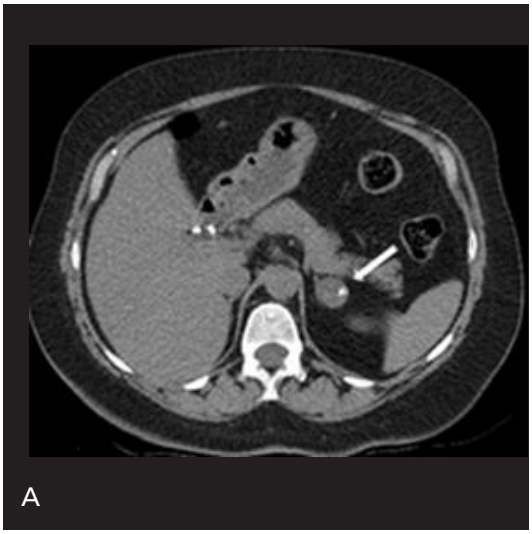
Resim 7. BT Ürografi. Koronal MIP görüntüde sağ böbrekte bulunan parapelvik kistin renal pelvise bası etkisinin bulunduğu izlenmekte (ok).

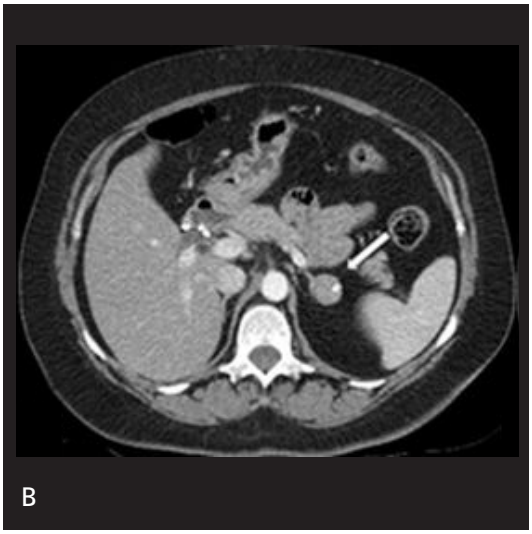
rüntüleme yapılmadan beklenir. Yaklaşık 5-10 dk'lık bekleme süresi sonrasında dozun kalan kısmı enjekte edilir ve nefrogram fazını yakalayacak şekilde görüntüleme yapılır. Böylece, ilk verilen kontrast maddeye bağlı oluşan ekskretuar faz ve ikinci verilen kontrast maddeye bağlı oluşan nefrogram fazı birlikte ve tek bir seri şeklinde gösterilir. Yani, klasik üç fazlı inceleme, iki fazlı incelemeye dönüşmüş olur (Şekil 1). Toplam kontrast madde miktarının birinci ve ikinci enjeksiyonda hangi oranda verileceği ve tarama zamanı konuları tartışmalı olsa da Lee ve ark. [31] çalışmasında önerilen yöntem genel kabul görmektedir. Bu çalışmada; ikinci enjeksiyonda daha fazla miktarda kontrast madde verilmesinin ve taramanın ilk enjeksiyon sonrası 8. dk'da başlamasının, üreterin opasifikasyonu, böbrek parankiminin boyanması ve tetkik süresinin kısalması açısından en uygun protokol olduğu ve toplam kontrast dozunun yaklaşık %30'unun ilk enjeksiyonda, %70'inin ise ikinci enjeksiyonda verildiği grupta renal kortikal kontrastlanmanın daha yüksek olduğu belirtilmiştir [31].

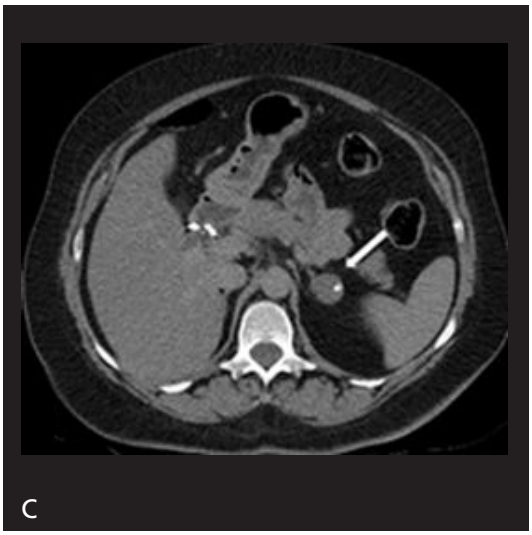
Furosemid kullanımı kimi yazarlar tarafından önerilmekte olup düşük doz furosemid kullanımının (0,1 mg/kg) ekskretuar fazı kısalttığı, ilk enjeksiyon sonrası serum fizyolojik verilmesi ile karşılaştırıldığında üreterin orta ve distal kesiminde opasifikasyonu ve distansiyonu artırdığı bildirilmektedir [30, 32].

ADRENAL BEZ

Adrenal bezde primer veya metastatik malin tümörleri de içeren neoplazik hastalıklar görülebilmektedir. Adrenal bezin en sık rastlanan tümörü ise çoğunluğu rastlantısal saptanan adenomlardır [33]. Adenomların başta metastaz olmak üzere diğer neoplazik lezyonlar ile ayrımının yapılması gerekmektedir. Adrenal lezyonlara yönelik olarak gerçekleştirilen BT incelemede lezyon boyutu, kontrast madde enjeksiyonundan önceki atenüasyon değeri, 60. sn'deki kontrastlanma seviyesi ve geç faz yıkanma değerleri gibi tanıya katkıda bulunabilecek birçok bulgu değerlendirilebilir [34]. Adenomların önemli bir kısmı intraselüler yağ içerdiğinden, karaciğer ve pankreasa yönelik dinamik incelemelerden farklı olarak kontrast verilmeden alınan görüntülerde ROI ile lezyondan ölçüm yapılmaktadır. Literatürde genel olarak kabul gören 10 HU eşik değerinin altındaki ölçümlerde tetkik kontrast madde verilmeden sonlandırılmakta ve yüksek bir özgüllükle yağdan zengin adenom tanısı konulabilmektedir. Yapılan bir çalışmada kontrastsız olarak yapılan taramalarda düşük kVp (80 kVp) kulla-







Resim 8. A-C. Dinamik adrenal BT. (A) Kontrastsız, (B) erken ve (C) geç faz görüntülerde sol adrenal bezde mutlak yıkanma oranı %76, rölatif yıkanma oranı %54 olarak hesap edilen adrenal adenom ile uyumlu lezyon (oklar).

nılmasının adenom ve adenom dışı lezyonların ayrımında daha iyi olduğu gösterilmiştir [35]. Ölçüm sonucu 10 HU'dan yüksek dansite değeri tespit edilen ve yağdan zengin adenom tanısı konulamayan lezyonlar için tetkike devam edilerek dinamik inceleme gerçekleştirilmekte, kontrast verilmesi sonrası 60. sn'de erken faz ve 10-15. dk'da geç faz görüntüler alınmaktadır (Tablo 5). Kontrastsız, erken faz ve geç faz görüntülerde lezyondan ölçülen dansite değerleri kullanılarak lezyonun mutlak yıkanma oranı aşağıda verilen formülle hesaplanmaktadır: Mutlak Yıkanma: $100x(HU^{\text{erken faz}}-HU^{\text{geç faz}})/(HU^{\text{erken faz}}-HU^{\text{kontrastsız}})$

Spesifik bir patolojiye yönelik olarak yapılmayan, dolayısıyla kontrastsız kesitlerin bulunmadığı rutin abdominal incelemede rastlantısal olarak adrenal lezyon saptanırsa, 10-15. dk'da geç faz görüntülerin alınması suretiyle de lezyon karakterize edilebilir. Bu durumda, aşağıda belirtilen formülle lezyonun rölatif yıkanma oranı hesaplanır: Rölatif Yıkanma: $100x(HU^{\text{erken faz}}-HU^{\text{geç faz}})/(HU^{\text{erken faz}})$

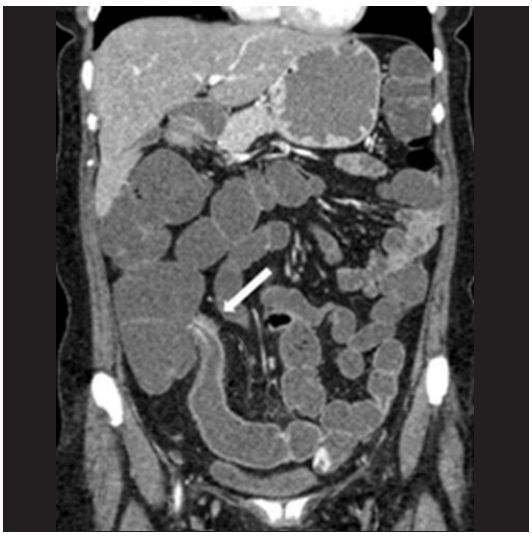
Adenom hızlı kontrast tutup hızlı yıkanmakta (Resim 8), metastaz ise hızlı kontrastlanmakla birlikte adenoma göre daha yavaş yıkanmaktadır. Bir diğer sık görülen adrenal lezyon olan feokromositoma ise erken dönemde yoğun kontrastlanma göstermektedir [34]. Formüllere göre konuşulacak olursa, mutlak yıkanma oranı %60'ın, rölatif yıkanma oranı %40'ın üzerinde olan lezyonlar adenom olarak tanımlanmakta,

Tablo 5: **Adrenal Bez İçin Dinamik BT Fazları**

Faz	Zaman	Kesit kalınlığı
Kontrastsız	-	
Erken	60. sn	3-5 mm*
Geç	10-15. dk	

*İdeal kesit kalınlığı 3 mm'dir; 5 mm'yi geçmemelidir.

Resim 9. BT enterografi. Yeterli barsak distansiyonu sağlanmış tetkikte barsaklarda obstrüksiyon, dilatasyon veya duvar kalınlaşması izlenmiyor.



Resim 10. BT enterografi. Oral yolla nötral kontrast madde (su ve laktuloz) verilerek gerçekleştirilmiş tetkikte, koronal MIP görüntüde, terminal ileum duvarında kalınlaşma ve artmış kontrastlanma ile lüminal incelme (ok) izlenmekte.

bu değerlerin %60 ve %40'ın altında olması durumunda ise adenom dışı lezyon tanısına varılmaktadır. Her adenom dışı lezyon metastaz olmasa da adrenal bezde adenom dışı lezyon saptanan ve primer malin hastalığı olan hastalarda metastaz ön planda düşünülmelidir.

BT ENTEROGRAFİ

Çok kesitli BT teknolojisindeki gelişmelerle birlikte gastrointestinal sistemin görüntülenmesinde geçmişte kullanılmış olan ince bağırsak pasaj grafisi, konvansiyonel enteroklizis gibi yöntemler yerine BT enterografi tercih edilen görüntüleme yöntemi hale gelmiştir [36-38]. Raptopoulos ve ark. [39] 1997'de helikal BT ile gerçekleştirdikleri çalışmada BT enterografinin bağırsakların görüntülenmesinde faydalı olduğunu ortaya koymuşlardır. Konvansiyonel enteroklizis ile karşılaştırıldığında, tekniğinin kolaylığı, hasta tarafından daha kolay tolere edilmesi ve kesitsel görüntülemenin avantajlarını içeriyor olması nedeniyle BT enterografinin ince bağırsak hastalıklarının tanısında kullanımı giderek artmaktadır. "American College of Radiology" tarafından ortaya konan uygunluk kriterlerinde, Crohn hastalığı şüphesi olan erişkin hastanın ilk başvurusunda tercih edilmesi gereken görüntüleme yöntemi olarak BT enterografi belirtilmiştir [40]. BT enterografi ayrıca, klinik olarak stabil hastalarda şüpheli gastrointestinal kanamanın değerlendirilmesinde kullanışlı ve tamamlayıcı bir görüntüleme yöntemidir [41].

Bilgisayarlı tomografi enterografi teknik olarak, nötral veya düşük dansiteli oral kontrast madde ile sağlanan ince bağırsak distansiyonunu, intravenöz kontrast madde verilmesi sonrası enterik fazda yapılan abdominopelvik BT inceleme ile birleştirmektedir (Resim 9 ve 10) [36]. Nötral kontrast, suya yakın atenüasyon değeri olan maddeler için kullanılan bir tanımlama olup etkili bir kullanım için, yeterli bağırsak distansiyonu sağlanacak şekilde ve intravenöz kontrast madde ile birlikte verilmelidir [37]. Lüminal distansiyon için nötral kontrast madde olarak kullanılabilen su görece güvenli olarak bilinse de suyun çabuk absorbsiyonu ileoçekal

valvin görülmesini engelleyebilmektedir [37, 38]. Nötral kontrast ajan olarak, su-metilselüloz çözeltisi, polietilen glikol, düşük dansiteli baryum kullanılabilir. İyot veya baryum içeren pozitif oral kontrast ajanlar ise mukozal boyanmayı ve kanamayı gizleyebileceğinden rutin olarak kullanılmamaktadır [36, 37].

Bilgisayarlı tomografi enteroklizis, nazojejunal kateter yerleştirilmesinin ardından aktif şekilde ince bağırsak distansiyonu sağlanarak yapılması ile BT enterografiden ayrılmaktadır [37].

BT enterografi için 6-8 saat açlık yeterli olup tetkik öncesinde hastalara yaklaşık 1 saatlik süre içinde 1-1,5 L oral kontrast madde içirilmektedir [36]. Oral kontrast madde 1-1.5 L suya 250 cc laktuloz karıştırılarak elde edilebilir. Laktuloz, galaktoz ve laktozdan oluşan sentetik bir disakkaridaz olup yapısı nedeniyle emilmez ve böylece bağırsak distansiyonu sağlanır [38]. Tetkik sırasında ince barsak peristaltizmini azatmak amacıyla 20 mg hyosin-N-butil bromür intravenöz yolla yapılabilir [38]. Oral yolla yapılan hazırlık tamamlandıktan sonra, intravenöz yolla kontrast madde verilmesini takiben yapılacak incelemenin faz sayısı ve zamanlaması tartışmalı olup, Schindera ve ark. [42] ince bağırsaklar için pik mural kontrastlanmanın kontrast madde verilmesini takiben 50. sn'de gerçekleştiğini bildirmişlerdir. Bilinen veya şüpheli Crohn hastalığı olan hastalarda, 65. sn'de diyaframdan simfizis pubise kadarki alan taranacak şekilde yapılan tek fazlı görüntülemenin yeterli olduğu belirtilmiştir [43]. Mezenterik damarların ve gastrointestinal kanamanın değerlendirilebilmesi için arteriyel ve venöz olarak 2 fazlı veya arteriyel, enterik ve geç olmak üzere 3 fazlı görüntüleme de önerilmektedir [41, 43, 44]. Enterik faz ve geç faz için, arteriyel fazda alınan görüntülerden 20 ve 90 sn sonra tarama yapılmalıdır [41].

Çok fazlı incelemelerin daha sık yapılması ile birlikte hastaların radyasyon maruziyeti de önemli bir konu haline gelmiş olup doz azaltım teknikleri ile ilgili yeni çalışmalar yapılmaktadır. Temel amaç, mümkün olan en düşük radyasyon dozu ve en uygun protokolle en tanısal görüntüyü elde etmek olmalıdır. Radyasyon dozunu azaltmak için değiştirilebilecek parametreler; miliamper saniye, kilovolt pik ve tarama adımı (pitch) değerleri ile faz sayısı şeklinde sıralanabilir [45]. Düşük kilovolt pik kullanımı, otomatik tüp akım modülasyonları, iteratif rekonstrüksiyon gibi tekniklerle doz azaltımı sağlanabilmektedir [46]. Abdomen BT protokolleri içinde pankreas dinamik inceleme ve BT ürografi için tanımlanan split-bolus teknikleri sayesinde faz sayısı ve dolayısıyla hasta tarafından alınan radyasyon miktarı azalmaktadır. Üriner sistem taş hastalığı için yapılan BT tetkiklerinde, BT enterografide, adrenal bez ve pankreas dinamik BT incelemede de düşük kilovolt tekniği kullanılabilir [47].

Sonuç olarak, abdomende, farklı organlar ve farklı patolojilere yönelik olarak farklı çekim protokollerinin kullanıldığı çok sayıda özel BT incelemeleri yapılmaktadır. Tetkikin doğru olarak yapılması ve yorumlanması radyoloğun sorumluluğunda olduğundan; inceleme öncesi hasta ile ilgili detaylı klinik bilgiye sahip olunması, çekim protokollerinin bilinmesi ve uygun şekilde uygulanması, gerekirse protokolün hastaya göre modifiye edilmesi, doğru tanıya ulaşmada önemlidir. Çekim sırasında elde edilen transvers görüntülerin yanı sıra, çok kesitli BT teknolojisinin sağladığı olanaklarla, MPR, "maximum intensity projection" (MIP) ve "volume rendering" görüntülerden de yararlanılmalıdır. ALARA prensibi göz önünde bulundurularak, özellikle çok fazlı incelemelerde, hastanın aldığı dozun azaltılması için azami çaba gösterilmelidir.

Kaynaklar

[1]. Schima W, Koh DM, Baron R. Focal liver lesions. In: Hodler J, Kubik-Huch, von Schulthess G, editors. Diseases of the Abdomen and Pelvis 2018-2021. IDKD Springer Series. Cham: Springer; 2018.p.173-96. [Crossref]

[2]. Yamashita Y, Komohara Y, Takahashi M, Uchida M, Hayabuchi N, Shimizu T, et al. Abdominal helical CT: Evaluation of optimal doses of intravenous contrast material--a prospective randomized study. Radiology 2000; 216: 718-23. [Crossref]

[3]. Bae KT. Intravenous contrast medium administration and scan timing at CT: Considerations and approaches. Radiology 2010; 256: 32-61. [Crossref]

[4]. Heiken JP, Bae KT. Contrast medium adminstration and scan timing for MDCT. In: Marchal G, Vogl TJ, Heiken JP, Rubin GD, editors. Multidetector-row Computed Tomography: Scanning and Contrast Protocols. Milan, Italy: Springer-Verlag Italia; 2005.p.13-20. [Crossref]

[5]. Schima W, Hammerstingl R, Catalano C, Marti-Bonmati L, Rummeny EJ, Montero FT, et al. Quadruple-phase MDCT of the liver in patients with suspected hepatocellular carcinoma: effect of contrast material flow rate. AJR Am J Roentgenol 2006; 186: 1571-9. [Crossref]

[6]. Furuta A, Ito K, Fujita T, Koike S, Shimizu A, Matsunaga N. Hepatic enhancement in multiphasic contrast-enhanced MDCT: Comparison of high- and low-iodine-concentration contrast medium in same patients with chronic liver disease. AJR Am J Roentgenol 2004; 183: 157-62. [Crossref]

[7]. Dorio PJ, Lee FT Jr, Henseler KP, Pilot M, Pozniak MA, Winter TC 3rd, et al. Using a saline chaser to decrease contrast media in abdominal CT. AJR Am J Roentgenol 2003; 180: 929-34. [Crossref]

[8]. Bae KT. Principles of contrast medium delivery and scan timing in MDCT. In: Kalra MK, Saini S, Rubin GD, editors. MDCT: From Protocols to Practice. Italy: Springer-Verlag Italia; 2008.p.10-24 [Crossref]

[9]. Francis IR, Cohan RH, McNulty NJ, Platt JF, Korobkin M, Gebremariam A, et al. Multidetector CT of the liver and hepatic neoplasms: Effect of multiphasic imaging on tumor conspicuity and vascular enhancement. AJR Am J Roentgenol 2003; 180: 1217-24. [Crossref]

[10]. Monzawa S, Ichikawa T, Nakajima H, Kitanaka Y, Omata K, Araki T. Dynamic CT for detecting small hepatocellular carcinoma: Usefulness of delayed phase imaging. AJR Am J Roentgenol 2007; 188: 147-53. [Crossref]

[11]. Lim JH, Choi D, Kim SH, Lee SJ, Lee WJ, Lim HK, et al. Detection of hepatocellular carcinoma: Value of adding delayed phase imaging to dual-phase helical CT. AJR Am J Roentgenol 2002; 179: 67-73. [Crossref]

[12]. Chan MG, Cassidy FH, Andre MP, Chu P, Aganovic L. Delayed imaging in routine CT examinations of the abdomen and pelvis: Is it worth the additional cost of radiation and time? AJR Am J Roentgenol 2014; 202: 329-35. [Crossref]

[13]. Wald C, Russo MW, Heimbach JK, Hussain HK, Pomfret EA, Bruix J. New OPTN/UNOS policy for liver transplant allocation: Standardization of liver imaging, diagnosis, classification, and reporting of hepatocellular carcinoma. Radiology 2013; 266: 376-82. [Crossref]

[14]. Scialpi M, Reginelli A, D'Andrea A, Gravante S, Falcone G, Baccari P, et al. Pancreatic tumors imaging: An update. Int J Surg 2016; 28: 142-55. [Crossref]

[15]. Almeida RR, Lo GC, Patino M, Bizzo B, Canellas R, Sahani DV. Advances in pancreatic CT imaging. AJR Am J Roentgenol 2018; 211: 52-66. [Crossref]

[16]. Okahara M, Mori H, Kiyosue H, Yamada Y, Sagara Y, Matsumoto S. Arterial supply to the pancreas; variations and cross-sectional anatomy. Abdom Imaging 2010; 35: 134-42. [Crossref]

[17]. Lu DS, Vedantham S, Krasny RM, Kadell B, Berger WL, Reber HA. Two-phase helical CT for pancreatic tumors: Pancreatic versus hepatic phase enhancement of tumor, pancreas, and vascular structures. Radiology 1996; 199: 697-701. [Crossref]

[18]. Fletcher JG, Wiersema MJ, Farrell MA, Fidler JL, Burgart LJ, Koyama T, et al. Pancreatic malignancy: Value of arterial, pancreatic, and hepatic phase imaging with multi-detector row CT. Radiology 2003; 229: 81-90. [Crossref]

[19]. Ichikawa T, Erturk SM, Sou H, Nakajima H, Tsukamoto T, Motosugi U, et al. MDCT of pancreatic adenocarcinoma: Optimal imaging phases and multiplanar reformatted imaging. AJR Am J Roentgenol 2006; 187: 1513-20. [Crossref]

[20]. Brook OR, Gourtsoyianni S, Brook A, Siewert B, Kent T, Raptopoulos V. Split-bolus spectral multidetector CT of the pancreas: Assessment of radiationcdose and tumor conspicuity. Radiology 2013; 269: 139-48. [Crossref]

[21]. Johnson PT, Horton KM, Fishman EK. Optimizing detectability of renal pathology with MDCT: Protocols, pearls, and pitfalls. AJR Am J Roentgenol 2010; 194: 1001-12. [Crossref]

[22]. Johnson PT, Horton KM, Fishman EK. How not to miss or mischaracterize a renal cell carcinoma: Protocols, pearls, and pitfalls. AJR Am J Roentgenol. 2010; 194: 307-15. [Crossref]

[23]. Israel GM, Bosniak MA. Pitfalls in renal mass evaluation and how to avoid them. Radiographics 2008; 28: 1325-38. [Crossref]

[24]. Kawashima A, Vrtiska TJ, LeRoy AJ, Hartman RP, McCollough CH, King BF Jr. CT urography. Radiographics 2004; 24: 35-54. [Crossref]

[25]. Sheth S, Fishman EK. Multi-detector row CT of the kidneys and urinary tract: Techniques and applications in the diagnosis of benign diseases. Radiographics 2004; 24: e20. [Crossref]

[26]. Ljungberg B, Bensalah K, Canfield S, Dabestani S, Hofmann F, Hora M, et al. EAU guidelines on renal cell carcinoma: 2014 update. European Urology 2015; 67: 913-24. [Crossref]

[27]. Cohan RH, Sherman LS, Korobkin M, Bass JC, Francis IR. Renal masses: Assessment of corticomedullary-phase and nephrographic-phase CT scans. Radiology 1995; 196: 445-51. [Crossref]

[28]. Wolin EA, Hartman DS, Olson JR. Nephrographic and pyelographic analysis of CT urography: Principles, patterns, and pathophysiology. AJR Am J Roentgenol 2013; 200: 1210-4.[Crossref]

[29]. O'Connor OJ, Maher MM. CT urography. AJR Am J Roentgenol 2010; 195: 320-4. [Crossref]

[30]. Van Der Molen AJ, Cowan NC, Mueller-Lisse UG, Nolte-Ernsting CC, Takahashi S, Cohan RH; CT Urography Working Group of the European Society of Urogenital Radiology (ESUR). CT urography: Definition, indications and techniques. A guideline for clinical practice. Eur Radiol 2008; 18: 4-17. [Crossref]

[31]. Lee D, Cho ES, Kim JH, Kim YP, Lee HK, Yu JS, et al. Optimization of split-bolus CT urography: Effect of differences in allocation of contrast medium and

prolongation of imaging delay. AJR Am J Roentgenol 2017; 209: 10-7. [Crossref]
[32]. Silverman SG, Akbar SA, Mortele KJ, Tuncali K, Bhagwat JG, Seifter JL. Multidetector-row CT urography: Comparison of furosemide and saline as adjuncts to contrast medium for depicting the normal urinary collecting system. Radiology 2006; 240: 749-55. [Crossref]
[33]. Johnson PT, Horton KM, Fishman EK. Adrenal mass imaging with multidetector CT: Pathologic conditions, pearls, and pitfalls. Radiographics 2009; 29: 1333-51. [Crossref]
[34]. Johnson PT, Horton KM, Fishman EK. Adrenal imaging with multidetector CT: Evidence-based protocol optimization and interpretative practice. Radiographics 2009; 29: 1319-31. [Crossref]
[35]. Stadler A, Schima W, Prager G, Homolka P, Heinz G, Saini S, et al. CT density measurements for characterization of adrenal tumors ex vivo: Variability among three CT scanners. AJR Am J Roentgenol 2004; 182: 671-5. [Crossref]
[36]. Ilangovan R, Burling D, George A, Gupta A, Marshall M, Taylor SA. CT enterography: Review of technique and practical tips. Br J Radiol 2012; 85: 876-86. [Crossref]
[37]. Macari M, Megibow AJ, Balthazar EJ. A pattern approach to the abnormal small bowel: Observations at MDCT and CT enterography. AJR Am J Roentgenol 2007; 188: 1344-55. [Crossref]
[38]. Arslan H, Etlik O, Kayan M, Harman M, Tuncer Y, Temizöz O. Peroral CT enterography with lactulose solution: Preliminary observations. AJR Am J Roentgenol 2005; 185: 1173-9. [Crossref]
[39]. Raptopoulos V, Schwartz RK, McNicholas MM, Movson J, Pearlman J, Joffe N. Multiplanar helical CT enterography in patients with Crohn's disease. AJR Am J Roentgenol 1997; 169: 1545-50. [Crossref]
[40]. Kim DH, Carucci LR, Baker ME, Cash BD, Dillman JR, Feig BW, et al. ACR appropriateness criteria crohn disease. J Am Coll Radiol 2015; 12: 1048-57. [Crossref]
[41]. Hara AK, Walker FB, Silva AC, Leighton JA. Preliminary estimate of triphasic CT enterography performance in hemodynamically stable patients with suspected gastrointestinal bleeding. AJR Am J Roentgenol 2009; 193: 1252-60. [Crossref]
[42]. Schindera ST, Nelson RC, DeLong DM, Jaffe TA, Merkle EM, Paulson EK, et al. Multi-detector row CT of the small bowel: Peak enhancement temporal window-initial experience. Radiology 2007; 243: 438-44. [Crossref]
[43]. Elsayes KM, Al-Hawary MM, Jagdish J, Ganesh HS, Platt JF. CT enterography: Principles, trends, and interpretation of findings. Radiographics 2010; 30: 1955-70. [Crossref]
[44]. Lee SS, Oh TS, Kim HJ. Chung JW, Park SH, Kim AY, et al. Obscure gastrointestinal bleeding: Diagnostic performance of multidetector CT enterography. Radiology 2011; 259: 739-48. [Crossref]
[45]. McNitt-Gray MF. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: Topics in CT. Radiation dose in CT. Radiographics 2002; 22: 1541-53. [Crossref]
[46]. Levinson MI, Hoerner M, Mustafa A, Pahade JK. Abdominal CT imaging applications of low kilovoltage peak techniques. J Am Coll Radiol 2019; 16: 482-4. [Crossref]
[47]. Del Gaizo AJ, Fletcher JG, Yu L, Paden RG, Spencer GC, Leng S, et al. Reducing radiation dose in CT enterography. Radiographics 2013; 33: 1109-24. [Crossref]

Abdominal İncelemelerde İleri BT Teknikleri ve Protokolleri

Kaan Esen, F. Demir Apaydın

Sayfa 23

Abdominal BT tetkiklerinde gastrointestinal sistemin de değerlendirilmesi istenen veya gereken durumlarda ön hazırlık yapılması gereklidir. Bağırsak temizliği için, tetkik öncesi gece açlığı yeterlidir. Oral yolla; pozitif kontrast madde olarak iyotlu kontrast maddeler veya dilüe baryum, nötral kontrast madde olarak ise su kullanılabilir. Tetkikten yaklaşık 1-1,5 saat önce oral olarak alınmaya başlanan kontrast maddeler gastrointestinal sistemin yeterli distansiyonunu sağlar.

Sayfa 25

Arteriyel haritalamanın yapılmayacağı bir incelemede kontrastsız fazı takiben geç arteriyel, portal venöz ve geç faz olmak üzere 4 fazlı bir protokol uygulanabilir. Portal venöz faz dışındaki fazlarda diyaframdan sakroiliak eklem üst kenarına, portal venöz fazda ise diyaframdan simfizis pubis düzeyine kadar tüm abdomen taranabilir.

Sayfa 26

Pankreas için gerçekleştirilen BT incelemede pozitif oral kontrast maddelerin kullanılması, gastroduodenal bölgede artefakt oluşumuna neden olup pankreasın değerlendirilmesini güçleştirebilmektedir. Bu nedenle, tetkikten önce oral olarak alınan 1 lt su yardımıyla, mide ve duodenumun nötral kontrast maddelerle distansiyonu önerilmektedir.

Sayfa 26

Kortikomedüller faz arteriyel bir fazdır. Bu fazda renal korteks ve arteriyel yapılar maksimum kontrastlanma gösterirler; korteks ve medulla ayrımının en belirgin hale gelmesiyle Bertini kolonu veya fokal renal hipertrofi gibi durumların ayırt edilmesi mümkün olur. Ayrıca bu faz, parsiyel nefrektomi planlamasında vasküler haritalama sağlaması nedeniyle cerraha yol gösterici olabilir.

Sayfa 32

Bilgisayarlı tomografi enterografi teknik olarak, nötral veya düşük dansiteli oral kontrast madde ile sağlanan ince bağırsak distansiyonunu, intravenöz kontrast madde verilmesi sonrası enterik fazda yapılan abdominopelvik BT inceleme ile birleştirmektedir. Nötral kontrast, suya yakın atenüasyon değeri olan maddeler için kullanılan bir tanımlama olup etkili bir kullanım için, yeterli bağırsak distansiyonu sağlanacak şekilde ve intravenöz kontrast madde ile birlikte verilmelidir.

Abdominal İncelemelerde İleri BT Teknikleri ve Protokolleri

Kaan Esen, F. Demir Apaydın

1. Pankreas dinamik BT çekim protokolü ile ilgili aşağıdakilerden hangisi yanlıştır?
   a. Pankreatik parankimal fazda en yüksek tümör-doku kontrastı elde edilmektedir.
   b. Nöroendokrin tümör şüphesi var ise pankreatik parankimal faz yerine arteriyel faz kullanılabilir.
   c. Oral olarak pozitif kontrast madde verilmesi önerilmektedir.
   d. Sagital ve koronal MPR görüntülerin tanıya katkısı bulunmaktadır.

2. Böbrek için dinamik BT inceleme ile ilgili hangisi/hangileri doğrudur?
   I. Kortikomedüller faz arteriyel bir faz olup renal korteks ve arteriyel yapılar maksimum kontrastlanma gösterirler.
   II. Nefrografik fazda korteks medulla ayrımı en belirgindir.
   III. Ekskretuar faz kontrast enjeksiyonunu takiben 3-5. dk'dan itibaren izlenir.

   a) Yalnız I
   b) Yalnız III
   c) I ve II
   d) I ve III

3. BT enterografi ile ilgili olarak aşağıdakilerden hangisi doğrudur?
   a. BT enterografi için oral pozitif kontrast maddeler tercih edilmelidir.
   b. Barsak distansiyonu için yaklaşık 500 cc oral kontrast madde yeterlidir.
   c. Crohn hastalığının tanısı için rutin olarak 2 fazlı (arteriyel ve venöz) görüntüleme önerilmektedir.
   d. Laktuloz barsak distansiyonu sağlaması nedeniyle BT enterografide kullanılabilir.

4. Fokal karaciğer lezyonlarının karakterizasyonu için gerçekleştirilen dinamik incelemede hangi faz rutin olarak önerilmemektedir?
   a. Kontrastsız
   b. Erken arteriyel
   c. Geç arteriyel
   d. Portal venöz

5. Pankreatik parankimal faz hangi faza karşılık gelmektedir?
   a. Erken arteriyel
   b. Geç arteriyel
   c. Venöz
   d. Geç

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

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

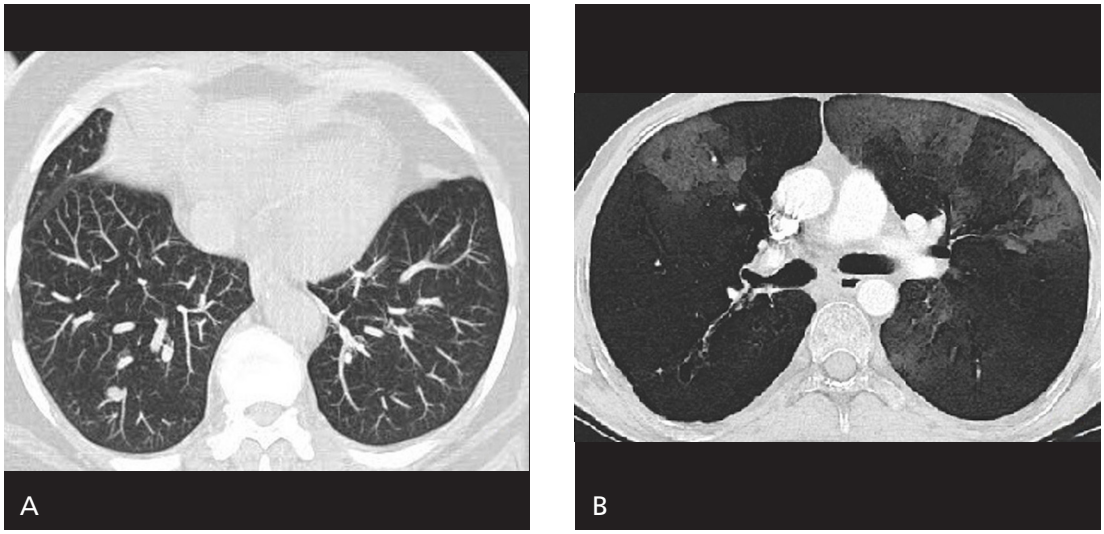
MPR çekim sırasında elde olunmayan planların gösterilmesini sağlayan bir tekniktir. Transvers planda elde olunan görüntülerden sagital, oblik ve koronal kesitsel görüntüler elde edilebilmektedir. Bu görüntüler trakeabronşial yapılar hakkında ayrıntılı anatomik bilgiler verir. Tümör yerleşimi, uzun boyutu, 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

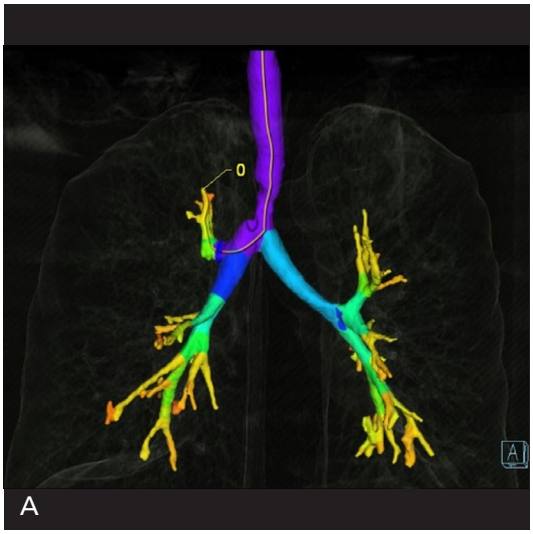
Kantitatif toraks BT (KBT) ile akciğer parankiminin dansite, hacim, perfüzyonventilasyon değerlendirmeleri yapılabilir. Ancak KBT'nindoğru sonuçlar vermesi için öncesinde uygun optimizasyon yapılmalıdır. Bunun için BT'nin tek bir nefes tutma süresinde ve uygun solunum fazında alınması gereklidir. Hasta 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.

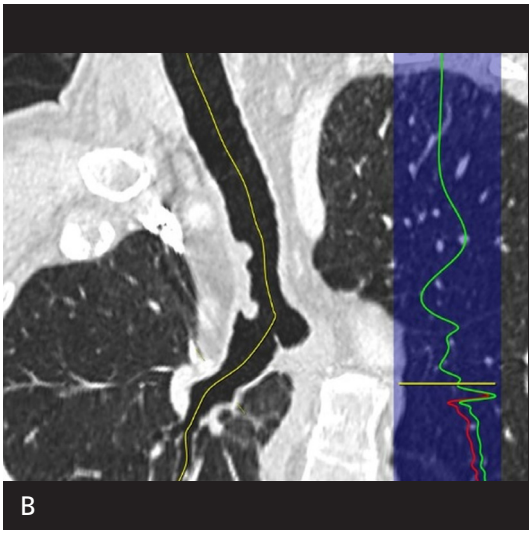
Uygun görüntülerin elde edilmesinden sonra, görüntü işleme yazılımı ile hava yolları segmentasyonu ve akciğer parankiminin diğer toraks yapılarından ayrımı sağlanır. Segmentasyonun ve akciğer parankim sınırlarının doğruluğu kontrol edilir. Farklılıklar var ise düzeltilir. Bundan sonra akciğer parankimi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

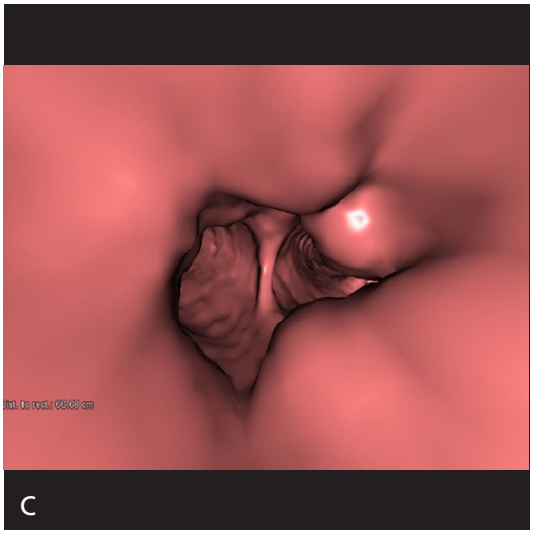
KBT sigara ile ilişkili akciğer hastalıkları, astım, kronik obstrüktif akciğer hastalığı, interstisyel akciğer hastalıkları ve akciğer nodülleri değerlendirilmesinde kullanılır.

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





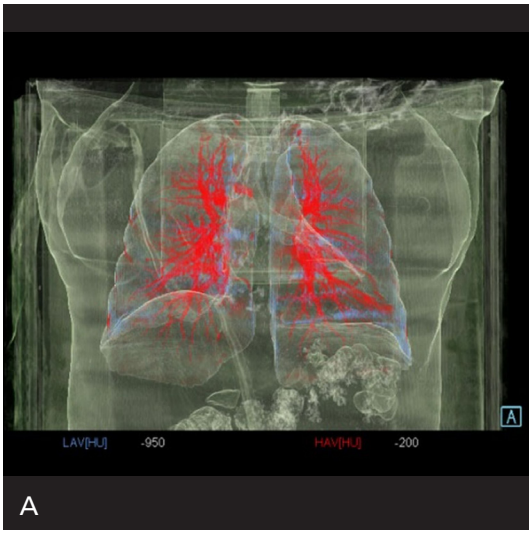


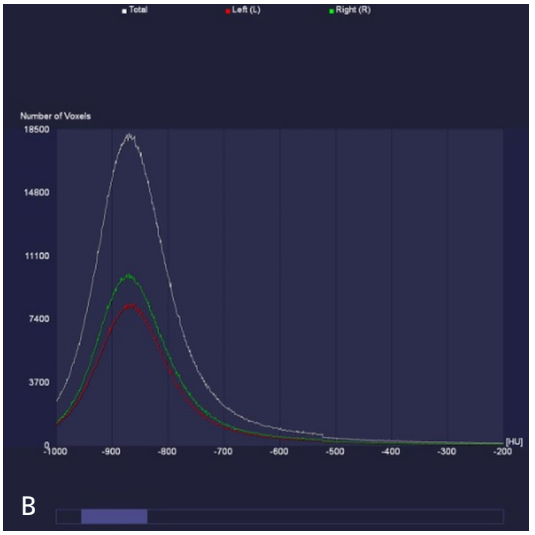
Resim 2. A-C. Trakea distalinde skuamoz hücreli karsinomu olan hastada (A) 3 boyutlu volüme rendering görüntüler ve (B-C) sanal bronkoskopi görüntüleri ile kitle ve trakeadaki daralma daha ayrıntılı olarak izlenebilmektedir.

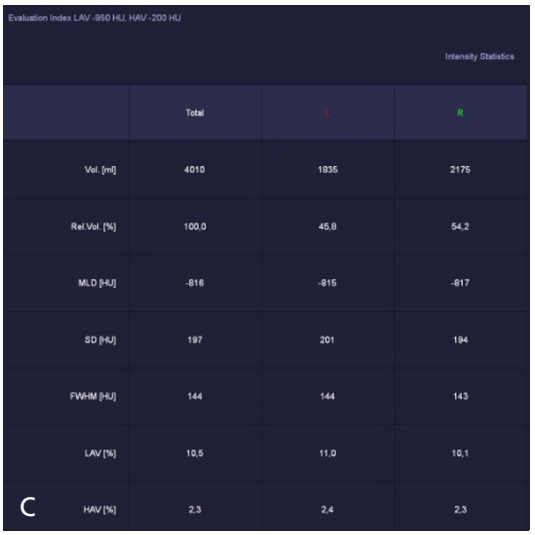
altındaki değerler amfizem alanları, ekspiriyum fazında elde olunan görüntülerde ise -856 HU altındaki değerler hava hapsi alanlarını gösterdiği belirtilmiştir. KBT ile bu alanların analiz sonuçları solunum fonksiyon testleri ile karşılaştırıldığında güçlü bir ilişki bulunmuştur. Bu nedenle toraks BT 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.

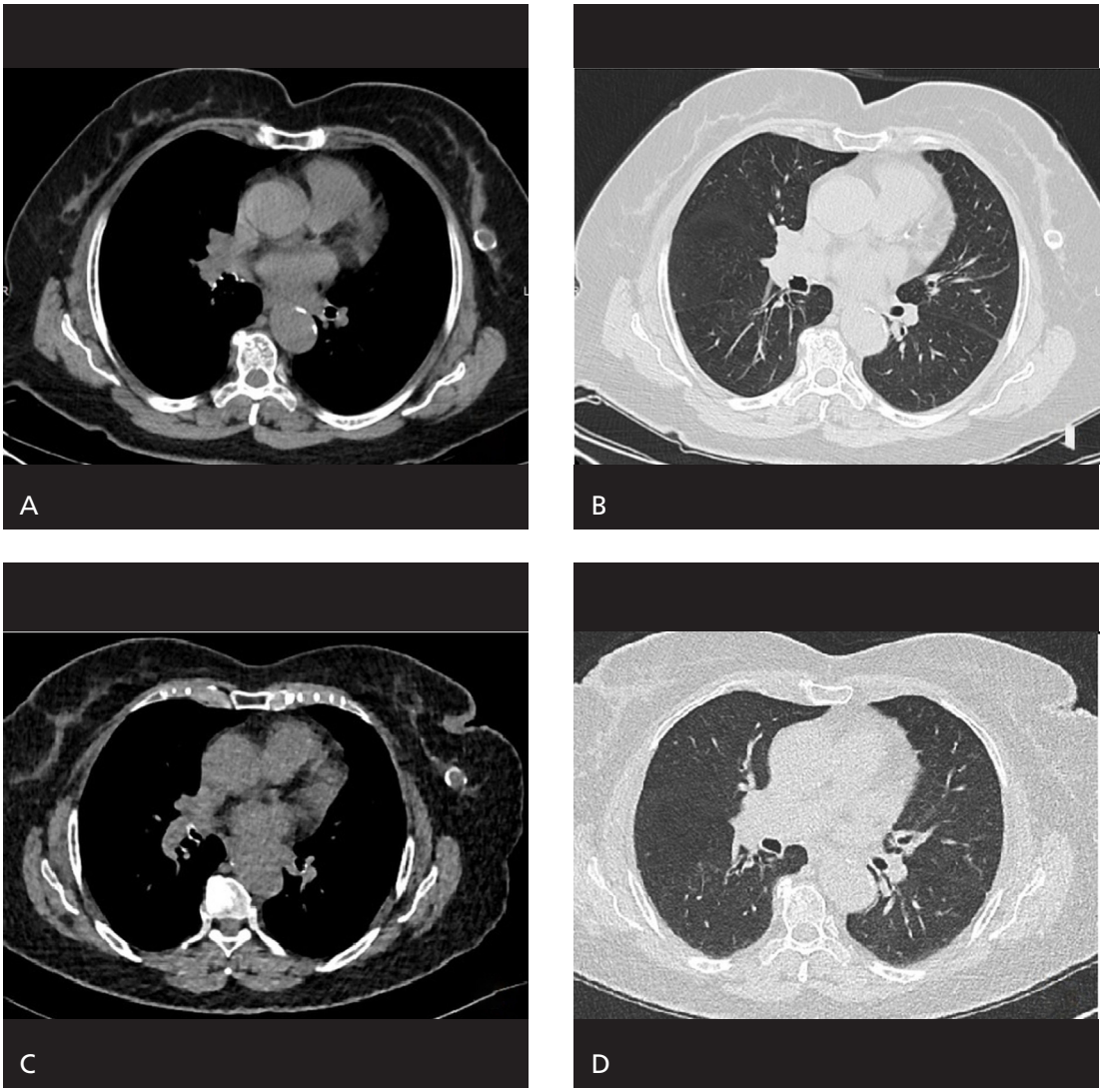
Pulmoner Tromboemboli (PTE)

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

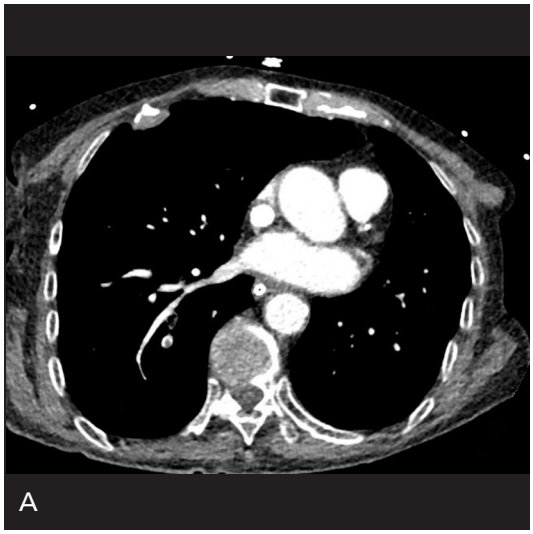


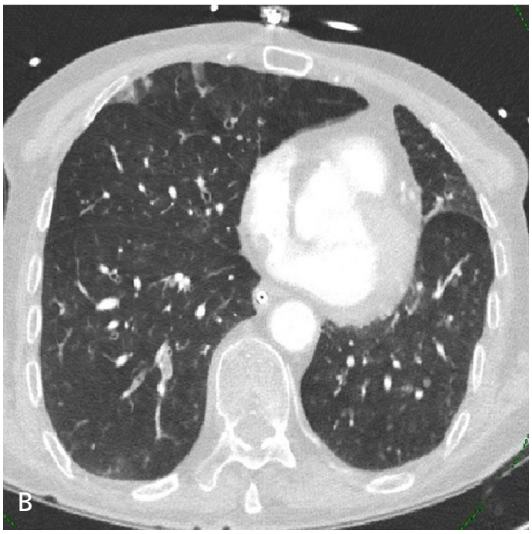
Resim 4. A-D. Aynı hastanın (A-B) standart doz ve (C-D) Ultra Low Dose toraks BT ile elde olunan görüntülerini görmektesiniz. (C) ULD'de mediasten penceresinde daha plastik bir görünüm mevcuttur. (D) Parankim de daha gürültülü izlenmekle birlikte, 3 mm'den büyük nodül ve kitleler için tanısal yeterliliği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

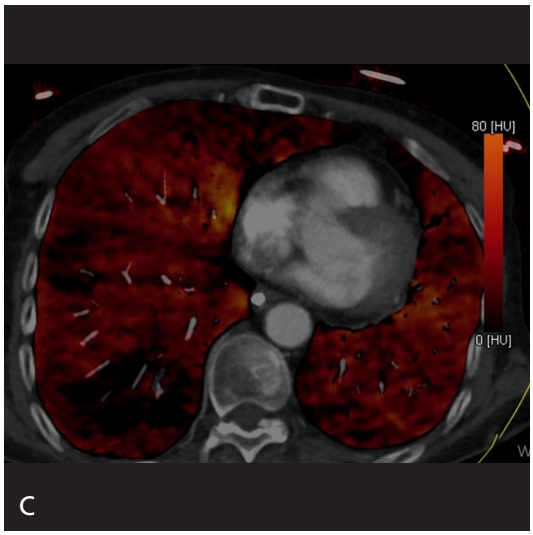
(adım faktörü) değeri, düşük tüp voltajı ve Iteratif rekonstrüksüyon bir arada kullanıldığında sadece doz düşürülmesi değil aynı zamanda, daha az kontrast madde ile, yeterli görüntü kalitesinde, temporalrezolüsyonu yüksek (hareket ve kalp hareketlerinde iyileşme sağlanır) görüntüler elde edilebileceği 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

TRD 1924 TÜRK RADYOLOJİ DERNEĞİ

TÜRK RADYOLOJİ SEMİNERLERİ

Trd Sem 2020; 8: 54-65

Kardiyak İncelemede İleri BT Teknikleri ve Protokolleri

Elif Gözgeç, Mecit Kantarcı

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- BT ile miyorkart perfüzyonunun belirlenmesinin önemi
- Miyokardiyal perfüzyon BT tekniği
- Çift enerji BT tekniği
- BT-FFR tekniği
- Kaynaklar

Gözgeç E, Kantarcı M. Kardiyak İncelemede İleri BT Teknikleri ve Protokolleri. Trd Sem 2020; 8: 54-65.

GİRİŞ

Koroner arter hastalığı (KAH) gelişen tedavi yöntemlerine rağmen hala en sık ölüm nedenlerinden biridir [1]. Koroner arter darlığının tespitinde bilgisayarı tomografi (BT) anjiyografi non invaziv ve negatif prediktif değeri yüksek bir yöntemdir. Klinik pratikte orta-düşük KAH riski olan hastalarda anlamlı koroner arter darlığını dışlamak için kullanılmaktadır [2-4]. Ancak koroner arter çapındaki %50 ve üzeri darlık olması her zaman miyokard perfüzyonunda azalmaya neden olmaz. Dolayısıyla KAH'ı değerlendirilirken sadece anatomik yapı değil aynı zamanda darlığın hemodinamiyi etkileyip etkilemediğinin değerlendirmesini de yapmak tedavi planlaması için oldukça önemlidir. İskemi varlığında hemodinaminin etkilendiğini gösteren ilk belirtilerden biri stresde miyokard perfüzyonunun bozulmasıdır. Daha ileri aşamada ise duvar hareketlerinde bozukluklar ortaya çıkar [5]. Geleneksel yöntemlerden invaziv koroner anjiyografi ve BT anjiyografi sadece anatomik değerlendirme yapabilirken, SPECT/PET BT ve kardiyak manyetik rezonans (MR) miyokard perfüzyonunu gösteren fonksiyonel değerlendirme yapmaktadır. Koroner arter darlığının tespiti için hem anatomik hem de fonksiyonel değerlendirmeyi tek seferde yapabilen güvenilir ve uygulanabilir bir yönteme ihtiyaç vardır. Son yıllarda BT'deki gelişmelerle miyokard perfüzyon BT (MPBT) veya çift enerji BT (ÇEBT) ile non invaziv bir şekilde tek çekimde hem koroner arterlerdeki darlık tespit edilebilmekte hem de miyokard perfüzyonu kalitatif veya kantitatif olarak gösterilebilmektedir [6, 7].

EĞİTİCİ NOKTA

BT İLE MİYOKARD PERFÜZYONUNUN BELİRLENMESİ

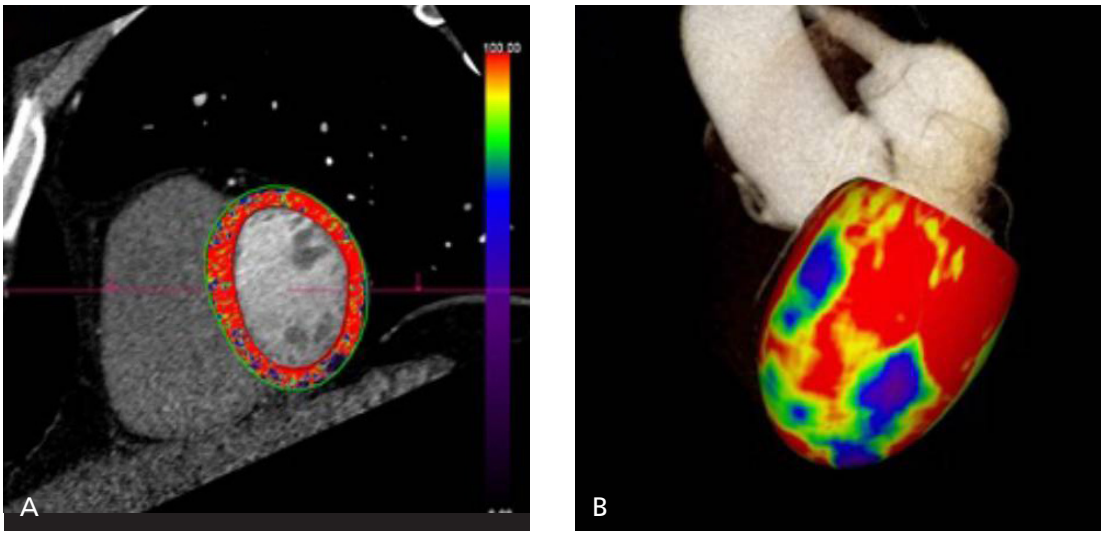
Kardiyak görüntülemede, BT'nin ilk ve en önemli yeri koroner damarların anatomisinin ve varsa darlık derecesinin tespitidir. Kardiyak

Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Erzurum, Türkiye

✉ Elif Gözgeç • elf.gvn@hotmail.com

© 2020 Türk Radyoloji Derneği.
Tüm hakları saklıdır.

doi: 10.5152/trs.2020.850
turkradyolojiseminerleri.org



Resim 1. A, B. İstirahat miyokardiyal perfüzyon (A) BT axial ve (B) 3D görüntülerinde perfüzyon defektleri mavi renkte görülmektedir.

kan akımının belirlenmesi ise morfolojik görüntüleme kalitesi bozulmadan ek olarak elde edilebilecek veri olarak düşünülmelidir. İstirahat sırasında elde edilecek perfüzyon görüntüleri miyokardiyal infarktta olduğu gibi kalıcı hasarları da göstermektedir.

Farmakolojik stresle elde edilecek görüntülerde ise reversible defektler izlenebilir ve bu bilgiyle invaziv tedavi yöntemleri planlanabilir. Günümüzde miyokard perfüzyonunu belirlemek için temel olarak iki yöntem kullanılmaktadır: miyokardiyal perfüzyon BT ve çift enerji BT. Her iki tetkikte de ilk olarak BT anjiografi görüntüleri alınmakta olup stres ve istirahatte miyokard kan akımı tespit edilebilmektedir [8-10].

Miyokardiyal Perfüzyon BT Tekniği

Miyokardiyal perfüzyon BT tekniği ilk olarak 19. Yüzyılda Steawart tarafından geliştirilmiştir [11]. Temel prensibi kontrast madde enjeksiyonu sonrası erken arteryel fazda ilk geçiş 'first pass' görüntülerinin alınmasıdır. Kontrast madde miyokardiyal mikrosirkülasyondayken değerlendirme yapılmakta olup aorta ve miyokardiyumdan alınan atennuasyon eğrileriyle miyokardiyal kan akımı ve miyokardiyal kan volümü ile ilgili bilgiler edinilir [12]. İlk geçiş görüntülerinde hipodens görünen alanlar komşu miyokardiyal alanlarla nicel olarak karşılaştırılır ve hipoperfüze alan olarak değerlendirilir (Resim 1). Kontrast maddenin enjeksiyonundan yaklaşık bir dakika sonra ekstrasellüler alana geçiş olacağından görüntülemenin zamanlaması oldukça önemlidir [12, 13].

Hasta hazırlığı ve çekim protokolü

Herhangi 64 veya daha fazla dedektörlü BT ile uygun EKG senkronizasyonu ve ayarlarla BTA ve istirahat-stres miyokardiyal perfüzyon görüntüleri elde edilebilir. Alınan görüntülerde kalbin segmentlere ayrılmasını ve her bir alanın kontrastlanma yoğunluğunu renklendirerek kodlayıp haritalandırmasını yapan özel yazılım sistemi gereklidir.

Kontrast madde enjeksiyonun dinamik olabilmesi ve yüksek akışa izin vermesi sebebiyle tercihen iki başlı infüzyon pompası kullanılmalıdır. Farmakolojik stres için kullanılan adenozin/dipiridamol için ayrı bir infüzyon pompası gerekmemektedir ancak çekim kalitesini ve güvenliğini artırmak için mümkünse kullanılmalıdır. Kullanılan adenozin/dipiridamol atriyoventriküler bloklu hastalarda indüksiyona neden olabilir. Çekim sırasında klinikte mevcut olan acil bakım çantası bunu kullanmaya yetkili olan personel yanında hazır bulundurulmalıdır. İnfüzyon yapıldıktan sonra aminofilin enjek-

EĞİTİCİ NOKTA

siyon için hazırlanmalı ve çekim boyunca iyi kalitede EKG izlemi yapılmalıdır [6, 14, 15].

Çekim öncesinde hastalardan en az 4 saatlik açlık istenmektedir. Kafein, adenozinin nonselektif antagonisti olduğundan son 24 saat boyunca hastaların kaçınılması önerilir. Hastalara sağ kolunda kontrast madde enjeksiyonu için, sol kolundan ise farmakolojik stres ajanının ve gerektiğinde antagonist olan aminofilin uygulanması için antekübital venden 18-20 gauge damar yolu açılır. Çekim boyunca hastaların EKG'si, kalp hızı ve kan basıncı takip edilmelidir. Kan basıncı 100 mm/hg üzerinde olan hastalar stres çekim yapılacağı zaman 20 dakika boyunca dilaltı nitrat alabilirler (izosorbid dinitrat [5 mg] veya propatilnitrat [10 mg]). Kalp hızı 60 atım/dak'nın üzerinde olan hastalarda hareket artefaktlarını en aza indirmek için beta bloker kullanılabilir. Bu konuda resmi bir klavuz olmamasına rağmen daha önce yapılan çok merkezli çalışmada metaprolol kullanım dozu şu şekildedir; vücut kitle indeksi (VKİ)< 30 kg/m^2 ise 75 mg, VKİ>30 kg/m^2 ise 150 mg oral verilir. Eğer kalp hızı 60'ın üzerinde devam ediyorsa çekim boyunca her 5 dakikada bir 5'er mg, toplamda en çok 20 mg olmak üzere intravenöz takviye yapılabilir [14].

Stres ajanlarının kullanım esası koroner arterlerde vazodilatasyon yapmasına dayanır. Plak ve stenoz bulunduran damarlarda yeterince genişleme olamayacağı için beslediği kardiyak alanda perfüzyon defekti oluşur. En çok bilinen ve kullanılan stes ajanları adenozin ve dipiridamoldür. Kullanım protokolleri; dipiradamol için 0,56-0,84 mg/kg 4 dakika içinde uygulanır ve 6. dakikadan itibaren görüntü alınır, adenozin ise 140 µg/kg/dak olacak şekilde 4 dakikada verilir ve son dakikasında görüntü elde edilir. Son yıllarda ortaya çıkan ve bolus olarak uygulanan bir diğer stresör ise regadenozondur. Tek doz 0,4 mg intravenöz olarak verildikten sonra 1-2 dakika içinde görüntü alınabilir.

İstirahat ve stres çekimlerinin hangisinin daha önce çekilmesi gerektiğine dair belli bir protokol yoktur. Çekimde kullanılacak protokol hastaya, merkeze ve kullanılacak BT cihazının özelliklerine göre değişkenlik gösterebilir. Perfüzyon görüntülemede asıl amaç iskemik alanın gösterilmesi olduğu için stres-istirahat çekimi optimaldir. Çünkü sonradan çekilen faz, kontrast madde kontaminasyonu nedeniyle maskelenebilir. Ancak günümüzde istirahat çekiminde darlık tespit edilmeyen ve yeterince değerlendirilebilen hastalarda gereksiz stres çekimi yapılmaması amacıyla istirahat-stres çekimi daha çok kabul görmektedir.

64 kesitli BT için örnek protokol aşağıdaki gibidir:

Başlangıçta öncelikle çekim alanını belirlemek için klavuz görüntüler elde edilir. İstirahat faz görüntüler için maximum 20 mg metoprolol infüze edildikten sonra 70-90 mL kontrast madde 5mL/sn hızla verilir. Retrospektif EKG tetiklemeli olarak çekim parametreleri hasta vücut kitle indeksine (VKİ) göre değişkenlik gösterebilir. Önerilen parametreler; 64x0,5 mm veya 32x0,6 mm kolimasyon, cinsiyete ve ağırlığa bağlı olarak 850 mA'e kadar tüp akımı ve 100 kV tüp voltajıdır. Klavuz görüntülerin alınması ve istirahat fazı yaklaşık 11-12 dakikada tamamlanır. Stres çekimi yapılacaksa; istirahat çekimi tamamlandıktan sonra stres faktörü uygulanır. Stres ajan seçimine göre uygun stresörün pik dakikasında 60 mL kontrast madde 3 mL/sn hızla enjekte edilir. Yine hastaya göre değişkenlik gösterebilmekle birlikte önerilen çekim parametreleri retrospektif EKG tetiklemeli olarak; 32x1,0 mm kolimasyon, 100 mA tüp akımı ve 100 kV tüp voltajıdır. Kontrast madde enjeksiyonları sonrası çekimler sol atriumda kontrast maddenin görülmesiyle manuel olarak da yapılabilir.

240-320 ve high pitch volümetrik çekimler için:

Klavuz görüntüler ve kalsiyum skorlama görüntüleri alındıktan sonra istirahat çekimleri bunlara dayandırılıp mümkün olduğunca düşük dozda çekilir. İstirahat görüntüleri ile anatomik yapı (BT anjiografi ve miyokardiyal perfüzyon) görüntüleri elde edilmiş olur (Resim 2). Çekim prospektif EKG tetiklemeli olarak 0,280-0,375 gantri rotasyonu, 100-120 kV voltajda gerçekleştirilir. Kontrast madde enjeksiyonu bifazik ya da trifazik protokolle infüzyon pompasıyla verilebilir. İlk faz %100 kontrast madde, ikinci faz %30 ekstra kontrast madde ve %70 salin

Resim 2. Normal sol ventrikülün istirahat miyokardiyal perfüzyon görüntüsü izlenmektedir.

solüsyon, üçüncü faz ise %100 salin solüsyon verilmesi şeklindedir. Kontrast madde inen aortada pik değerine ulaştığında (300 HU) istirahat perfüzyon ve BT anjiyo görüntüleri alınır. Stres faz çekiminde ise stresör madde uygulandıktan sonra kontrast madde dozu ve çekim parametreleri aynı şekilde kullanılır. Stresör ajan kullanımından sonra hasta EKG, kalp hızı ve kan basıncı sıkı takip altında olmalıdır. Stres faz görüntüler başlangıçtan ortalama 20 dakika sonra elde edilmiş olur. Bu aşamadan sonra gerekliyse stres fazından 10-15 dakika sonra geç faz BT görüntüleri alınarak miyokard canlılık değerlendirilmesi yapılabilir [6, 14].

Miyokardiyal BT perfüzyon ve BT anjiyografi görüntülerinin değerlendirilmesi

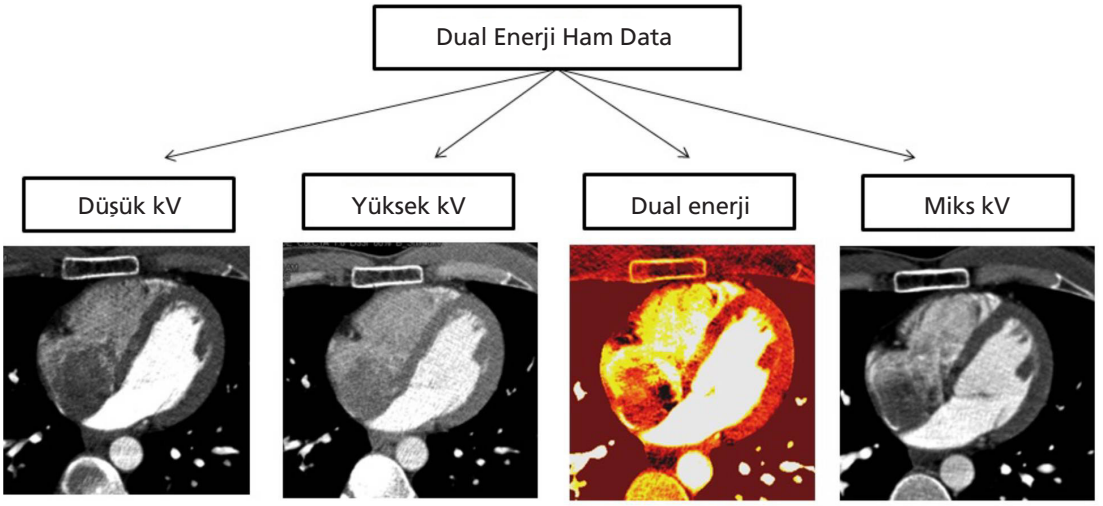
Miyokardiyal perfüzyon görüntülerinin değerlendirilmesi fizyopatolojik darlığın varlığı veya normalliği belirlemek için belli bir sistem içerisinde yapılmalıdır. Bu sistemde ilk olarak BT anjiyografi görüntüleri değerlendirilir. Anatomik değerlendirmede aterosklerotik plak olmaması durumunda ilave bir perfüzyon çekim önerilmemektedir. Koroner arterlerde darlık saptandığında veya kalsifikasyon, stent ya da artefakt nedeniyle yeterli değerlendirme yapılamadığında istirahat-stres perfüzyon değerlendirmesine geçilir. Perfüzyon görüntülerinde nicel ve nitel olarak miyokard kanlanmasındaki azalmanın derecesi ve geri dönüşümlü olup olmadığına bakılır. Üçüncü aşamada ise BT anjiyografi görüntüleri tespit edilen perfüzyon defektlerine göre tekrar değerlendirilir. Sonuçta BT anjiyografi değerlendirilmesinde şüpheli olan darlıklarda perfüzyon defektlerinin beraber gösterilmesi hemodinamiyi değiştiren darlığın varlığını destekler [16].

Miyokard perfüzyonunun nicel olarak değerlendirmek için kullanılan yöntemler arasında, statik kazanım yoluyla elde edilen transmural perfüzyon oranı (TPO) ve toplam stres skorundan (TSS) bahsedebiliriz. Transmural perfüzyon oranı; ortalama subendokardiyal yoğunluğun (Hounsfield Ünitelerinde), her miyokard segmentinin subepikardiyal yoğunluğunun ortalamasına bölünmesiyle bulunur. TPO'nun 0,85 ve altında bulunması miyokardiyal segmentin iskemik olduğunu gösterir. Bu oran MP-BT'nin SPECT'le ve invaziv anjiografi ile karşılaştırıldığında perfüzyon defektlerini çok iyi bir şekilde belirlediğini göstermiştir [17, 18]. Toplam stres skoru değerlendirmesinde kalbin 17 segmentin herbirine 0-4 arasında puanlama yapılır (0-normal; 1-diskret; 2-orta; 3-önemli ve 4-transmural perfüzyon defekti). Toplam puan <4 ise normal, 4-8 arasındaysa diskret, 9-13 arasındaysa orta, ve 13'ten fazlaysa önemli olarak değerlendirilir [14].

Çift Enerji BT Tekniği

Tek enerjili BT tekniğinde 100-140 kV enerji seviyesindeki polikromatik fotonlar kullanılırken, çift enerji BT tekniğinde tek seferde 80 ve 140 kV olmak üzere yüksek ve düşük voltajda iki ayrı görüntü elde edilir. ÇEBT'nin prensibi temel olarak fotoelektrik etkiye dayanır. Bilindiği gibi fotoelektrik etki bir atomun en içteki enerji seviyesindeki (K halkası) elektronun gönderilen ışın ile koparılmasıdır. Farklı iki enerji seviyesindeki ışını materyaller K enerji seviyelerine bağlı olarak sömürürler. Böylece in-vivo şartlarda K enerji seviyesi farklı herhangi iki doku atennuasyon farklılıklarına göre ayırt edilebilir ki iyot ve su bunun için

EĞİTİCİ NOKTA



Resim 3. Çift enerji ham verilerden elde edilen görüntüler şematik olarak gösterilmiştir.

en iyi örnektir. İyot farklı kV seviyelerindeki ışını kendine has karakterde absorbe edebildiğinden, kalpteki dağılımının gösteren haritalar çıkarılabilir. Bu iki ayrı enerji seviyesindeki görüntü 3 farklı şekilde elde edilebilir:

1) Çift dedektör ve farklı tüp akımında çalışan çift x-ray kaynağıyla
2) yüksek ve düşük tüp potansiyeline hızlıca geçebilen x-ray tüpü ya da hızlı değişen gantri pozisyonlarıyla tüp potansiyelinin değişiminin sağlanmasıyla tek kaynak ve tek dedektör çifti ile
3) Çift dedektör sistemiyle iki farklı seviyede foton gönderebilen tek x-ray kaynağı ile [19-21]

ÇEBT ÇEKİM PROTOKOLÜ

Çift enerji çekim protokolü genelde istirahat fazı, stres fazı ve geç kontrast fazı olmak üzere üç aşamada gerçekleştirilir. Çekim retrospektif yada prospektif EKG ile yapılabilir. Prospektif EKG indüklemeli çekim radyasyon dozunu sınırlar [22]. Standart olarak protokol; prospektif EKG ile kontrastsız kalsiyum skorlama çekimi ile başlar. Bunu MPBT çekimine benzer şekilde kontrast madde enjeksiyonu ile istirahat çekimi yapılması izler (70 mL, 5 mL/sn). Standart bir ÇEBT çekiminde parametreler; 280-ms (ikinci jenerasyon ÇEBT) yada 330ms (ilk jenerasyon ÇEBT) gantri rotasyonu, kalp hızını bağlı olarak 0,2-0,43 pitch ve 1 mm örtüşme ile 1,5 mm rekonstrüksiyon kalınlığıdır. Çift kaynaklı sistemde bir tüp seçici foton kalkanı ile 150 mA'da her bir dönüş başına 140 kV ile, diğer tüp ise 165 mA'da her bir dönüş başına 100 kV'de çalıştırılır. Elde edilen istirahat fazı görüntüleri optimal temporal rezolüsyonda ince rekonstrükte edilerek BT anjiografi görüntüleri kazanılır. Stres fazı çekimi için uygulanan farmakolojik stresin pik zamanında ikinci bolus kontrast madde enjeksiyonu yapılır ve stres perfüzyon görüntüleri alınır. Bunu takiben yaklaşık 6 dakika sonra geç kontrast faz çekimi yapılır.

Alınan ÇEBT görüntüleri özel çekirdek sistemiyle (D30f) rekonstrükte edilir. Böylece ham ÇEBT verilerinden dört farklı görüntü ortaya çıkar (Resim 3). İlk iki görüntü yüksek yada düşük voltajlı çekimin tek rekonstrüksiyon görüntüleridir. Üçüncü imaj yüksek voltajlı çekimin (genellikle (%50-70) ve düşük voltajlı çekimin (%50-30) bir kısmının alınmasıyla elde edilir. Dördüncü rekonstrüksiyon görüntüsü ise renkli iyot haritasıdır. ÇEBT görüntü işleme yazılımı ile epikardiyal yağ yastığının yüksek ve düşük voltajdaki atennuasyonları ölçülerek perfüzyon kan yoğunluk ölçümleri yapılır. İyot haritalarında iyot konsantrasyonları farklı olabileceğinden normal miyokard perfüzyon alanına göre normalize edildikten sonra kanlanma defektlerinin daha iyi fark edilebilmesi için

renk kodlaması yapılır. Sıklıkla elde edilen iyot haritaları gri skala görüntüleri ile süperempoze edilir.

ÇEBT ile elde edilen görüntüler BT anjiyografi görüntülerinin optimal temporal rezolusyonda rekonstrükte edilmesini sağlayabilir. Ayrıca alınan kontrastlı görüntülerden kontrastsız imajlar oluşturularak radyasyon dozu azaltılabilir [7, 22].

ÇEBT GÖRÜNTÜLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

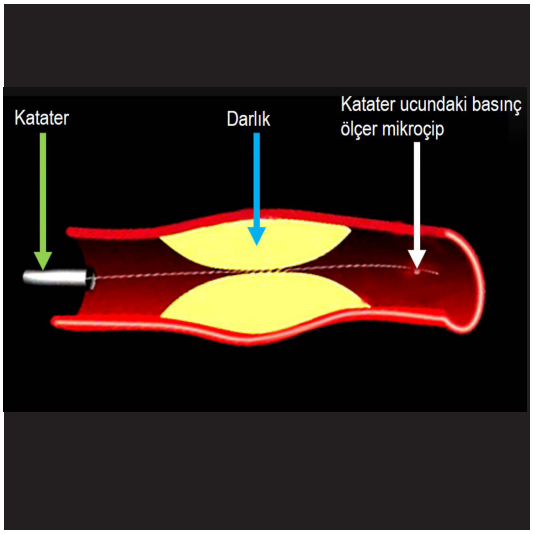
ÇEBT görüntülerinin değerlendirilmesi için özel bir yazılım sistemine gerek vardır. Normal BT anjiyografi görüntülerinin değerlendirilmesinin yanında yaklaşık 5-10 dakika ek süre ile ÇEBT görüntüleri ile miyokard perfüzyonu görsel olarak analiz edilir. İyot haritaları üzerinden, iyot up-take'inin mg/ml cinsinden belirlenmesiyle miyokardyial kan akımı kantitatif olarak belirlenebilmektedir.

ÇEBT, tek enerjili BT ile karşılaştırıldığında daha iyi doku karakterizasyonu yapar. Elde edilen iyot haritalarıyla perfüzyon ve kan akımı kantitatif olarak değerlendirilebilir. Her ne kadar son yıllarda kullanımı artsa da klinik kullanımının yaygınlaştırılması ve optimal protokol belirlenmesi için daha çok çalışma yapılmasına ihtiyaç vardır [23-25]. Mevcut çalışmalarda ÇEBT ile BT anjiografinin beraber değerlendirilmesinin, BT anjiografinin yanlış pozitiflik değerinde azalmayı sağladığı gösterilmiştir. SPECT ile KAH'ı belirlenen 34 hastada yapılan bir çalışmada, ÇEBT'nin miyokardiyal perfüzyon defektini saptamada tanı doğruluğu oldukça yüksekti. SPECT ile karşılaştırıldığında, ÇEBT %68 sensitivite ve %93 spesifite değerlerine sahipti [26]. Başka bir çalışmada ilk jenerasyon ÇEBT ile yapılan istirahat-stres ÇEBT görüntülemede sonuçlar adenozin stres MR ve invaziv katater anjiografi ile karşılaştırıldı. MR'de saptanan reversibl perfüzyon defektlerinin %89'u ÇEBT ile berlirlenebildi ve %82 spesifiteye sahipti. Ayrıca koroner anjiografide ciddi darlık görülen bölgelerin belirlenmesinde %89 sensitivite ve %76 spesifiteye sahipti [10, 24]. Hem istirahat hem de dinlenme SPECT görüntülerde tespit edilen perfüzyon defektleri sadece dinlenme ÇEBT görüntülerinde tespit edilebilmiştir. Bunun da ÇEBT'nin SPECT'e göre yüksek uzaysal çözünürlüğünün olmasına ve kullanılan kontrast maddenin vazodilatatör etkisine bağlı olduğunu düşünülmüştür [27].

Kronik miyokardiyal infarktta etkilenen bölge kontrastlı BT görüntülerinde hipodens görülmektedir (Çevre sağlam dokuya göre >50 Hounsfield unit azalma). Gec faz kontrastlı görüntülerde ise hiperdens izlenir. Tek enerjili BT görüntülerde infarktüs halanı henüz tam netleşmemişken, ÇEBT bu alanı çok daha iyi tespit edebilmektedir [28]. Bir çalışmada SPECT ile infarkt tespit edilen 29 hastada, istirahat faz ÇEBT %90 doğrulukla 26 hastada tüm fikse infarkt alanlarını göstermiştir [29]. Koroner arter bypasslı 36 hastada MR ile yapılan başka bir çalışmada ÇEBT sensitivitesi %77, spesifitesi %97 ve tanı doğruluğu %94 bulunmuştur. Dolayısıyla ÇEBT miyokardiyal infarkt alanlarının saptanmasında oldukça kullanışlı bir yöntemdir.

Koroner arter hastalığının patogenezinde plak özellikleri önemli bir rol oynamaktadır. Miyokardiyal infarktüslerin lipidden zengin ince fibröz kapaklı plaklardan kaynaklandığı bilinmektedir. Dolayısıyla vasküler plakların içeriklerinin belirlenmesi hastalık riskini belirlemek açısından önemli bir yol gösterici olabilir [30]. Konvansiyonel BT görüntüleri kalsifiye-nonkalsifiye plak ayrımını kolayca yapabilmektedir. Ancak nonkalsifiye plağın fibröz ya da lipid içerikli ayrımının yapılması konusunda yetersiz kalmaktadır [31]. Potansiyel olarak ÇEBT materal karakterizasyonunu yapabildiğinden nonkalsifiye plak içeriğini saptayabilmede kullanılabilir. Bu konuda yapılan bir ex-vivo çalışmada 7 arterde tespit edilen 40 plak histopatolojik olarak değerlendirilmiş aynı zamanda ÇEBT görüntüleri alınmıştır. ÇEBT söz konusu plaklarda kalsifiye-nonkalsifiye ayrımını yapabilmiş ancak nonkalsifiye plak tipleri belirlemesinde yetersiz kalmıştır [32]. Postmortem 15 kalp üzerinde yapılan başka bir çalışmada fibrotik ve lipid içerikli plaklarda atennuasyon farklılıklarının üst üste bindiği ancak ÇEBT ile bir gelişme olduğu gösterilmiştir [33]. Bu ko-

EĞİTİCİ NOKTA



Resim 4. İnvaziv anjiyografi ile kesirli akış rezervi (FFR) ölçümü resmedilmiştir.

nuda yapılan çalışmalar oldukça az olup çelişkili sonuçlar mevcuttur.

MİYOKARDİYAL PERFÜZYON VE ÇİFT ENERJİ BT'NİN LİMİTASYONLARI

MPBT'nin bilinen en önemli limitasyonu iyonizan radyasyon ve kontrast madde kullanımıdır. Ancak kardiyak görüntülemede koroner anatomi ile birlikte perfüzyon defektlerinin doğru bir şekilde tek tetkikte elde edilebilir olması diğer tetkiklerle karşılaştırıldığında (SPECT, invaziv koroner anjiografi) hastaların aynı ya da daha az radyasyona maruziyetine neden olmaktadır. Sadece BT anjiografi yapılan hastalarla karşılaştırıldığında ek radyasyon ve kontrast madde kullanıldığından böbrek yetmezliği olan ve kısa süre içinde iyonize radyasyon muayenesinden geçen hastalarda dikkat edilmelidir.

Bazı yeni araçlar MPBT'nin önemli dezavantajlarından olan ışın sertleşmesi artefaktının azaltılmasında önemli rol oynamaktadır. Kalbin inferior/inferolateral duvarında aortadan kaynaklanan, septumunda sağ ventrikülden kaynaklanan ve anterior duvarında kostalardan kaynaklanan artefaktların giderilmesi görüntünün daha doğru bir şekilde değerlendirilebilmesini sağlamaktadır.

Vazodilatatör stres ajanı kullanımı atrioventriküler bloklu, astımlı ve kronik obstruktif akciğer hastalığı olan hastalarda dikkatli değerlendirilmeli ve kullanılmalıdır.

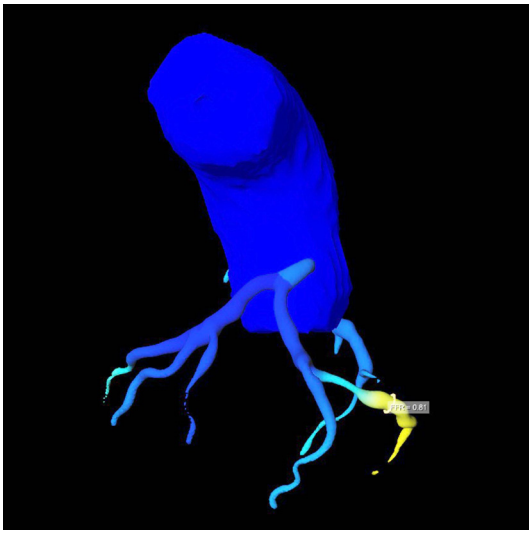
Koroner BTA negatif prediktif değeri yüksek bir tetkik olsa da pozitif prediktif değerinin nispeten düşüklüğü bazı hastalarda gereksiz invaziv girişim yapılmasına neden olabilmektedir. MPBT ve çift enerji BT kullanımı bu durumu azaltsa da yine de maliyet artışı yaşanabilmektedir [7, 14].

HEMODİNAMİ İÇİN YENİ YÖNTEM: BT-FFR

Kesirli akış rezervi (FFR), koroner arter darlıklarının hemodinamik önemini değerlendiren bir tekniktir. İnvaziv anjiografide, aynı katater ile aort ve koroner arter darlığın distalinden alınan değerlerin oranıyla elde edilir ve hemodinamiyi değerlendirmek için altın standart kabul edilir (Resim 4). Her ne kadar acil terapötik müdahaleye olanak tanısa da invaziv olması ve radyasyon dozu önemli dezavantajlarındandır. Son yıllarda teknolojik gelişmeler sayesinde, stenozun fonksiyonel değerlendirmesi tek bir prosedürden alınan görüntüler kullanılarak yapılabilir. Kesirli akış rezervi (FFR) 3D bilgisayar modelleri ve BTA verilerinden hastaya özgü koroner anatomi entegrasyonu ile elde edilebilir. KAH tanısında noninvaziv test olarak karşımıza çıkan BT-FFR lezyona spesifik, fonksiyonel bilgi ile koroner BTA tarafından sağlanan anatomik verileri birleştirir.

Bilgisayarlı tomografi FFR görüntüsü elde etmek için normal kardiyak BT çekimi yapılır ve BT-FFR yazılımı kullanılır. Yazılım, koroner damarlar yoluyla kan akışını ve kalsifikasyonun etkisini değerlendirmek için karmaşık algoritmalar kullanır ve koroner ağaçta FFR değerlerinin 3B haritasını oluşturur (Resim 5). BT-FFR değerleri koroner ağaç boyunca gerçek zamanlı olarak sürekli olarak elde edilebilir. Edinilen oranlarda değerlendirme şu şekilde yapılır: FFR=1 normal koroner arter, FFR>0,8 darlık fonksiyonel olarak anlamlı değil ve FFR<0,75 fonksiyonel olarak darlık anlamlı ve iskemiye yol açabilir. Dolayısıyla 0,8'in üzerindeki değerlerde medikal tedavi uygulanırken, altındaki değerlerde invaziv girişime geçilebilir [34-36].

EĞİTİCİ NOKTA



Resim 5. BT-FFR görüntü koroner ağaç 3B haritasında, koroner arterdeki darlık 0,81 ile normal olarak ölçülmüştür.

BT-FFR tahminleri multipl klinik çalışmalarda invaziv FFR ile karşılaştırıldığında eşdeğer bulunmuştur. Norgaard ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, BT-FFR değerlerinin; %86 özgüllük, %84 duyarlılık ve %86 doğrulukta olduğunu göstermiştir [36]. Başka bir çalışmada ise normal BT-FFR değerlerinin gereksiz invaziv prosedürünü büyük oranda önlediği gösterilmiştir [37].

SONUÇ

Koroner arterlerin değerlendirilmesinde BT anjiografi önemli bilgiler vermekte olup invaziv koroner anjiografiye alternatif bir yöntem olarak karşımıza çıkmıştır. Tespit edilen darlığın hemodinamiyi etkileyip etkilemediğini belirlemek için kullanılan miyokardiyal perfüzyon teknikleri ve BT-FFR tek bir çekimde hastayı değerlendirmeye olanak sağlamaktadır. Aynı zamanda bu teknikler BT anjiografinin tek başına elde ettiği pozitif doğruluk derecesinde de artış sağlamışlardır. ÇEBT'nin ve BT-FFR'ın rutin klinik uygulamalar içerisine girebilmesi için kapsamlı araştırmalara ihtiyaç vardır.

Kaynaklar

[1]. Lloyd-Jones D, Adams R, Carnethon M, De Simone G, Ferguson TB, Flegal K, et al. Heart disease and stroke statistics: 2009 update a report from the American Heart Association Statistics Committee and Stroke Statistics subcommittee. Circulation 2009; 119: 480-6. [Crossref]

[2]. Budoff MJ, Dowe D, Jollis JG, Gitter M, Sutherland J, Halamert E, et al. Diagnostic performance of 64-multidetector row coronary computed tomographic angiography for evaluationof coronary artery stenosis in individuals without known coronary artery disease: Results from the prospective multicenter ACCURACY (Assessment by Coronary Computed Tomographic Angiography of Individuals Undergoing Invasive Coronary Angiography) trial. J Am Coll Cardiol 2008; 52: 1724-32. [Crossref]

[3]. Vanhoenacker PK, Heijenbrok-Kal MH, Van Heste R, Decramer I, Van Hoe LR, Wijns W, et al. Diagnostic performance of multidetector CT angiography for assessment of coronary artery disease: Meta-analysis. Radiology 2007; 244: 419-28. [Crossref]

[4]. Mowatt G, Cummins E, Waugh N, Walker S, Cook J, Jia X, et al. Systematic review of the clinical effectiveness and cost-effectiveness of 64-slice or higher computed tomography angiography as an alternative to invasive coronary angiography in the investigation of coronary artery disease. Health Technol Assess 2008; 12: iii-iv, ix-143. [Crossref]

[5]. Nesto RW, Kowalchuk GJ. The ischemic cascade: Temporal sequence of hemodynamic, electrocardiographic and symptomatic expressions of ischemia. Am J Cardiol 1987; 59: 23C-30C. [Crossref]

[6]. Rochitte CE, George RT, Chen MY, Arbab-Zadeh A, Dewey M, Miller JM, et al. Computed tomography angiography and perfusion to assess coronary artery stenosis causing perfusion defects by single photon emission computed tomography: The CORE320 study. Eur Heart J 2014; 35: 1120-30. [Crossref]

[7]. Vliegenthart R, Pelgrim GJ, Ebersberger U, Rowe GW, Oudkerk M, Schoepf UJ. Dual-energy CT of the heart. AJR Am J Roentgenol 2012; 199: 54-63. [Crossref]

[8]. Bastarrika G, Lee YS, Huda W, Ruzsics B, Costello P, Schoepf UJ. CT of coronary artery disease. Radiology 2009; 253: 317-38. [Crossref]

[9]. Weininger M, Schoepf UJ, Ramachandra A, Fink C, Rowe GW, Costello P, et al. Adenosine-stress dynamic real-time myocardial perfusion and adenosine-stress first-pass dual-energy myocardial perfusion CT for the assessment of acute chest pain: Initial results. Eur J Radiol 2012; 81: 3703-10. [Crossref]

[10]. Ko SM, Choi JW, Song MG, Shin JK, Chee HK, Chung HW, et al. Myocardial perfusion imaging using adenosine-induced stress dual-energy computed tomography of the heart: Comparison with cardiac magnetic resonance imaging and conventional coronary angiography. Eur Radiol 2011; 21: 26-35. [Crossref]

[11]. Stewart GN. Researches on the circulation time and on the ınfluences which affect it. J Physiol 1897; 22: 159-83. [Crossref]

[12]. George RT, Jerosch-Herold M, Silva C, Kitagawa K, Bluemke DA, Lima JA, et al. Quantification of myocardial perfusion using dynamic 64-detector computed tomography. Invest Radiol 2007; 42: 815-22. [Crossref]

[13]. Newhouse JH, Murphy Jr RX. Tissue distribution of soluble contrast: Effect of dose variation and changes with time. AJR Am J Roentegenology 1981; 136: 463-7. [Crossref]

[14]. Magalhães TA, Cury RC, Cerci RJ, Parga Filho JR, Gottlieb I, Nacif MS, et al. Evaluation of myocardial perfusion by computed tomography - principles, technical background and recommendations. Arq Bras Cardiol 2019; 113: 758-67. [Crossref]

[15]. Cury RC, Kitt TM, Feaheny K, Blankstein R, Ghoshhajra BB, Budoff MJ, et al. A randomized, multicenter, multivendor study of myocardial perfusion imaging with regadenoson CT perfusion vs single photon emission CT. J Cardiovasc Comput Tomogr 2015; 9: 103-12.e1-2. [Crossref]

[16]. Magalhães TA, Kishi S, George RT, Arbab-Zadeh A, Vavere AL, Cox C, et al. Combined coronary angiography and myocardial perfusion by computed tomography in the identification of flow-limiting stenosis - The CORE320 study: An integrated analysis of CT coronary angiography and myocardial perfusion. J Cardiovasc Comput Tomogr 2015; 9: 438-45. [Crossref]

[17]. Pelberg R, Budoff M, Goraya T, Keevil J, Lesser J, Litwin S, et al. Training, competency, and certification in cardiac CT: A summary statement from the Society of Cardiovascular Computed Tomography. J Cardiovasc Comput Tomogr 2011; 5: 279-85. [Crossref]

[18]. Cury RC, Magalhaes TA, Paladino AT, Shiozaki AA, Perini M, Senra T, et al. Dipyridamole stress and rest transmural myocardial perfusion ratio evaluation by 64 detector-row computed tomography. J Cardiovasc Comput Tomogr 2011; 5: 443-8. [Crossref]

[19]. So A, Hsieh J, Narayanan S, Thibault JB, Imai Y, Dutta S, et al. Dual-energy CT and its potential use for quantitative myocardial CT perfusion. J Cardiovasc Comput Tomogr 2012; 6: 308-17. [Crossref]

[20]. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. Br J Radiol 1973; 46: 1016-22. [Crossref]

[21]. Danad I, Fayad ZA, Willemink MJ, Min JK. New applications of cardiac computed tomography: Dual-energy, spectral, and molecular CT imaging. JACC Cardiovasc Imaging 2015; 8: 710-23. [Crossref]

[22]. Chang H-J, George RT, Schuleri KH, Evers K, Kitagawa K, Lima JAC, et al. Prospective electrocardiogram-gated delayed enhancement multidetector computed tomography accurately quantifies infarct size and reduces radiation exposure. JACC Cardiovasc Imaging 2009; 2: 412-20. [Crossref]

[23]. Gerber BL, Belge B, Legros GJ, Lim P, Poncelet A, Pasquet A, et al. Characterization of acute and chronic myocardial infarcts by multidetector computed tomography: Comparison with contrast-enhanced magnetic resonance. Circulation 2006; 113: 823-33. [Crossref]

[24]. Ko SM, Choi JW, Hwang HK, Song MG, Shin JK, Chee HK. Diagnostic performance of combined noninvasive anatomic and functional assessment with dual-source CT and adenosine-induced stress dual-energy CT for detection of significant coronary stenosis. AJR 2012; 198: 512-20. [Crossref]

[25]. Nance JW Jr, Bastarrika G, Kang DK, Ruzsics B, Vogt S, Schmidt B, et al. Hightemporal resolution dual-energy computed tomography of the heart using a novel hybrid image reconstruction algorithm: Initial experience. J Comput Assist Tomogr 2011; 35: 119-25. [Crossref]

[26]. Wang R, Yu W, Wang Y, He Y, Yang L, Bi T, et al. Incremental value of dual-energy CT to coronary CT angiography for the detection of significant coronary stenosis: Comparison with quantitative coronary angiography and single photon emission computed tomography. Int J Cardiovasc Imaging 2011; 27: 647-56. [Crossref]

[27]. Baile EM, Pare PD, D'Yachkova Y, Carere RG. Effect of contrast media on coronary vascular resistance: Contrast-induced coronary vasodilation. Chest 1999; 116: 1039-45. [Crossref]

[28]. Nikolaou K, Knez A, Sagmeister S, Boekstegers P, Steinbeck G, Reiser MF, et al. Assessment of myocardial infarctions using multidetector- row computed tomography. J Comput Assist Tomogr 2004; 28: 286-92. [Crossref]

[29]. Ruzsics B, Schwarz F, Schoepf UJ, Lee YS, Bastarrika G, Chiaramida SA, et al. Comparison of dual-energy computed tomography of the heart with single photon emission computed tomography for assessment of coronary artery stenosis and of the myocardial blood supply. Am J Cardiol 2009; 104: 318-26. [Crossref]

[30]. Kolodgie FD, Virmani R, Burke AP, Farb A, Weber DK, Kutys R, et al. Pathologic assessment of the vulnerable human coronary plaque. Heart 2004; 90: 1385-91. [Crossref]

[31]. Achenbach S, Moselewski F, Ropers D, Ferencik M, Hoffmann U, MacNeill B, et al. Detection of calcified and noncalcified coronary atherosclerotic plaque by contrast-enhanced, submillimeter multidetector spiral computed tomography: A segment-based comparison with intravascular ultrasound. Circulation 2004; 109: 14-7. [Crossref]

[32]. Barreto M, Schoenhagen P, Nair A, Amatangelo S, Milite M, Obuchowski NA, et al. Potential of dual-energy computed tomography to characterize atherosclerotic plaque: Ex vivo assessment of human coronary arteries in comparison to histology. J Cardiovasc Comput Tomogr 2008; 2: 234-42. [Crossref]

[33]. Tanami Y, Ikeda E, Jinzaki M, Satoh K, Nishiwaki Y, Yamada M, et al. Computed tomographic attenu-

ation value of coronary atherosclerotic plaques with different tube voltage: An ex vivo study. J Comput Assist Tomogr 2010; 34: 58-63. [Crossref]

[34]. Kohli A. CT FFR A paradigm shift in evaluation of coronary artery disease. Indian J Radiol Imaging 2019; 29: 233-5. [Crossref]

[35]. Koo BK, Erglis A, Doh JH, Daniels DV, Jegere S, Kim HS, et al. Diagnosis of ischemia-causing coronary stenoses by noninvasive fractional flow reserve computed from coronary computed tomographic angiograms. Results from the prospective multicenter discover-flow (diagnosis of ischemia-causing stenoses obtained via noninvasive fractional flow reserve) study. J Am Coll Cardiol 2011; 58: 1989-97. [Crossref]

[36]. Nørgaard BL, Leipsic J, Gaur S, Seneviratne S, Ko BS, Ito H, et al. Diagnostic performance of noninvasive fractional flow reserve derived from coronary computed tomography angiography in suspected coronary artery disease: The NXT trial (analysis of coronary blood flow using CT Angiography: Next steps. J Am Coll Cardiol 2014; 63: 1145-55. [Crossref]

[37]. Douglas PS, De Bruyne B, Pontone G, Patel MR, Norgaard BL, Byrne RA, et al. 1-year outcomes of FFRCT-guided care in patients with suspected coronary disease: The PLATFORM Study. J Am Coll Cardiol 2016; 68: 435-45. [Crossref]

Kardiyak İncelemede İleri BT Teknikleri ve Protokolleri

Elif Gözgeç, Mecit Kantarcı

Sayfa 54

Koroner arter çapındaki %50 ve üzeri darlık olması her zaman miyokard perfüzyonunda azalmaya neden olmaz. Dolayısıyla KAH'ı değerlendirilirken sadece anatomik yapı değil aynı zamanda darlığın hemodinamiyi etkileyip etkilemediğinin değerlendirmesini de yapmak tedavi planlaması için oldukça önemlidir. İskemi varlığında hemodinaminin etkilendiğini gösteren ilk belirtilerden biri stresde miyokard perfüzyonunun bozulmasıdır. Daha ileri aşamada ise duvar hareketlerinde bozukluklar ortaya çıkar.

Sayfa 55

Temel prensibi kontrast madde enjeksiyonu sonrası erken arteryel fazda ilk geçiş 'first pass' görüntülerinin alınmasıdır. Kontrast madde miyokardiyal mikrosirkülasyondayken değerlendirme yapılmakta olup aorta ve miyokardiyumdan alınan atennuasyon eğrileriyle miyokardiyal kan akımı ve miyokardiyal kan volümü ile ilgili bilgiler edinilir. İlk geçiş görüntülerinde hipodens görünen alanlar komşu miyokardiyal alanlarla nicel olarak karşılaştırılır ve hipoperfüze alan olarak değerlendirilir.

Sayfa 57

ÇEBT'nin prensibi temel olarak fotoelektrik etkiye dayanır. Bilindiği gibi fotoelektrik etki bir atomun en içteki enerji seviyesindeki (K halkası) elektronun gönderilen ışın ile koparılmasıdır. Farklı iki enerji seviyesindeki ışını materyaller K enerji seviyelerine bağlı olarak sömürürler. Böylece in-vivo şartlarda K enerji seviyesi farklı herhangi iki doku atennuasyon farklılıklarına göre ayırt edilebilir ki iyot ve su bunun için en iyi örnektir. İyot farklı kV seviyelerindeki ışını kendine has karakterde absorbe edebildiğinden, kalpteki dağılımının gösteren haritalar çıkarılabilir.

Sayfa 59

Kronik miyokardiyal infarktta etkilenen bölge kontrastlı BT görüntülerinde hipodens görülmektedir (Çevre sağlam dokuya göre >50 Hounsfield unit azalma). Gec faz kontrastlı görüntülerde ise hiperdens izlenir. Tek enerjili BT görüntülerde infarktüs halanı henüz tam netleşmemişken, ÇEBT bu alanı çok daha iyi tespit edebilmektedir.

Sayfa 60

Kesirli akış rezervi (FFR), koroner arter darlıklarının hemodinamik önemini değerlendiren bir tekniktir. İnvaziv anjiografide, aynı katater ile aort ve koroner arter darlığın distalinden alınan değerlerin oranıyla elde edilir ve hemodinamiyi değerlendirmek için altın standart kabul edilir.

Kardiyak İncelemede İleri BT Teknikleri ve Protokolleri

Elif Gözgeç, Mecit Kantarcı

1. Aşağıdakilerden hangisi kardiyak BT anjiografi için doğru değildir?
   a. Koroner arter darlığının tespitinde yaygın kullanılan non-invaziv yöntemdir.
   b. Negatif prediktif değeri yüksektir.
   c. Orta- düşük KAH riski olan hastaları dışlamak için kullanılır.
   d. Anatomik ve fonksiyonel değerlendirmeye olanak sağlar.

2. Miyokardiyal perfüzyon BT çekimi için aşağıdakilerden hangisi yanlıştır?
   a. Retrospektif EKG kullanımı radyasyon dozunu azaltır.
   b. Stres-istirahat faz çekim sıralaması kliniğe ve hastaya göre değişkenlik gösterir.
   c. Kullanılan stres ajanları atriyoventriküler bloklu hastalarda indüksiyona neden olabilir.
   d. Stres ajanları kardiyak vasküler yapılarda vazodilatasyona neden olur.

3. Miyokardiyal perfüzyon BT görüntülerinin değerlendirilmesinde hangisi yanlıştır?
   a. İlk olarak BT anjiyografi görüntüleri değerlendirilir, plak tespit edilemezse işlem genellikle sonlandırılır.
   b. BT anjiyografide yeterli değerlendirme yapılamadığında invaziv anjiyografi önerilir.
   c. Perfüzyon görüntülerde defekt tespit edildiğinde BT anjiyografi görüntüleri tekrar değerlendirilir.
   d. Transmural perfüzyon oranı (TPO) ve toplam stres skoru (TSS), miyokadiyal perfüzyonu nicel olarak değerlendirmede kullanılır.

4. Aşağıdakilerden hangisi miyokardiyal perfüzyon BT görüntülemenin limitasyonlarındandır?
   a. Işın sertleşmasi artefaktı
   b. Gereksiz invaziv girişimi artırması
   c. İyonizan radyasyon
   d. Hepsi

5. Kardiyak ÇEBT ve FFR-BT ile ilgili olarak hangisi yanlıştır?
   a. ÇEBT günümüzde nonkalsifiye plak tipleri belirlemesinde etkili biçimde kullanılmaktadır.
   b. ÇEBT doku karakterizasyonu yaparak, perfüzyon ve kan akımı kantitatif olarak değerlendirilebilir.
   c. BT anjiografi ile birlikte ÇEBT görüntülerinin beraber kullanılması yanluş pozitif değeri azaltmıştır.
   d. FFR-BT gereksiz invaziv girişimi büyük oranda önlemektedir.

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

TRD 1924 TÜRK RADYOLOJİ DERNEĞİ

TÜRK RADYOLOJİ SEMİNERLERİ

Trd Sem 2020; 8: 66-79

Nöroradyolojide İleri BT Teknikleri ve Protokolleri

Serdar Arslan, Osman Kızılkılıç

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Hızlı inme protokolleri
- İleri bilgisayarlı tomografi anjiyografi teknikleri ve protokolleri
- İleri bilgisayarlı tomografi perfüzyon görüntüleme teknikleri ve protokolleri
- Otomatik intraserebral hematom hacim hesaplama protokolleri
- İntrakranial anevrizma segmentasyon protokolleri

Arslan S, Kızılkılıç O. Nöroradyolojide İleri BT Teknikleri ve Protokolleri. Trd Sem 2020; 8: 66-79.

GİRİŞ

Bilgisayarlı tomografi (BT), hızlı, kolay erişilebilir ve intrakranial lezyonları doğru tespit edebilmesi nedeni ile nöroradyolojik görüntülemede gittikçe artan bir öneme ve kullanım alanına sahiptir [1, 2]. Özellikle acil nöroradyolojik görüntüleme gerektiren travma, intrakranial hemoraji ve iskemik inme hastalarında ilk başvurulan görüntüleme yöntemidir [2, 3]. Gelişen BT teknolojisi ile birlikte uygulamaya giren yeni BT protokolleri ve görüntü işleme teknikleri klinik kullanımda daha da fazla yer almaktadır.

Nöroradyolojik görüntülemede, özellikle inme gibi acil durumlarda ileri BT görüntüleme metotları hızlı inme protokolleri ile birlikte uygulanmaktadır. Bu hızlı, güvenilir ve çok düşük radyasyon dozları ile uygulanan yeni inme protokolleri sayesinde hastaların tanı ve tedavi sürecinde vakit kaybı yaşanmamaktadır. Ayrıca yeni BT görüntü işleme teknikleri sayesinde görüntü değerlendirilmesi ve standardizasyonun sağlanması mümkün olmaktadır. Bu yazıda, nöroradyolojik görüntülemede yer alan ileri BT tekniklerinin kullanım alanları, uygulama protokolleri ve görüntü sonrası işleme tekniklerinden ayrıntılı olarak bahsedilecektir.

İNME PROTOKOLLERİ

İnme bütün dünyada yetişkinlerde morbidite ve mortalitenin en önemli sebeplerinden biridir [4]. İskemik inme, sıklıkla embolinin neden olduğu arteriel tıkanıklık veya daha az sıklıkla vasküler tromboza bağlı ortaya çıkan klinik bir sendromdur. İskemik inme tüm inmelerin yaklaşık %80 kadarını oluşturmaktadır. Diğer %2'lik kısmını ise vasküler yapıların rüptürüne bağlı ortaya çıkan hemorajik inmeler oluşturur [4, 5].

Günümüzde akut iskemik inme hastalarında kullanılan tek ilaç intravenöz doku plazmino-

İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa, Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Nöroradyoloji Bilim Dalı, İstanbul, Türkiye

✉ Osman Kızılkılıç • osmank@istanbul.edu.tr

© 2020 Türk Radyoloji Derneği.
Tüm hakları saklıdır.

doi: 10.5152/trs.2020.835
turkradyolojiseminerleri.org

jen aktivatörüdür (tPA). Ancak intravenöz tPA tedavisinin etkinliği semptomların başlangıcından itibaren vakit kaybedildikçe azalmaktadır [6]. Tedavi uygulanacak doğru hastaların zamanında seçilmesi tedavi etkinliği açısından oldukça önemlidir. Bu nedenle intravenöz tPA tedavisinin zamanında ve etkin bir biçimde uygulanabilmesi için radyolojik görüntüleme, gerçek inme hastalarını seçebilmek ve intrakranial hemorajisi olan hastaları tespit edebilmek açısından kritik bir role sahiptir [7].

İskemik inme sonucunda hücre ölümüne bağlı infarkt alanı meydana gelir. İnfarkt alanı ise henüz ölmemiş ancak beyin kan akımının belirgin azaldığı penumbra alanı ile çevrilidir. Penumbra alanı tekrar reperfüze edilerek kurtarılabilir beyin dokusunu oluşturmaktadır [8, 9]. Tedavi edilmeyen inme hastalarında penumbra alanındaki kayıp sadece zamana bağlı olmayıp kollateral dolaşımın miktarı ile de ilişkilidir [10, 11]. Büyük damar oklüzyonlarında kollateral akım kaybı olan hastalarda penumbral kayıp 24 ila 48 saat arasında devam edebilmektedir. DAWN (Clinical Mismatch in the Triage of Wake up and Late Presenting Strokes Undergoing Neurointervention with Trevo) ve DEFUSE 3 (Endovascular Therapy Following Imaging Evaluation for Ischemic Stroke 3) çalışmalarında geç dönem hastalarda endovasküler tedavi planlamasında kurtarılabilir alanın değerlendirilmesinde BT perfüzyon (BTP) kullanımının kritik bir öneme sahip olduğu vurgulamaktadır [10, 12]. Endovasküler tedavi uygulanacak hastaların seçiminde BTP görüntüleme ve kollateral dolaşımın değerlendirilmesi tedavi başarısı açısından oldukça önemlidir [8].

İnme hastalarında BT kullanımı yeni ve hızlı inme protokolleri ile birlikte gün geçtikçe daha da fazla kullanım alanına sahip olmaktadır. Artık birçok inme merkezinde infarkt alanını saptamak, vasküler oklüzyonu göstermek, kurtarılabilir doku ve kollateral dolaşımı değerlendirmek amacı ile kontrastsız BT, BT anjiyografi (BTA) ve BTP gibi multimodaliter bir yaklaşım kullanılmaktadır [13, 14]. Endovasküler tedavi uygulanması düşünülen hastalarda görüntüleme yöntemleri vakit kaybedilmeden uygulanması gerekmektedir. Günümüzde tüm bu işlemleri çok düşük radyasyon dozları ve 10-15 dakika gibi kısa bir süre içerisinde uygulayabilmek mümkündür.

EĞİTİCİ NOKTA

HIZLI İNME PROTOKOLLERİ

Artık birçok inme merkezinde daha hasta merkeze ulaşmadan önceden hazırlanmış ve hasta merkeze ulaştığında vakit kaybedilmeden uygulanan protokollere "hızlı inme protokolleri" adı verilmektedir. İnme merkezlerinde geçerli olan "zaman beyindir" kuralı hasta daha merkeze gelmeden tüm hazırlıkların önceden yapılması gerektiğinin bir göstergesidir [9]. Bu merkezlerden Jena Üniversitesi'nin kullanmış olduğu ve büyük beşli adı verilen genişletilmiş kardiyo inme protokolü rutin olarak inme hastalarında uygulanmaktadır. İnme hastalarında genellikle altta yatan bir kalp rahatsızlığının da varlığından yola çıkarak hazırlanan bu inme protokolünde beyin dokusu, arkus aorta, beyin arterleri ve beyin perfüzyon görüntülemesine ek olarak kardiyak görüntülemede bu protokole dahil edilmiştir. Hazırlanan bu protokolde görüntüleme kontrastsız BT tetkiki ile başlar. Daha sonra multifaz BTA tetkiki ile devam eder. Multifaz BTA görüntülemesinde 50 mL kontrast madde 4 mL/sn hızla uygulanarak arteriel faz görüntüler elde edilir. Arteriel fazda arkus aorta, servikal ve beyin arteriel yapıları görüntüleme alanına dahil edilir. Daha sonra venöz fazda sol atrium ve sol ventrikül görüntü alanına dahil edilerek taranır. En son olarak 40 mL kontrast madde 4 mL/sn hızla uygulanarak beyin BTP tetkiki elde edilerek "büyük beşli" inme protokolü tamamlanır. Ancak büyük beşli gibi kardiyak görüntülemenin de dahil edildiği inme protokolleri bazı merkezlerde uygulanıyor olsa da BT anjiyografinin ekokardiyografi ile kombine edildiği durumlarda yapılmayabilir. Rutin uygulamada birçok merkezde venöz faz görüntüleme sadece beyin vasküler yapılarını içerecek şekilde uygulanmaktadır. Bununla birlikte özellikle acil koşullarda kardiyak incelemenin optimal görüntülenmesinde zorluklar yaşanabilir.

İnme hastalarında en önemli unsur etkili bir görüntülemeyi zaman kaybetmeden uygula-

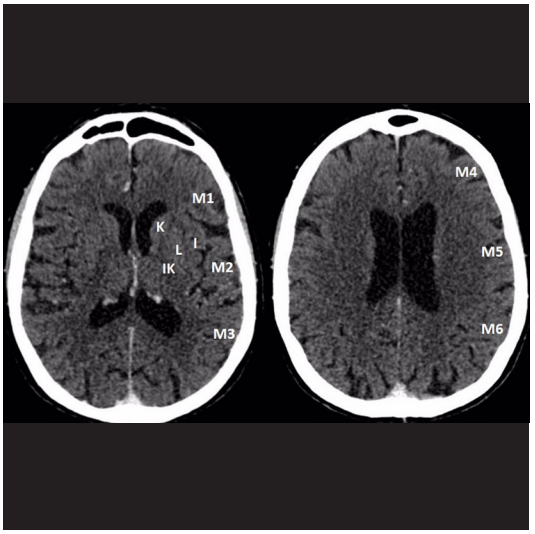
yabilmektir. Hızlı inme protokolü sonucunda elde edilen veriler ışığında endovasküler tedavi planlaması yapılarak gerekli işlemler hastaya vakit kaybedilmeden uygulanır. Radyolojik görüntülemede daha önceden hazırlanmış "hızlı inme protokolleri" adı altında uygulanan protokoller kontrastsız BT, BTA ve BTP görüntüleme yöntemlerinden meydana gelmektedir.

KONTRASTSIZ BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ

Hızlı inme protokolünün ilk basamağını kontrastsız BT tetkiki oluşturur [15]. Tetkik süresi ortalama 1 dakikadır. Bu aşamada hastanın kontrastsız BT görüntülerinden parlak orta serebral arter işareti ve Alberta Stroke Programme Early CT Score (ASPECTS) değerlendirmesi yapılır [16, 17]. ASPECTS skorlamasında, orta serebral arter sulama alanı 10 bölgeye ayrılmıştır ve her bir bölgeye 1 puan verilir. İskemik değişiklik sonucu belirlenen alanlarda fokal şişme veya hipodens görünüm ortaya çıkarsa o alandan 1 puan çıkarılır. Normal BT tetkikinin ASPECTS değeri 10 puandır. ASPECTS değeri 0 ise orta serebral arter sulama alanını difüz olarak etkileyen bir iskeminin varlığından söz edilir (Resim 1). Hastanın aldığı radyasyon dozu yaklaşık 1,25 mSv kadardır.

Kontrastsız BT tetkiki inme hastalarında hızlı inme protokollerinde uygulanması gereken ilk görüntüleme yöntemidir. 2018 Amerikan Kalp Derneği kılavuzu inme tedavisi uygulanacak hastaların en az %50'sine ilk 25 dakika içerisinde kontrastsız BT tetkikinin uygulanmasını önermektedir [18]. Özellikle ilk 4,5 saat içerisinde intravenöz tPA uygulanacak hastalarda kanama ve geniş infarkt alanı gibi intravenöz tPA tedavisine kontrendikasyon oluşturacak durumların tespit edilmesi için hızlı bir görüntüleme yöntemidir [18, 19]. Eğer kontrendikasyon oluşturacak bir durum saptanmaz ise intravenöz tPA tedavisi hastaya hızlıca uygulanır.

Kontrastsız BT tetkiki özellikle intrakranial hemorajinin saptanmasında yüksek sensivite oranlarına sahiptir [20]. Günümüzde gelişen yapay zeka programları ile artık çok küçük miktarda kanamalar bile tespit edilebilmekte



Resim 1. ASPECTS skorlaması; K=Kaudat nükleus, L=Lentiform nükleus, IK=İnternal kapsül, I=İnsular ribbon, M1=Anterior orta serebral arter korteksi, M2=İnsular korteks lateralinde yer alan orta serebral arter korteksi, M3=posterior orta serebral arter korteksi, M4, M5 ve M6=M1, M2 ve M3 bölgelerinin hemen üzerindeki anterior, lateral, and posterior orta serebral arter sulama alanlarını temsil etmektedir.

ve bu oran gittikçe daha da artmaktadır [21]. Ayrıca kontrastsız BT tetkiki ile inme benzeri semptomlara neden olan ve "inme taklitçileri" adı verilen neoplazi, arteriovenöz malformasyonlar gibi patolojiler de tespit edilerek ayırımı yapılabilmektedir.

Hastalarda akut infarktı saptamada BT tetkikinin spesivite ve sensivitesi zamana, infarkt alanının genişliğine ve iskemi derecesine bağlı olarak değişir. Erken dönemde parankimde hiçbir bulgu saptanmaz iken zaman ilerledikçe bulgular daha belirgin hale gelmeye başlar [7]. Özellikle artefaktlar nedeni ile posterior dolaşımdaki infarktlar anterior dolaşımdaki infarktlara göre daha zor saptanır. Ancak ışın sertleşmesi artefaktını azaltan yeni yazılımlar ile birlikte posterior dolaşımdaki infarktların tespit edilmesi daha kolay hale gelmiştir.

Orta serebral arter sulama alanına uyan bazal ganglionlar, kaudat nükleus başı ve insula gibi yapıların dansitelerindeki azalma akut infarktın erken bulgularındandır [22]. Bununla birlikte kontrastsız BT tetkiki infarkt alanını saptamada difüzyon ağırlıklı manyetik rezonans görüntü-

leme (MRG) yöntemine göre daha az duyarlıdır [8]. Ancak BT hızlı ve kolay erişilebilir olması nedeni ile birçok merkezde ilk başvurulan görüntüleme yöntemidir.

Damar oklüzyonunun saptanması kontrastsız BT tetkiki ile oldukça zordur. Bununla birlikte parlak damar işaretinin görülmesi orta serebral arter M1 segmentindeki trombüsü göstermede çok yüksek spesivite oranlarına sahiptir [16]. Orta serebral arter M2 segmentinde "nokta" işaretine ise genellikle insular kortekstеki gri-beyaz cevher ayırımının kaybolması eşlik etmektedir [23].

BT ANJİYOGRAFİ

Hızlı inme protokolünün ikinci basamağını BTA görüntüleme oluşturur. Hastaya kontrastsız BT tetkiki uygulanır uygulanmaz vakit kaybedilmeden kontrastlı multifaz BTA görüntülemesine geçilir. Tetkik süresi ortalama 1-3 dakikadır. Kesit kalınlığı 0,625 mm, rotasyon süresi 0,5 sn, kVp değeri 120, mA değeri 150-200 olarak belirlenir. Hastaya güçlü ve bolus tarzda kontrast madde enjeksiyonu uygulanacağı için hasta çekim odasına gelmeden önce mutlaka 18-20 gauge iğne ile damar yolu açılmış olmalıdır. Damar yolu kullanımı için hastanın sağ kolu tercih edilmelidir. Böylece yoğun kontrast maddenin neden olacağı çizgilenme artefaktlarının orta hattın karşı tarafına geçmesi engellenmiş olur. Hastaya 40 mL kontrast madde intravenöz yol ile 4-5 mL/sn hızla bolus tarzda uygulanır. Multifaz BTA tetkiki arteriel, venöz ve geç venöz faz olmak üzere toplam 3 fazdan oluşmaktadır. Hastanın aldığı toplam radyasyon dozu yaklaşık 1,84 mSv kadardır.

İnme hastalarında BTA tetkikinin en önemli rolü servikal ve intrakranial oklüzyonların gösterilmesi, arteriel diseksiyonun tespiti, kollateral dolaşımın değerlendirilmesi ve aterosklerotik hastalığı karakterize edilmesidir [4]. DAWN ve DEFUSE 3 çalışmalarına göre, inme başlangıcından 24 saat sonrasına kadar endovasküler trombektominin etkinliğini açısından intrakranial büyük damar oklüzyonlarının hızlı ve doğru bir şekilde gösterilmesi için BTA tetkikinin kullanılması standart bir görüntüleme yöntemi haline gelmiştir [10, 12].

İnme hastalarında renal fonksiyonlar değerlendirilmeden iyotlu kontrast madde uygulanması kabul edilebilir bir yaklaşımdır. Çünkü inme hastalarında iyotlu kontrast maddeye bağlı nefropatinin görülme olasılığı inmeye bağlı beyin hasarının ortaya çıkmasından çok daha düşüktür [18, 24]. Kontrast madde enjeksiyonunda doğru zamanlama vasküler yapıların değerlendirilmesinde önemli bir paya sahiptir. Gecikmeyi hesaplamak için test bolusu uygulanabilir veya tam doz kontrast madde verildikten sonra yarı otomatik veya otomatik tetikleme yöntemleri kullanılabilir.

Multifaz BTA tetkiki arteriel faz ile başlar. Arteriel fazda arkus aorta ile verteks arasındaki mesafe görüntü alanı içerisine dahil edilmelidir. Böylece arkus aorta ve arkus aortadan çıkan ana vasküler yapıların değerlendirilmesi sağlanmış olur. Daha sonra ekstra bir kontrast madde kullanılmadan yaklaşık 8-10 sn aralıklarla venöz faz ve geç venöz faz görüntüler elde edilir [25]. Venöz ve geç venöz fazlarda ise sadece beyin vasküler yapıları dahil edilecek şekilde foremen magnum ile verteks arasındaki mesafe görüntü alanına dahil edilir. Elde edilen bu fazlardan otomatik olarak hızlıca MIP (maximum intensity projection) imajlar oluşturulur. Endovasküler tedavi kararında önemli bir role sahip olan kollateral dolaşım değerlendirilir [9].

İnme hastalarında infarkt progresyonunu değerlendirmede kollateral dolaşımın kalitesi önemli bir yere sahiptir [26]. Kollateral dolaşımın değerlendirilmesinde günümüzde yaygın olarak ASPECTS skorlama sistemi kullanılmaktadır [27]. Ancak kollateral dolaşımın optimal değerlendirilmesinde standart bir skorlama sistemi hala mevut değildir. Endovasküler tedavi uygulanacak hastalarda kollateral dolaşımın miktarı ve kalitesi, hastanın tedaviden sağlayacağı faydayı tahmin etmede önemli bir belirteçtir [27]. Malign kollateral dolaşım, geç faz BTA görüntülerde kontrast maddenin risk altındaki orta serebral arter sulama alanındaki vasküler yapıların %50'sinden fazlasına ulaşamaması ile karakterizedir [28]. İyi bir kollateral dolaşım ise iskemiden etkilenen hemisferdeki kollateral dolaşımın neredeyse karşı etkilenmemiş hemisfer-

EĞİTİCİ NOKTA

deki kollateral dolaşım ile simetrik veya yakın miktarda olmasıdır. Malign kollateral dolaşıma sahip inme hastalarında penumbra alanı hızla geriler ve infarkt alanı hızla büyüme gösterir. İyi bir kollaterale sahip hastada ise bu süreç çok daha yavaş seyir göstermektedir [29, 30].

Multifaz BTA ile kollateral dolaşımın zamansal doluşu gösterilebilir. Yeni geliştirilen bir görüntü işleme programı olan ColorViz gibi uygulamalarla her bir fazda saptanan kollateral dolaşım bir araya getirilerek tek bir görüntü altında toplanabilir. Ayrıca hangi kollateralin hangi fazda doluş gösterdiği böylece kollateral dolaşımın zamansal olarak değerlendirilmesi mümkün hale gelir. Bu yöntem ile arteriel fazda ortaya çıkan kollateraller kırmızı, venöz fazda ortaya çıkan kollateraller yeşil ve geç venöz fazda ortaya çıkan kollateraller ise mavi renk ile kodlanır. Endovasküler tedavi uygulanması planlanan hastalarda, kırmızı ve yeşil kollateral dolaşımın daha fazla sayıda olması hastanın uygulanacak işlemden daha fazla fayda göreceğini öngörmektedir. Bu yöntem ile toplam kollateral dolaşım hakkında bilgi sahibi olunabildiği gibi kollateral dolaşımın zamana göre doluşu hakkında da bilgi sahibi olunabilmektedir (Resim 2).

Yeni gelişen BTA uygulamalarından bir diğeri ise dört boyutlu BTA tetkikidir. Bu yöntem ile arteriel, venöz ve geç venöz fazlardan elde edilen görüntülerden elde edilen verilerin birleştirilmesi ile dinamik imajlar elde edilir. MIP görüntülere kemik çıkarma işlemi uygulanarak DSA (digital subtraction angiography) görüntülerine benzer şekilde zamanla vasküler yapıların doluşu arteriel fazdan venöz faza doğru gösterilebilir. Bu yöntemle aynı zamanda kollateral vasküler yapıların doluşu da gösterilebilir [31]. Bu yöntemin DSA yöntemine göre hem daha hızlı hem de daha noninvaziv olması önemli avantajlarındandır.

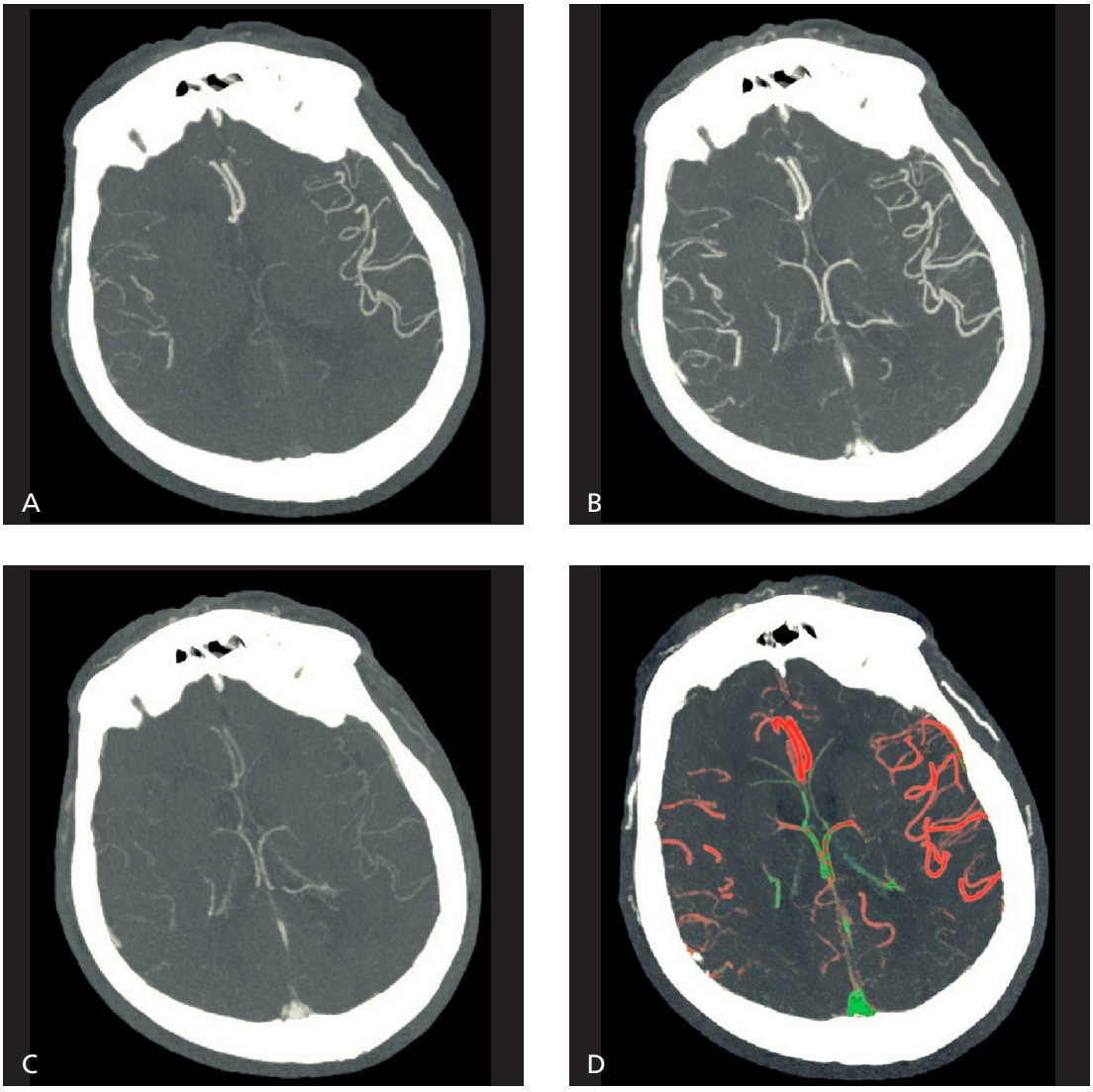
Boyun büyük damar stenozlarının değerlendirilmesi endovasküler tedavi uygulanacak hastaların seçiminde önemli bir rol oynamaktadır. Endovasküler tedavinin planlanmasında kritik stenoz, diseksiyon veya tortiozitenin tespit edilmesi tedavi başarısı açısından oldukça önemlidir. Büyük damar stenozlarının değerlendirilmesinde günümüzde tercih edilen ve en sık kullanılan skorlama sistemi NASCET (The North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial) skorlama sistemidir [32]. Manuel olarak yapılan bu ölçümün kullanıcı bağımlı olması yöntemin en önemli dezavantajlarındandır. Yeni geliştirilen BTA görüntü işleme yazılımları ile birlikte boyun vasküler yapılarındaki stenozların ölçümü çok hızlı ve standart bir şekilde kolaylıkla yapılabilmektedir. BTA yöntemi ile edilen görüntülerde büyük damar stenozlarının bulunduğu alanın proksimalinden başlayıp distaline kadar çizilen bir trakt ile sadece birkaç saniye içerisinde en dar segmentin sayısal olarak yüzdesi elde edilebilmektedir. Bu yeni yöntem ile büyük damar stenozlarının en optimal düzeyde değerlendirilmesi sadece birkaç saniye içerisinde yapılabilmektedir (Resim 3).

BTA görüntülemesinde kullanılan bir diğer önemli uygulama ise kemik çıkarma işlemidir. Temel olarak her vokseldeki kalsiyum ve iyot dansite farklılıklarının ayrılması prensibine dayanmaktadır. Bu yöntem ile kontrastlı boyun ve beyin vasküler yapıların çevresindeki kemik yapılar görüntüden çıkarılabilmektedir. Böylece inceleme alanının daha kolay değerlendirilmesi sağlanır. Kontrast madde verilmesinden sonra elde edilen MIP görüntüler etrafındaki kemik yapılar tek bir tuş ile çıkarılabilmekte ve böylece MR anjiyografi görüntülerine benzer şekilde sadece vasküler yapıların görüntülendiği imajlar oluşturulabilir (Resim 4).

Kemik çıkarma işlemi en sık boyun ve beyin vasküler yapılarının değerlendirilmesinde kullanılır. Kafa tabanı kemik yapıları ve servikal transvers foraminalar özellikle MIP imajlarda vasküler yapıların değerlendirilmesinde zorluklara neden olmaktadır. Bu nedenle kemik çıkarma işlemi ile BTA tetkiklerinin değerlendirilmesi daha hızlı ve kolay bir şekilde yapılabilmektedir [33].

BT PERFÜZYON

Hızlı inme protokolünün en son basamağını BTP tetkiki oluşturmaktadır. BTP görüntüleme tetkik süresi ortalama 2-5 dakikadır.

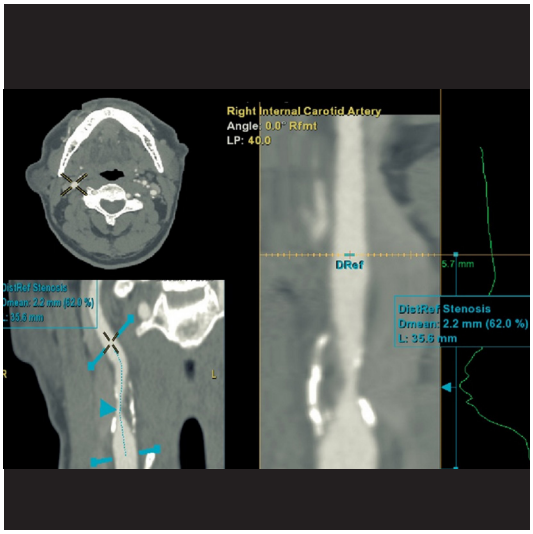


Resim 2. A-D. Sağ MCA üst trunkus infarktı olan hastada multifaz BT anjiyografide karşı hemisfer ile karşılaştırıldığında iyi bir kollateral dolaşıma sahip olduğu anlaşılmaktadır. (A) Arteriel fazda kollateral vasküler yapıların doluşu; (B) venöz fazda kollateral vasküler yapıların doluşu; (C) geç venöz fazda kollateral vasküler yapıların doluşu gösterilmektedir. (D) ColorViz yazılımı ile multifaz görüntüler bir araya getirilerek arteriel faz (kırmızı), venöz faz (yeşil) ve geç venöz faz (mavi) renk ile kodlanmaktadır.

Uygulamada günümüz BT teknolojisi ile birlikte 70-90 kVp ve 150-180 mAs değerleri ile kaliteli bir BTP görüntüleme yapılabilmektedir. Kesit kalınlığı 5 mm, rotasyon hızı 1 sn, tarama süresi 45 sn, tarama gecikme süresi 5 sn olarak BTP görüntüleme inceleme protokolü oluşturulabilir. Ayrıca akıllı kolimasyon uygulaması ile birlikte her hastaya uygun kolimasyon sağlanarak sadece görüntülenecek alan taranır.

Hastalara minimum 40 mL kontrast madde minimum 4 mL/dk hızla uygulanması önerilmektedir [34]. Daha yüksek enjeksiyon oranı daha kuvvetli bir bolus oluşturur. Böylece hemodinamik haritaların iyileştirilmesine yardımcı olabilir. BTP görüntülemede hastanın aldığı toplam radyasyon dozu yaklaşık 1,88 mSv kadardır.

BTP görüntülemede tek bir bolus kontrast madde uygulaması ile dinamik veya ilk geçiş



Resim 3. BTA otomatik stenoz hesaplama yazılımı ile sağ internal karotid arter bulbus hemen süperiorunda %62 oranında saptanan stenoz gösterilmektedir.

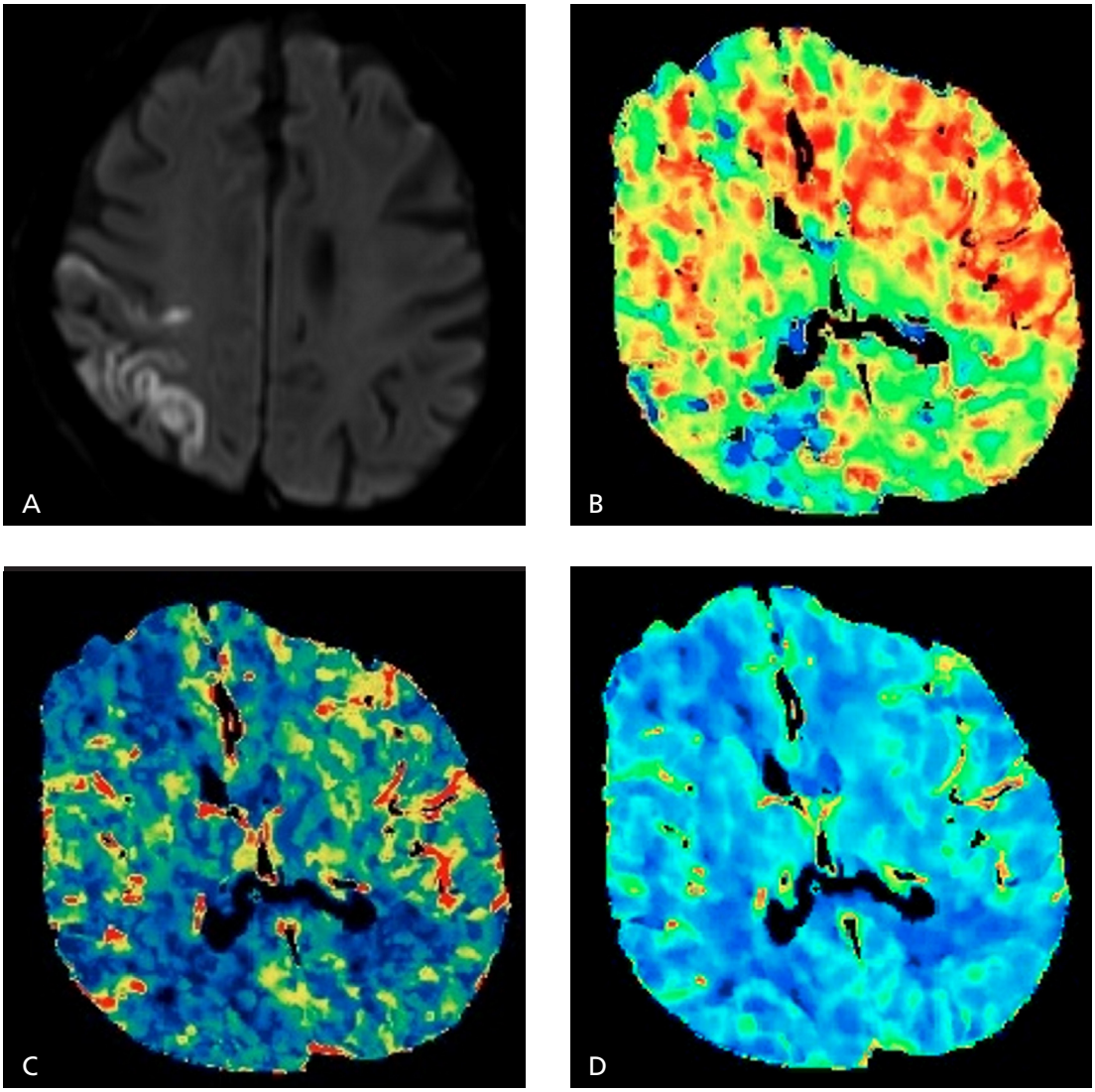
Resim 4. Boyun vasküler yapıların kontrastlı imajlarından oluşturulan 3 boyutlu MIP görüntülerin kemik çıkarma işlemi uygulandıktan sonra elde edilen görüntüleri gösterilmektedir.

perfüzyon görüntüleri elde edilebilir. BTP görüntüleme ile aynı kesitten sine mod ile multiple görüntüler elde edilerek dokudaki arteriel dolaşımın zamanla değişimi gösterilmektedir. Daha önceki BT teknolojileri ile beyin parankiminde sadece 40 mm kadar dar bir alan taranabilmekte iken günümüzde kullanılan BT cihazları daha geniş helikal çekim kapasitesine sahip olup z aksında daha geniş bir görüntüleme alanına ulaşılabilmektedir. Böylece yaklaşık 80 mm ve 120 mm'lik geniş bir alan taranarak tüm beyin dokusunun perfüzyon görüntülemesi yapılabilmektedir. Bu sayede dört boyutlu perfüzyon görüntülemesi adı verilen dinamik görüntüler elde edilebilir ve zaman içerisinde meydana gelen beyin perfüzyon değişiklikleri gösterilebilmektedir. Akıllı dört boyutlu gürültü bastırma algoritması kullanılarak gürültüden arındırılmış görüntü kalitesi yüksek perfüzyon haritaları oluşturulabilir.

BTP görüntülemede, uygulayıcı teknisyenin tecrübeli olması ve görüntüleme parametrelerinin optimize edilmesi önemli bir rol oynamaktadır. Arteriel akım yönüne yerleştirilecek "region of interest" (ROI) kürsörünün seçiminde genellikle anterior serebral arter A2 segmenti veya orta serebral arter M2 segmenti kullanılmalıdır [35]. Venöz akım yönüne yerleştirilecek ROI ise genellikle torkular herophiliye yerleştirilmelidir. ROI yerleştirilmesindeki ufak farklılıklar perfüzyon haritalarında önemli değişikliklere yol açacağından görüntülerin kalitesi açısından dikkat edilmesi gereklidir [34].

Serebral kan hacmi (CBV), serebral kan akımı (CBF) ve ortalama geçiş zamanı (MTT) haritaları BTP görüntüleme ile elde edilebilmektedir [34, 36]. Bu parametrelerin ölçümü CBF=CBV/MTT denklemine dayanmaktadır. MTT, dekonvolüsyon adı verilen bir matematiksel teknik ile her pikselin zaman-atenüasyon eğrisinde meydana gelen değişiklikleri hesaplayarak oluşturulur. MTT beyin parankiminde meydana gelen hemodinamik değişikliklere en duyarlı parametre olduğu için inme hastalarında öncelikle değerlendirilmesi gereken haritalardır [24].

İnfarkt ve penumbra alanını birbirinden ayrılabilmek için BTP yöntemi kullanılarak otomatik haritalar oluşturulmaktadır. Penumbra alanında azalmış CBF ve erken evrede ortaya çıkan otoregülasyon mekanizmalarına bağlı normal veya hafif artmış CBV ile artmış MTT saptanır. Ancak infark alanında belirgin azalmış CBF ve artmış MTT ile belirgin azalmış CBV izlenir [37, 38]. DAWN ve DEFUSE 3



Resim 5. A-D. (A) Akut inme kliniği ile başvuran sağ MCA üst trunkus infarktı olan 67 yaşında erkek hastanın difüzyon MR incelemesinde sağ parietal lobda akut infarkt alanı gösterilmektedir. BT perfüzyon incelemesinde (B) Tmax süresinde artış ve (C) CBF oranlarında azalma izlenmiştir. (D) CBV oranlarında farklılık izlenmemektedir.

çalışmalarında akut inmenin değerlendirilmesinde CBF ve maksimum kontrastlanma zamanı (Tmax) parametrelerinin en doğru değerleri sağladığı gösterilmiştir. BTP haritalarında tahmini infarkt alanı CBF eşik değerinin %30'dan daha az olduğu alanları temsil etmektedir. Penumbra ise Tmax eşik değerinin 6 saniyeden daha uzun olduğu alanları göstermektedir [10, 12]. BTP dataları ile oluşturulan haritalarda, infarkt hacmi, penumbra hacmi ve aralarındaki hacim farkı otomatik olarak hesaplanmaktadır (Resim 5).

Difüzyon ağırlıklı görüntüler ile karşılaştırıldığında, BTP ile 100 mL'den büyük geniş infarkt alanları ile 50-70 mL'den küçük infarkt alanlarının ayırımı doğru bir şekilde yapılabilmektedir [34]. DAWN ve DEFUSE 3 çalışmalarında geç dönem endovasküler tedavi uygulanacak inme hastalarının seçiminde BTP yönteminin kullanılması gerektiği vurgulanmıştır [10, 12].

Hasta hareketleri BTP görüntülemede görüntü kalitesini etkileyen önemli faktörlerden biridir. Görüntülemede çekim süreleri çok kısa

EĞİTİCİ NOKTA

olsa dahi özellikle kontrast maddenin dokuda zamanla değişen atenüasyonunu değerlendirmek için hareket artefaktlarından etkilenmemesi gerekir [39]. Bu nedenle inme hastalarında hareket artefaktlarını azaltmak için hasta immobilizasyonu sağlanmalıdır.

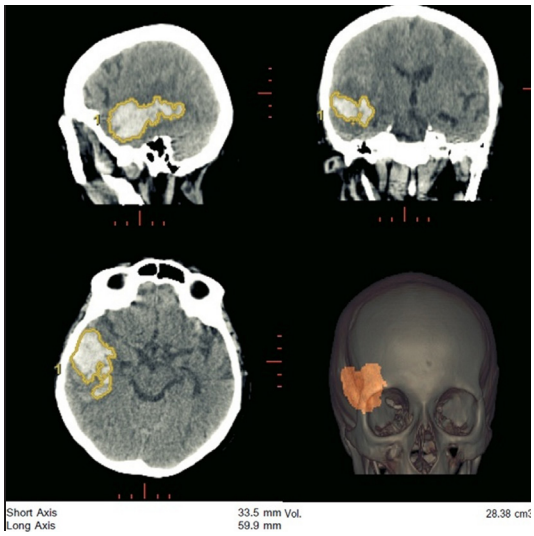
Güncellenmiş 2018 Amerikan Kalp Derneği-Amerikan İnme Derneği kılavuzlarında akut iskemik inme hastalarının erken yönetimi için MRG ile birlikte gruplandırılmıştır. Anterior dolaşımda büyük damar oklüzyonu olan 6-24 saat süresi içerisindeki inme hastalarında, mekanik trombektomi için hasta seçiminde BTP, difüzyon ağırlıklı MR ve MR perfüzyon tetkiklerinin karar vermede başvurulması gereken görüntüleme yöntemleri olduğu vurgulanmaktadır [18]. Bununla birlikte geç dönemde endovasküler tedavi uygulanacak hastaların seçiminde hangi yöntemin uygulanacağı konusunda henüz bir konsensus oluşmuş değildir. Difüzyon ağırlıklı görüntüleme, BTA ile kollateral damarların değerlendirilmesi veya BTP ile infarkt ve penumbra alanlarının belirlenmesi gibi farklı görüntüleme metodları farklı merkezlerde kendine özgü protokoller ile kullanılarak endovasküler tedavi uygulanacak hastaların seçiminde karar verilmektedir [10, 12].

İNTRASEREBRAL HEMATOM HACİM HESAPLAMA

İntraserebral hematom (İSH) yaşamı tehdit eden ve kalıcı nörolojik defisitlere yol açabilen en önemli serebrovasküler hastalıklardan biridir. Ani başlangıçlı olması, hızlı ilerlemesi ve yüksek mortalite riski nedeni ile radyolojik görüntülemede önemli bir yere sahiptir. İSH şüphesi olan olgularda ilk tercih edilen görüntüleme yöntemi kontrastsız BT tetkikidir. İSH büyümesi genellikle ilk 6 saatte meydana gelmektedir [40]. Hematomun büyümesi primer odağın kanamasının devam etmesinden kaynaklandığı gibi aynı zamanda sekonder vasküler hasar sonucunda diğer vasküler yapıların kanamaya eşlik etmesiyle de görülebilir [41]. Bazı çalışmalara göre kanamanın saatte 10,2 mL'den fazla büyümesi kanama hacminin artacağını göstermede en kuvvetli faktör olduğu rapor edilmektedir [40].

Hasta prognozunun tahmin edilmesinde en güvenilir görüntüleme metodu hematom hacminin hesaplanmasıdır [42]. Hematomun zamanla büyümesi hasta kliniğinin kötü sonuçlanacağını göstermekte olup bu nedenle hematom hacim takibinin doğru ve düzenli yapılması hayati önem taşımaktadır. Hematom hacim ölçümünde en sık kullanılan yöntem ABC/2 metodudur [43]. Bu yöntem kullanıcı bağımlı olup kişiden kişiye farklılıklar gösterebilir. Bu nedenle takip edilen bir hematomun boyutlarındaki farklılıklar yanlış hesaplanabilir [43].

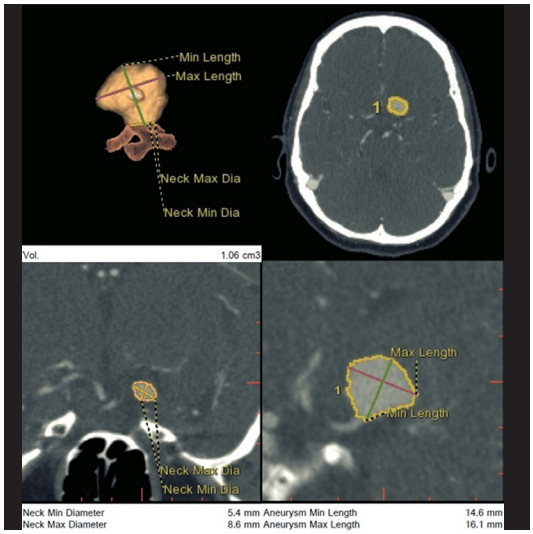
Hematom hacminin güvenilir ve doğru bir şekilde hesaplanması, takiplerde standardizasyonun sağlanması için yeni BT ölçüm metodları kullanılmaktadır. Bu yeni yöntem ile birlikte kontrastsız BT tetkikinde hematom alanı ve çevresindeki beyin parankimi arasındaki farklı HU değerleri otomatik olarak bilgisayar tarafından ayırt edilebilir. Böylece ölçülmek istenen hematom pikseli seçilerek birkaç saniye içerisinde toplam hematom hacmi hesaplanmaktadır. Hematom takibinde bu yöntem sayesinde standardizasyon sağlanmakta ve hematomun zamanla değişimi en optimal şekilde ölçülmektedir (Resim 6).



Resim 6. Sağ temporal lobda saptanan parankimal hematomun otomatik volüm hesaplama yöntemi ile 3 boyutlu hacim hesaplaması gösterilmektedir.

EĞİTİCİ NOKTA

EĞİTİCİ NOKTA



Resim 7. Sol MCA M1 orjini düzeyinde saptanan sakküler tipte anevrizmanın segmentasyonu gösterilmektedir.

ANEVRİZMA SEGMENTASYONU

İntrakranial anevrizmaların toplumda görülme sıklığı farklı çalışmalarda %3,7-6 arasında bildirilmiştir. Anevrizmaların büyük bir kısmı Willis poligonunda ortaya çıkmakta olup %30 hastada multiple anevrizmalar görülebilmektedir [44]. İntrakranial arteriel yapılar ekstrakranial arteriel yapılardan daha zayıf bir tunica media tabakasına sahiptir. Bu nedenle anevrizma gelişimi açısından intrakranial vasküler yapılar daha hassastır.

Anevrizma rüptürü subaraknoid kanamaya neden olur ve yüksek mortalite oranlarına sahiptir [45]. Hipertansiyon, sigara ve alkol tüketimi gibi çevresel faktörlerin anevrizma rüptüründe risk faktörü olabileceği gibi anevrizma boyutu ve şekli gibi faktörler de anevrizma rüptürüne neden olan önemli risk faktörleridir [45]. Rüptüre olmamış bir anevrizma ise genellikle semptomatik değildir ve tespit edilmesi daha zordur.

İntrakranial anevrizma lokalizasyonlarının doğru tespiti nörocerrahi ve endovasküler girişimsel yöntemler için oldukça önemlidir. BTA anevrizmaların tespitinde ve değerlendirilmesinde önemli bir görüntüleme yöntemidir [46]. Anevrizma hacminin ve şeklinin doğru bir şekilde tespit edilmesi tedavi öncesi planlamada kritik bir role sahiptir. Anevrizma hacmi ve şekli ile ilgili parametrelerin otomatik ve objektif olarak hesaplanması, rüptür riskini tahmin etme ve rüptüre olmamış anevrizmaların takiplerindeki küçük değişiklikleri değerlendirebilme açısından oldukça önemlidir.

Yarı otomatik teknik kullanılarak, BTA tetkikinde intrakranial anevrizmaların segmentasyonu yapılabilmektedir. BTA tetkiki ile saptanan anevrizmanın boyun, proksimal ve distal segmentleri belirlenerek bu noktalara yerleştirilen bir kürsör yardımı ile anevrizma sınırları çizilir. Daha sonra sınırları belirlenen anevrizmanın segmentasyonu bilgisayar tarafından otomatik olarak oluşturulur. Anevrizmanın iki veya üç boyutlu görüntüleri sanal olarak gösterilebilir. Anevrizma boyun genişliği ve uzunluğu, anevrizma hacmi ve kontur yapısı bu yöntem sayesinde kolaylıkla değerlendirilebilir (Resim 7).

SONUÇ

İleri BT görüntüleme yöntemleri hızlı, pratik ve güvenilir olması nedeni ile nöroradyolojik görüntülemede günlük uygulamalarda daha fazla yer almaktadır. Radyasyon dozlarının azalması ve kısa çekim süreleri ile özellikle inme gibi acil müdahale gerektiren durumlarda ilk başvurulan görüntüleme yöntemi haline gelmiştir. Geliştirilen görüntü işleme programlarının sunduğu yenilikler ile optimal değerlendirmeler çok kısa süreler içerisinde yapılabilmektedir. Bu teknoloji, doğru ve güvenilir tanıların konulması için yeni fırsatlar sunmaktadır.

Kaynaklar

[1]. Phan CM, Yoo AJ, Hirsch JA, Nogueira RG, Gupta R. Differentiation of hemorrhage from iodinated contrast in different intracranial compartments using dual-energy head CT. AJNR Am J Neuroradiol 2012; 33: 1088-94. [Crossref]

[2]. Tomandl BF, Klotz E, Handschu R, Stemper B, Reinhardt F, Huk WJ, et al. Comprehensive imaging of ischemic stroke with multisection CT. Radiographics 2003; 23: 565-92. [Crossref]

[3]. Dippel DW, Du Ry van Beest Holle M, van Kooten F, Koudstaal PJ. The validity and reliability of signs

of early infarction on CT in acute ischaemic stroke. Neuroradiology 2000; 42: 629-33. [Crossref]

[4]. de Lucas EM, Sanchez E, Gutierrez A, Mandly AG, Ruiz E, Florez AF, et al. CT protocol for acute stroke: Tips and tricks for general radiologists. Radiographics 2008; 28: 1673-87. [Crossref]

[5]. Hacke W, Albers G, Al-Rawi Y, Bogousslavsky J, Davalos A, Eliasziw M, et al. The desmoteplase in acute ischemic stroke trial (DIAS): A phase II MRI-based 9-hour window acute stroke thrombolysis trial with intravenous desmoteplase. Stroke 2005; 36: 66-73. [Crossref]

[6]. Hacke W, Donnan G, Fieschi C, Kaste M, von Kummer R, Broderick JP, et al. Association of outcome with early stroke treatment: Pooled analysis of ATLANTIS, ECASS, and NINDS rt-PA stroke trials. Lancet 2004; 363: 768-74. [Crossref]

[7]. Srinivasan A, Goyal M, Al Azri F, Lum C. State-of-the-art imaging of acute stroke. Radiographics 2006; 26 Suppl 1: S75-95. [Crossref]

[8]. Kanekar SG, Zacharia T, Roller R. Imaging of stroke: Part 2, pathophysiology at the molecular and cellular levels and corresponding imaging changes. AJR Am J Roentgenol 2012; 198: 63-74. [Crossref]

[9]. Gonzalez RG. Imaging-guided acute ischemic stroke therapy: From "time is brain" to "physiology is brain". AJNR Am J Neuroradiol 2006; 27: 728-735.

[10]. Albers GW, Marks MP, Kemp S, Christensen S, Tsai JP, Ortega-Gutierrez S, et al. Thrombectomy for stroke at 6 to 16 hours with selection by perfusion imaging. N Engl J Med 2018; 378: 708-18. [Crossref]

[11]. Sims JR, Gharai LR, Schaefer PW, Vangel M, Rosenthal ES, Lev MH, et al. ABC/2 for rapid clinical estimate of infarct, perfusion, and mismatch volumes. Neurology 2009; 72: 2104-10. [Crossref]

[12]. Nogueira RG, Jadhav AP, Haussen DC, Bonafe A, Budzik RF, Bhuva P, et al. Thrombectomy 6 to 24 hours after stroke with a mismatch between deficit and infarct. N Engl J Med 2018; 378: 11-21. [Crossref]

[13]. Wintermark M, Flanders AE, Velthuis B, Meuli R, van Leeuwen M, Goldsher D, et al. Perfusion-CT assessment of infarct core and penumbra: Receiver operating characteristic curve analysis in 130 patients suspected of acute hemispheric stroke. Stroke 2006; 37: 979-85. [Crossref]

[14]. Ezzeddine MA, Lev MH, McDonald CT, Rordorf G, Oliveira-Filho J, Aksoy FG, et al. CT angiography with whole brain perfused blood volume imaging: Added clinical value in the assessment of acute stroke. Stroke 2002; 33: 959-66. [Crossref]

[15]. Wardlaw JM, Seymour J, Cairns J, Keir S, Lewis S, Sandercock P. Immediate computed tomography scanning of acute stroke is cost-effective and improves quality of life. Stroke 2004; 35: 2477-83. [Crossref]

[16]. Mair G, Boyd EV, Chappell FM, von Kummer R, Lindley RI, Sandercock P, et al. Sensitivity and specificity of the hyperdense artery sign for arterial obstruction in acute ischemic stroke. Stroke 2015; 46: 102-7. [Crossref]

[17]. Barber PA, Demchuk AM, Zhang J, Buchan AM. Validity and reliability of a quantitative computed tomography score in predicting outcome of hyperacute stroke before thrombolytic therapy. Aspects study group. Alberta stroke programme early CT score. Lancet 2000; 355: 1670-4. [Crossref]

[18]. Powers WJ, Rabinstein AA, Ackerson T, Adeoye OM, Bambakidis NC, Becker K, et al. 2018 guidelines for the early management of patients with acute ischemic stroke: A guideline for healthcare professionals from the American Heart Association/American Stroke Association. Stroke 2018; 49: e46-110. [Crossref]

[19]. Kelly AG, Hellkamp AS, Olson D, Smith EE, Schwamm LH. Predictors of rapid brain imaging in acute stroke: Analysis of the get with the guidelines-stroke program. Stroke 2012; 43: 1279-84. [Crossref]

[20]. Perry JJ, Stiell IG, Sivilotti ML, Bullard MJ, Emond M, Symington C, et al. Sensitivity of computed tomography performed within six hours of onset of headache for diagnosis of subarachnoid haemorrhage: Prospective cohort study. BMJ 2011; 343: d4277. [Crossref]

[21]. Lee H, Yune S, Mansouri M, Kim M, Tajmir SH, Guerrier CE, et al. An explainable deep-learning algorithm for the detection of acute intracranial haemorrhage from small datasets. Nat Biomed Eng 2019; 3: 173-82. [Crossref]

[22]. Kamalian S, Kemmling A, Borgie RC, Morais LT, Payabvash S, Franceschi AM, et al. Admission insular infarction >25% is the strongest predictor of large mismatch loss in proximal middle cerebral artery stroke. Stroke 2013; 44: 3084-9. [Crossref]

[23]. Barber PA, Demchuk AM, Hudon ME, Pexman JH, Hill MD, Buchan AM. Hyperdense sylvian fissure MCA dot" sign: A CT marker of acute ischemia. Stroke 2001; 32: 84-8. [Crossref]

[24]. Dittrich R, Akdeniz S, Kloska SP, Fischer T, Ritter MA, Seidensticker P, et al. Low rate of contrast-induced nephropathy after CT perfusion and CT angiography in acute stroke patients. J Neurol 2007; 254: 1491-7. [Crossref]

[25]. Menon BK, d'Esterre CD, Qazi EM, Almekhlafi M, Hahn L, Demchuk AM, et al. Multiphase CT angiography: A new tool for the imaging triage of patients with acute ischemic stroke. Radiology 2015; 275: 510-20. [Crossref]

[26]. Yeo LL, Paliwal P, Teoh HL, Seet RC, Chan BP, Ting E, et al. Assessment of intracranial collaterals on CT angiography in anterior circulation acute ischemic stroke. AJNR Am J Neuroradiol 2015; 36: 289-94. [Crossref]

[27]. Maas MB, Lev MH, Ay H, Singhal AB, Greer DM, Smith WS, et al. Collateral vessels on CT angiograp-

hy predict outcome in acute ischemic stroke. Stroke 2009; 40: 3001-5. [Crossref]

[28]. Souza LC, Yoo AJ, Chaudhry ZA, Payabvash S, Kemmling A, Schaefer PW, et al. Malignant CTA collateral profile is highly specific for large admission DWI infarct core and poor outcome in acute stroke. AJNR Am J Neuroradiol 2012; 33: 1331-6. [Crossref]

[29]. Rocha M, Jovin TG. Fast versus slow progressors of infarct growth in large vessel occlusion stroke: Clinical and research implications. Stroke 2017; 48: 2621-7. [Crossref]

[30]. Goyal M, Menon BK, Almekhlafi MA, Demchuk A, Hill MD. The need for better data on patients with acute stroke who are not treated because of unfavorable imaging. AJNR Am J Neuroradiol 2017; 38: 424-5. [Crossref]

[31]. Kortman HG, Smit EJ, Oei MT, Manniesing R, Prokop M, Meijer FJ. 4D-CTA in neurovascular disease: A review. AJNR Am J Neuroradiol 2015; 36: 1026-33. [Crossref]

[32]. Saba L, Mallarini G. A comparison between NASCET and ECST methods in the study of carotids: Evaluation using multi-detector-row CT angiography. Eur J Radiol 2010; 76: 42-7. [Crossref]

[33]. Morhard D, Fink C, Graser A, Reiser MF, Becker C, Johnson TR. Cervical and cranial computed tomographic angiography with automated bone removal: Dual energy computed tomography versus standard computed tomography. Invest Radiol 2009; 44: 293-7. [Crossref]

[34]. Hoeffner EG, Case I, Jain R, Gujar SK, Shah GV, Deveikis JP, et al. Cerebral perfusion CT: Technique and clinical applications. Radiology 2004; 231: 632-44. [Crossref]

[35]. Wintermark M, Lau BC, Chien J, Arora S. The anterior cerebral artery is an appropriate arterial input function for perfusion-CT processing in patients with acute stroke. Neuroradiology 2008; 50: 227-36. [Crossref]

[36]. Eastwood JD, Lev MH, Provenzale JM. Perfusion CT with iodinated contrast material. AJR Am J Roentgenol 2003; 180: 3-12. [Crossref]

[37]. Wintermark M, Meuli R, Browaeys P, Reichhart M, Bogousslavsky J, Schnyder P, et al. Comparison of CT perfusion and angiography and MRI in selecting stroke patients for acute treatment. Neurology 2007; 68: 694-7. [Crossref]

[38]. Lev MH, Segal AZ, Farkas J, Hossain ST, Putman C, Hunter GJ, et al. Utility of perfusion-weighted CT imaging in acute middle cerebral artery stroke treated with intra-arterial thrombolysis: Prediction of final infarct volume and clinical outcome. Stroke 2001; 32: 2021-8. [Crossref]

[39]. Buerke B, Puesken M, Wittkamp G, Stehling C, Ditt H, Seidensticker P, et al. Bone subtraction CTA for transcranial arteries: Intra-individual comparison with standard CTA without bone subtraction and TOF-MRA. Clin Radiol 2010; 65: 440-6. [Crossref]

[40]. Rodriguez-Luna D, Rubiera M, Ribo M, Coscojuela P, Pineiro S, Pagola J, et al. Ultraearly hematoma growth predicts poor outcome after acute intracerebral hemorrhage. Neurology 2011; 77: 1599-1604. [Crossref]

[41]. Qureshi AI, Tuhrim S, Broderick JP, Batjer HH, Hondo H, Hanley DF. Spontaneous intracerebral hemorrhage. N Engl J Med 2001; 344: 1450-60. [Crossref]

[42]. Demchuk AM, Dowlatshahi D, Rodriguez-Luna D, Molina CA, Blas YS, Dzialowski I, et al. Prediction of haematoma growth and outcome in patients with intracerebral haemorrhage using the CT-angiography spot sign (predict): A prospective observational study. Lancet Neurol 2012; 11: 307-14. [Crossref]

[43]. Kosior JC, Idris S, Dowlatshahi D, Alzawahmah M, Eesa M, Sharma P, et al. Quantomo: Validation of a computer-assisted methodology for the volumetric analysis of intracerebral haemorrhage. Int J Stroke 2011; 6: 302-5. [Crossref]

[44]. Keedy A. An overview of intracranial aneurysms. Mcgill J Med 2006; 9: 141-6.

[45]. Brisman JL, Song JK, Newell DW. Cerebral aneurysms. N Engl J Med 2006; 355: 928-39. [Crossref]

[46]. Hoh BL, Cheung AC, Rabinov JD, Pryor JC, Carter BS, Ogilvy CS. Results of a prospective protocol of computed tomographic angiography in place of catheter angiography as the only diagnostic and pretreatment planning study for cerebral aneurysms by a combined neurovascular team. Neurosurgery 2004; 54: 1329-40; discussion 1340-1322. [Crossref]

Nöroradyolojide İleri BT Teknikleri ve Protokolleri

Serdar Arslan, Osman Kızılkılıç

Sayfa 67
Artık birçok inme merkezinde infarkt alanını saptamak, vasküler oklüzyonu göstermek, kurtarılabilir doku ve kollateral dolaşımı değerlendirmek amacı ile kontrastsız BT, BT anjiyografi (BTA) ve BTP gibi multimodaliter bir yaklaşım kullanılmaktadır

Sayfa 69
DAWN ve DEFUSE 3 çalışmalarına göre, inme başlangıcından 24 saat sonrasına kadar endovasküler trombektominin etkinliğini açısından intrakranial büyük damar oklüzyonlarının hızlı ve doğru bir şekilde gösterilmesi için BTA tetkikinin kullanılması standart bir görüntüleme yöntemi haline gelmiştir.

Sayfa 73
BTP haritalarında tahmini infarkt alanı CBF eşik değerinin %30'dan daha az olduğu alanları temsil etmektedir. Penumbra ise Tmax eşik değerinin 6 saniyeden daha uzun olduğu alanları göstermektedir.

Sayfa 74
Anterior dolaşımda büyük damar oklüzyonu olan 6-24 saat süresi içerisindeki inme hastalarında, mekanik trombektomi için hasta seçiminde BTP, difüzyon ağırlıklı MR ve MR perfüzyon tetkiklerinin karar vermede başvurulması gereken görüntüleme yöntemleri olduğu vurgulanmaktadır.

Sayfa 74
Hematomun zamanla büyümesi hasta kliniğinin kötü sonuçlanacağını göstermekte olup bu nedenle hematom hacim takibinin doğru ve düzenli yapılması hayati önem taşımaktadır.

Nöroradyolojide İleri BT Teknikleri ve Protokolleri

Serdar Arslan, Osman Kızılkılıç

1. Aşağıdaki görüntüleme yöntemlerinden hangisi hızlı inme protokolleri arasında yer almaz?
   a. Kontrastsız bilgisayarlı tomografi
   b. Bilgisayarlı tomografi anjiyografi-arteriel faz
   c. Bilgisayarlı tomografi anjiyografi-geç arteriel faz
   d. Bilgisayarlı tomografi anjiyografi-venöz faz
   e. Bilgisayarlı tomografi perfüzyon

2. Aşağıdakilerden hangisi Jena Üniversitesi'nin kullanmış olduğu "büyük beşli" adı verilen inme protokolünde yer almaz?
   a. Kontrastsız beyin bilgisayarlı tomografi
   b. Boyun ve beyin bilgisayarlı tomografi anjiyografi
   c. Kardiyak bilgisayarlı tomografi anjiyografi
   d. Renal arter bilgisayarlı tomografi anjiyografi
   e. Bilgisayarlı tomografi perfüzyon

3. Aşağıdakilerden hangisi DAWN ve DEFUSE 3 çalışmalarına göre inme hastalarında ilk 24 saat içerisinde büyük damar oklüzyonlarının hızlı ve doğru bir şekilde gösterilmesi için gerekli görüntüleme yöntemdir?
   a. Bilgisayarlı tomografi perfüzyon
   b. Manyetik rezonans perfüzyon
   c. Manyetik rezonans anjiyografi
   d. Bilgisayarlı tomografi anjiyografi
   e. Difüzyon ağırlıklı görüntüleme

4. Aşağıdakilerden hangisi bilgisayarlı tomografi perfüzyon haritalarında infarkt alanını saptamada kullanılan parametredir?
   a. Serebral kan hacmi (CBV)
   b. Serebral kan akımı (CBF)
   c. Maksimum kontrastlanma zamanı (Tmax)
   d. Ortalama geçiş zamanı (MTT)
   e. Hepsi

5. İleri bilgisayarlı tomografi görüntüleme yöntemleri ile ilgili olarak aşağıdaki ifadelerden hangisi yanlıştır?
   a. Kontrastsız bilgisayarlı tomografi intravenöz tPA uygulanacak hastalarda kanama ve geniş infarkt alanını tespit etmek için hızlı bir görüntüleme yöntemidir.
   b. Geç faz BTA görüntülerinde kontrast maddenin risk altındaki orta serebral arter sulama alanındaki vaskülerin yapıların %50'sinden fazlasına ulaşamamasına malign kollateral dolaşım denir.
   c. Kemik çıkarma işlemi ile kafa tabanı ve servikal transvers foraminalar gibi görüntülemeyi zorlaştıran kemik yapılar ortadan kaldırabilir.
   d. İntraserebral hematomu olan hastalarda hasta prognozunun tahmin edilmesinde en güvenilir görüntüleme metodu hematom volumunun hesaplanmasıdır.
   e. Anevrizma lokalizasyonu, hacmi ve şeklinin doğru bir şekilde tespit edilmesinin tedavi öncesi planlamada yeri yoktur.

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

TRD 1924 TÜRK RADYOLOJİ DERNEĞİ

TÜRK RADYOLOJİ SEMİNERLERİ

Trd Sem 2020; 8: 80-95

BT Anjiyografi Teknikleri ve Protokolleri

Serkan Arıbal, Hakan Önder

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Temel BTA teknikleri
- Kontrast madde uygulamaları
- Tarama hızını belirleyen faktörler
- Çift tüp teknolojisi
- Görüntü işleme prensipleri

Arıbal S, Önder H. BT Anjiyografi Teknikleri ve Protokolleri. Trd Sem 2020; 8: 80-95.

GİRİŞ

Tanım olarak anjiyografi; vücutta kan dolaşımının olduğu tüm damar ve boşlukların (atar damarlar, toplar damarlar, kalp boşlukları, beyin dural sinüsleri gibi) görüntüleme yapılacak cihaz ya da sistemde fark edilebilecek bir madde (kontrast madde) marifetiyle görüntülenmesidir. Tarihsel gelişim sürecinde konvansiyonel anjiyografi yöntemleri ile başlayan damar görüntüleme serüveni günümüzde gerek cihaz gerekse görüntüleme teknolojisindeki gelişmelere paralel olarak daha net bir şekilde, çok daha kısa sürede, çok daha az hasta dozları ile ek bilgileri de sağlayacak şekilde yapılabilmektedir.

Bilgisayarlı Tomografi Anjiyografi (BTA), Spiral Bilgisayarlı Tomografinin (BT) 1990'lı yılların başında klinik kullanıma girmesinden kısa bir süre sonra damar görüntüleme alanındaki yerini almıştır. 2000'li yılların başından günümüze ise; BTA, BT teknolojilerindeki gelişmelere paralel olarak oldukça başarılı ve etkileyici görüntülerin elde edilmesiyle vasküler görüntülemenin tartışmasız altın standart tetkiki olan konvansiyonel anjiyografinin yerini almaya başlamıştır [1]. Bu yazıda temel BTA teknikleri ve güncel gelişmeler ışığında ileri BTA uygulamaları detaylı olarak anlatılmaktadır.

TEMEL PRENSİPLER

Spiral BT'nin kullanıma girmesi ile BTA için teknolojik gelişmelere açılan kapı ile iki boyutlu (2D) görüntüleme modelinden üç boyutlu (3D) görüntüleme modeline geçiş sağlanmış oldu [2, 3]. Gantrinin slip ring teknolojisi sayesinde, hasta masasının devamlı hareketi ile çekim süreleri birkaç dakikadan saniyeler düzeyine kadar indi. Böylece arterial faza ait görüntüler görüntülenebilir hale geldi. Her ne kadar zaman içerisinde gelişen görüntü işleme teknikleri ile tanısal ve görsel kalitesi yüksek görüntüler elde edilse de modern BTA'nın tekniği şu 3 temel prensibe dayanır.

EĞİTİCİ NOKTA

S.B.Ü Okmeydanı Sağlık Uygulama Araştırma Merkezi, İstanbul, Türkiye

✉ Serkan Arıbal • serkanaribal@gmail.com

© 2020 Türk Radyoloji Derneği.
Tüm hakları saklıdır.

doi: 10.5152/trs.2020.853
turkradyolojiseminerleri.org

1. Uzaysal çözünürlük (Hızlı yüksek çözünürlüklü hacimsel data alımı)
2. Tarama hızı (2D, 3D ve 4D imaj işlenmesi)
3. Güçlü kontrast madde parlaklaşma düzeyi

Uzaysal çözünürlük, BT sisteminin gösterebileceği en küçük yüksek kontrastlı objenin ölçütüdür. Rekonstrüksiyon ve dedektör kolimasyonu ilgili bir kavramdır [4]. Kesit kalınlığı azaldıkça uzaysal çözünürlük artar ancak gürültüde de artış olur. Tek kesitli sistemlerde önemli kısıtlamalardan biri z-aksındaki rezolüsyondur. Çok kesitli sistemlerde artan gantri rotasyon hızı ve çok-sıralı dedektörler tek nefes tutma ile daha hızlı taramaya imkan tanıyarak uzun mesafelerin 0,5-2,5 mm gibi ince kesitlerle taranabilmesini sağlamış ve bu kısıtlamayı ortadan kaldırmıştır. Voksel boyutlarının izotropik olması (x, y ve z eksenlerinde eşit olması) ayrıca her planda aksiyel imajlarla eşit kalitede görüntü elde edilmesini sağlamış ve 3-boyutlu rekonstrüksiyonların kaliteli bir şekilde yapılabilmesine imkan tanımıştır.

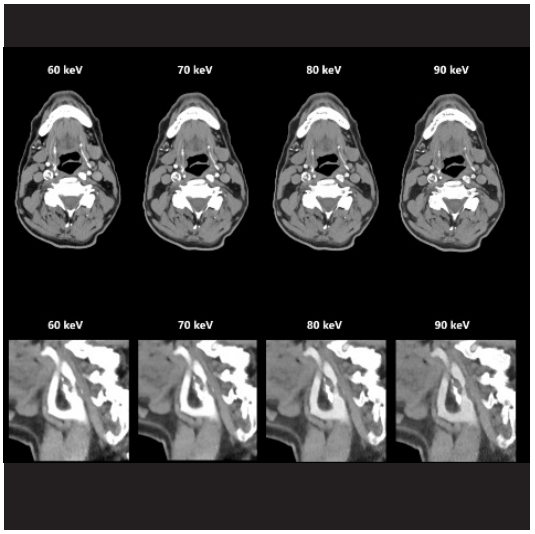
Tarama hızını belirleyen faktörlerden ilki gantri rotasyon hızıdır. Çok kesitli sistemlerde gantri rotasyon hızındaki belirgin artış ile birlikte zamansal çözünürlüğün artması sağlanmıştır. Modern cihazlarda gantri rotasyon hızı 280-350 milisaniye olup bu, bir volüm datanın (64-kesitli sistemler için 3-4 cm) 1 sn'den daha kısa sürede elde edilmesi anlamına gelir. Aynı anda hem iki radyasyon kaynağından data elde edildiği ve hem de her bir tüpün dönüşünün yarısında data elde edileceği için "Çift kaynak" BT'de zamansal çözünürlük gantri rotasyon zamanının dörtte birine eşit olacaktır (82,5 milisaniye) [5]. "Çift kaynak" BT sistemleri zamansal çözünürlüğün en yüksek olduğu sistemlerdir.

Masa hareketi tarama hızını belirleyen bir diğer faktördür. BTA'da çoğunlukla sürekli gantri rotasyonu ve masa hareketinin bulunduğu helikal veya spiral yöntemle çekim yapılır [6]. Helikalpitch (masa hareketi/kesit kalınlığı) masa hızını belirler. Helikal pitch ne kadar yüksek ise masa hızı da o kadar yüksek olacaktır. Eski model BT'lerde pitch'in yüksek tutulması efektif kesit kalınlığını artırarak imaj kalitesinde düşmeye ve artefaktlara yol açmaktaydı, ancak günümüz teknolojisinde birçok firma pitch'i uzaysal çözünürlükten bağımsız hale getirmiş ve böylece bu problemlerin üstesinden gelinmiştir [7]. Tek kesitli sistemlerde maksimum pitch 2'dir. Rutinde EKG tetiklemeli olmayan BTA uygulamalarında pitch 1,4-1,5'dir. Çift tüplü sistemlerde pitch değeri 3-3,4'e kadar çıkabilmektedir [7]. Pitch manual olarak belirlenebildiği gibi kalp hızına göre adaptif-pitch değerlerinin belirlendiği yazılım algoritmaları da mevcuttur. Masa hızını ve Helikal pitch'i kontrast maddenin hedef vasküler yataktan ilk geçişi sırasında görüntü alacak şekilde ayarlamak gerekmektedir. Eğer masa hızı ve helikal pitch çok yüksek olursa cihazın kontrast maddeden önce hedef vasküler bölgeye ulaşma riski mevcuttur.

Lümen kontrast madde parlaklaşma düzeyi görüntü kalitesini etkileyen üçüncü parametredir. Kontrast madde parlaklaşma ya da diğer bir ifadeyle enhansman düzeyi kontrast rezolüsyonun belirleyicisi olup tüp voltajı (keV) ve iyot atenuasyon düzeyine bağlıdır. Çok kesitli BT cihazlarında değişik değerlerde voltaj opsiyonları vardır: 80, 100, 120, 140 keV gibi. Voltaj düşünce iyodun atenuasyonu artar. Verilen örnekler içerisinde 80 kVp bu etkinin maksimum olduğu değerdir. Voltaj düşünce gürültü de artar. Gürültüyü azaltmak için ekspojur süresi (sn) ve tüp akımı (mA) değiştirilebilir. mAs (tüp akımı x ekspojur süresi) artınca gürültü azalmaktadır. Birçok cihazda otomatik tüp akım modülasyon sistemiyle hastaya göre mAs otomatik olarak belirlenmektedir, ancak bu sistem devre dışı bırakılarak gerekli durumlarda mAs manual olarak da belirlenebilir (Resim 1) [7].

Tek kesitli BT ile anjiyografi uygulamalarında kural, cihazı maksimum kapasitede kullanmaktır. En ince kesit kalınlığını seçmek ve en hızlı şekilde tarama yapmak gerekir. Ancak günümüz teknolojisinde bu kural geçerliliğini kaybetmiştir. Tarama hızının çok artarak 10 saniyenin altına inmesi kontrast madde enjeksiyonunun önemini daha kritik bir duruma getirmiştir. Hızlı cihazlarda dedektörün verilen kontrast maddenin önünde giderek henüz hedef vasküler yatağın opasifikasyonu sağlanmadan görüntü alması ortaya çıkması olası problem-

EĞİTİCİ NOKTA



Resim 1. Farklı keV değerlerinde elde olunan karotis BTA incelemesi. En belirgin lümen parlaklığının en düşük keV (60 keV) değerinde olduğu açıkca görülmektedir. ICA düzeyindeki stenotik plağın kalsifik komponentinin en net olarak değerlendirilebildiği görüntünün ise en yüksek keV (90 keV) ile elde edilen görüntü olduğuna dikkat ediniz.

lerden biridir. Bu yüzden çekim protokolleri belirlenirken cihazı yavaşlatmak için gantri rotasyon zamanını uzun seçmek, pitchi düşürmek, masa hızını azaltmak gibi müdahaleler yapılması gerekmektedir. Kesit kalınlığı incelenen anatomik bölgedeki vasküler yapıların genişliğine göre belirlenmelidir. Bütün vasküler yataklarda en ince kesit kalınlığını seçmek şart değildir. Örneğin Aorta değerlendirmelerinde 1 mm'den küçük kesit kalınlığı kullanmak gerekli değildir.

Tarama yönü BTA protokolünde belirlenecek bir parametredir. Kranio-kaudal, ya da kaudo-kranial olarak seçim yapılır. Kan akım yönünde tarama yapılması anjiyografide temel prensiptir. Eğer kan akım yönüne ters yönde tarama yapılırsa damarın farklı segmentlerinde lüminal parlaklaşma düzeyinde değişkenliğe yol açabilir [8].

Kaç faz inceleme yapılacağına karar verilmesi protokol belirlenmesinde önemlidir. Kontrast öncesi, anjiografi fazı ve geç faz olmak üzere 3 fazda inceleme yapılabilir. Kontrastsız yapılan inceleme bir sonraki fazda yapılacak anjiyografiye dahil edilecek bölgenin daha iyi belirlenmesini sağlar. Kontrastsız yapılan inceleme gerek mural gerekse çevre dokulardaki hematomun tespitinde ve kalsifikasyonların haritalanmasında da faydalıdır. Ancak alınan radyasyon dozunu artırdığı için tüm hastalarda rutin olarak alınmamalı sadece gerekli durumlarda alınmalıdır. Aktif hemoraji şüphesi varlığında geç faz incelemeler yararlıdır. Arterial kanama aralıklı olduğu için anjiyografi fazında ekstravazasyon görüntülenemeyebilir. Bu yüzden geç faz görüntüler mutlaka alınmalıdır (Resim 2) [7, 8].

BTA DATA ALIMI PRENSİPLERİ

Tek dedektör sistemlerde yapılan BTA'larda kısa sürede yüksek çözünürlüklü data almak oldukça zor hatta imkansızdı. Özellikle büyük ve uzun damar segmentlerinin incelenmesinde, uzaysal çözünürlükten ödün verip çekim süresini kısaltmak gerekmekteydi. Çok kesitli BT'lerin (ÇKBT) klinik kullanıma girmesiyle bu zorluklar büyük oranda aşıldı. Modern ÇKBT'ler tek nefes tutma ile submilimetrik izotropik 3D dataları elde edebilmektedir. Bununla birlikte, büyük anevrizmalarda veya periferik arter hastalarında çekim zamanını bir miktar uzatarak hastalıklı arterlerin kontrast madde ile iyice dolmasını beklemek gerekir [9].

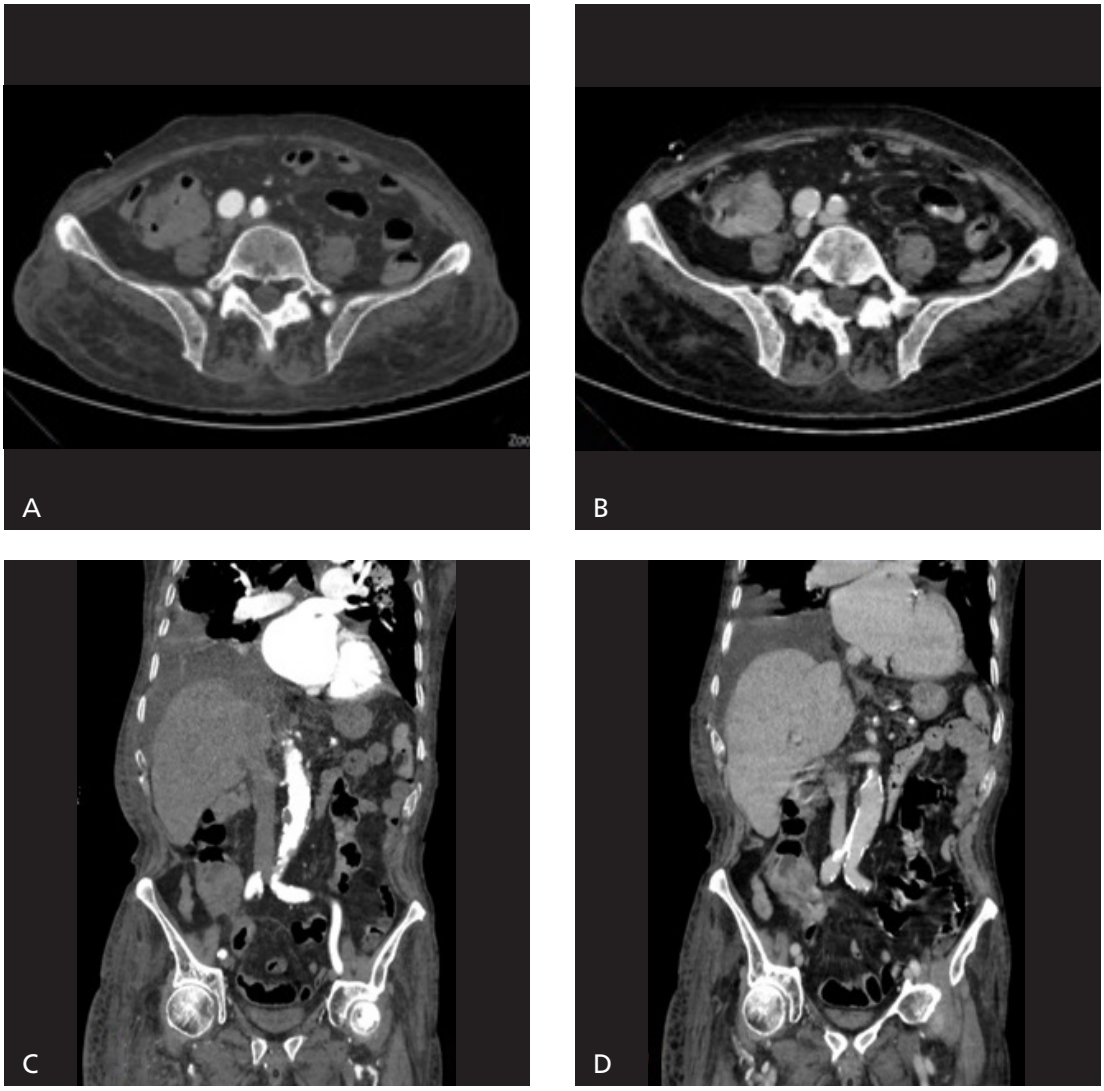
İzotropik submilimetrik datalar ince kesit BT ile rutin olarak alınabilse de, X-Y planında uzaysal çözünürlük geliştirmeleri yapmak gerekmektedir. BT'lerde uzaysal rezolüsyonu sağlamadaki doğal fiziksel kısıtlamalar, fokal spotun boyutu ile dedektörün boyutudur. Bu yüzden uzaysal rezolüsyon x-ışını tüpü ve dedektör teknolojisi ile ilişkilidir.

BTA İÇİN KONTRAST MADDE KULLANIMININ PRENSİPLERİ

X-ışını temelli anjiyografi incelemelerinde damar ile komşu yumuşak dokular arasında doğal bir kontrast olmadığı için intravasküler kontrast madde kullanılarak bu fark oluşturulur. İyodun X-ışınlarını absorbe etme özelliğinden faydalanılır ve triiyodobenzenin suda çözünen bileşikleri intravasküler kontrast madde olarak

EĞİTİCİ NOKTA

EĞİTİCİ NOKTA



Resim 2. A-D. Taze rektal kanama bulgusu ile refere edilen 88 yaşında erkek hastaya, olası kanama odağının tespiti ve endovasküler olarak embolizasyon tedavisi planlanması amacı ile yapılan BTA tetkiki. (A) Aksiyel ve (C) koronal MPR arteryel faz görüntülerinde net olarak izlenmeyen alanda (çekim düzeyinde tanı alan kitle), (B) aksiyel ve (D) koronal MPR geç venöz faz görüntülerde gerek kitle düzeyinde artmış kanlanma gerekse lümen içerisinde silik kontrast madde bulaşı ile olası kanama odağının tespiti.

kullanılır [10, 11]. Kontrast madde enjeksiyon protokolü optimal kontrast rezolüsyonunun sağlanmasında belirleyici rol oynar.

BT data alımını, güçlü arterial boyanma ile senkronize etmek için temel erken arterial kontrastlanma dinamiklerini iyi anlamak ve uygulamak önemlidir. BTA aplikasyonları ve yeni BT teknolojileri için kontrast enjeksiyon protokollerinin oluşturulması ve optimizasyonu yapılırken, fizyolojik dolaşım sınırlılıklarını hesaba katmak gerekmektedir. Arterial kontrastlanmanın anlaşılması için en önemli konsept, kontrast madde enjeksiyonunu kontrast volümü ve enjeksiyon oranı (mL/sn) olarak değil de, enjeksiyon oranı x enjeksiyon süresi (sn) olarak düşünmektir.

Örneğin:

Enjeksiyon A: 120 mL kontrast 6 mL/sn yerine, 6 mL/sn kontrast 20 sn'de enjekte edildi diye düşünün.

Enjeksiyon B: 40 mL kontrast 4 mL/sn enjekte edildi yerine, 4 mL/sn 10 sn'de enjekte edildi diye düşünün.

Bu konsept anlamlıdır çünkü, bu iki enjeksiyon boyutu (mL/sn ve sn) kabaca kontrastlanmanın gücü ve yeterli kontrastlanma için beklenen süreye kabaca tekabül etmektedir. Enjeksiyon A örneğinde, 20 sn boyunca güçlü kontrastlanma oluşur. 20. sn sonuna doğru kontrastlanma daha parlak olarak görülür. Böylece daha düşük özellikli sistemlerde bile 20. sn'de torakoabdominal BTA görüntüsü elde edilebilir.

Enjeksiyon B ile de güçlü kontrastlanma sağlanmaktadır. Fakat bu optimal kontrastlanma süresi en uzun 10 sn'dir. Böyle bir teknik ile sadece daha küçük bir anatomik bölge ya da yalnızca yüksek hızlı sistemler ile büyük bir anatomik bölge taraması yapılabilir.

TEMEL KONTRAST ENJEKSİYON PROTOKOLÜ

Tek bir doğru protokol yoktur. Her merkez; arter kontrastlanma fizyolojisi, makina kapasitesini ve beklediği patolojileri entegre ederek kolay ve pratik bir protokol oluşturabilir.

EĞİTİCİ NOKTA

Çekim süresi: 10 sn

Enjeksiyon süresi: 18 sn

Enjeksiyon oranı: Kilo hesabıyla (5mL/sn, ortalama 75 kg hasta için: 90mL)

Çekim zamanlaması: Otomatik bolus tetikleyicisi kontrastın ulaştığını gördükten 8sn sonra

10 sn'lik bir çekim süresi yeni sistem cihazlar için uzun kalabilir. Fakat tek temel protokol, 10 sn'de sabitlenmiş olarak, protokolleri basitleştirir ve çeşitli anatomik bölgelerin çeşitli pitch değerleri ile görüntülenmesinde de kullanılabilir. Yavaş çekim süresi ayrıca miliamper limitlerinin altında kalmayı sağlayarak obez hastalarda kullanılmak üzere güç rezervleri yaratacaktır. Enjeksiyon süresinin normal çekim süresinden daha uzun olmasının sebebi, kontrastın bolus tetikleyicisine ulaşması için gereken ekstra 8 sn'lik sürenin hesaba katılmasıdır. Böylece incelenen arterial alanın görüntülenebilecek en iyi düzeydeki kontrast miktarı ile dolması sağlanmış olur. Enjeksiyon oranı kiloya göre hesap yapılıp öyle belirlenmelidir (örneğin mL/kg şeklinde).

Arterial Opasifikasyonu Etkileyen Faktörler

Hedef damardan birim zamanda geçen iyod miktarı (gr I/sn): Bu miktar arttıkça arterial boyanma şiddeti de artar. Kontrast maddenin iyod konsantrasyonunun arttırılması ve/veya enjeksiyon hızının (mL/sn) artırılması ile birim zamanda geçen iyod miktarı artırılabilmektedir. Enjeksiyon hızında çıkılabilecek düzeyin pratik ve fizyolojik limitasyonları vardır. Fizyolojik limitasyonda , ≥8 mL/sn hızlarda verilen kontrast madde sağ kalbe ulaşmadan periferik venlerde göllenir ve vena kava inferiora reflü olur [12]. Bu yüzden 7 cc/sn'den daha yüksek bir hızda kontrast maddenin arterial parlaklaşmayı artırmak için verilmesi uygun değildir. Kardiyak outputun düşük olduğu durumlarda ve ciddi sağ kalp yetmezliği olanlarda rutin enjeksiyon hızlarında bile bu durum izlenebilmektedir.

Enjeksiyon süresi: Kardiyak outputu normal olan bireylerde kontrast madde enjeksiyonunun bitiminden kısa bir süre sonra pik parlaklaşma seviyesine ulaşılır. Enjeksiyon süresi uzadıkça arterial parlaklaşmada sürekli bir artış olur ve kısa enjeksiyon sürelerine göre daha iyi arterial kontrastlanma sağlanır. IV kontrast madde verilmesini takiben damardan ilk geçişi esnasında bir parlaklaşma ortaya çıkar (ilk geçiş etkisi) ve hemen kaybolmaz. Beyin ve böbrekler gibi yüksek perfüzyonlu organlardan opasifiye kanın kalbe geri dönmesi ve tekrar sistemik dolaşıma geçmesi nedeniyle ilk geçişteki piki takiben azalmakla birlikte devam eder, bu etki redistrübisyon etkisidir. Kontrast madde verilme süresi uzadıkça parlaklaşma düzeyinde plato oluşmaz ve pik parlaklaşma sürekli artar, çünkü bir önce verilen kontrast maddenin redistrübisyon etkisiyle arkasından gelenin ilk geçiş etkisi üst üste biner [13]. Vasküler yatakta yeterli düzeyde opasifikasyon oluşturabilmek için enjeksiyon süresinin en az 10 sn olması gerekir. Bu bilgiler ışığında hızlı tarama yapabilen cihazlarda kontrast madde enjeksiyon

protokolü belirlemenin daha da fazla önem kazandığı ve küçük hataların daha sıkıntılı sonuçlar doğurabileceği söylenebilir. Sanılanın aksine hızlı tarama eşittir iyi arterial opasifikasyon değildir. Tarama hızındaki artışa bağlı olarak enjeksiyon sürelerinin kısalması yeterli opasifikasyonun sağlanmasını zorlaştırmaktadır. Bu nedenle değişik enjeksiyon stratejileri geliştirilmesi zorunluluğu doğmuştur.

Hastaya bağlı faktörler: Aynı enjeksiyon protokolü uygulansa da arterial opasifikasyon bireyler arasında, aynı bireyde farklı vasküler yataklarda hatta aynı vasküler yatakta proksimal ve distalde değişkenlik gösterecektir. Arterial parlaklaşma düzeyini etkileyen ve bireyler arası farkı yaratan en önemli fizyolojik parametre kardiyak outputtur (KO). Daha az oranda da santral kan volümü etkili olmaktadır. Her iki parametre de vücut ağırlığıyla korelasyon göstermektedir. Parlaklaşma şiddetiyle vücut ağırlığı arasında neredeyse birebir ters orantı mevcuttur [14, 15]. Vücut ağırlığı arttıkça artan kan volümüne sekonder kontrast madde daha fazla dilüe olacaktır. Kontrast madde dozu sabitken vücut ağırlığıyla doğru orantılı olarak arterial parlaklaşma düzeyi düşer. KO, kontrastlanmanın düzeyi yanında zamanlaması üzerinde de etkilidir. KO arttıkça dolaşım hızı artacağı için pik arterial parlaklaşmaya ulaşma zamanı kısalır. Ancak hedef bölgeden daha hızlı uzaklaştırılacağı için pik parlaklaşma daha kısa sürer. KO'nun düşük olduğu durumlarda daha geç pik yapan, daha güçlü ve daha uzun süren parlaklaşma meydana gelir. Bireyler arası bu farkı minimalize edebilmek için kontrast madde enjeksiyon protokolünü vücut ağırlığına göre ayarlamak yararlıdır. Kilodaki artışa paralel olarak kontrast madde enjeksiyon hızını (dolayısıyla total volümü) ve/veya iyod konsantrasyonunu artırmak gerekmektedir. Kontrast maddenin IV enjeksiyonunu takiben hedef vasküler yapıya ulaşması için gereken süre kontrast madde geçiş zamanı (tKMG) ile ifade edilir [10]. tKMG'de bireyler arasında farklılık göstermektedir. Bu farkı yaratan en önemli faktör kardiyak outputtur. IV kontrast maddenin verilmeye başlandığı andan itibaren çekimin başlatılmasına kadar geçen süre ise gecikme zamanı olarak ifade edilir. BTA incelemelerinde amaç veri elde etme anını hedef vasküler yatakta parlaklaşmanın en yüksek olduğu anla senkronize etmektir ki bunun yolu gecikme zamanının doğru belirlenmesinden geçer. BTA'da ampirik gecikme zamanı (her hastada önceden belirlenmiş sabit gecikme zamanı) kullanılamaz. Kontrast maddenin transit zamanının belirlenmesi ve gecikme zamanının bireyselleştirilmesi gerekir. Kontrast madde transit zamanı iki farklı yöntemle belirlenebilir: Test bolus yöntemi ve otomatik bolus izlem (bolustracking) yöntemi [4, 7]. Her iki yöntemde de 80 kVp ve mümkün olan en düşük tüp akımıyla 10 mm kesit kalınlığında masa hareketi olmadan dinamik BT çekimi yapılır. İncelenecek vasküler yatağa göre referans bir damar belirlenerek bu düzeyden görüntü elde edilir. Referans damar koroner arterlere yönelik inceleme yapılacaksa asendan aorta; pulmoner arter incelemelerinde ana pulmoner arter veya sağ ventrikül; boyun BTA'da arkus aorta olabilir. Test bolus yönteminde 10-15 mL kontrast madde (BTA'da kullanılacak enjeksiyon protokolüyle) verilerek, referans damar düzeyinde 2 saniyelik intervallerle sekansiyel dinamik tarama yapılır. Referans damara yerleştirilen ROI (region of interest) ile seri halinde atenuasyon ölçümleri yapılarak kontrast madde-zaman ilişkisini gösteren bir grafik çizdirilir. Bu grafikten arterial parlaklaşmanın pik düzeye ulaşması için gerekli olan süre tespit edilir ve takiben gerçekleştirilen BTA çekiminde gecikme zamanını belirlemek için bu süre kullanılır. Otomatik bolus izlemde ise yine benzer şekilde referans damar düzeyinden kontrastsız bir kesit alınarak ROI yerleştirilir. Ulaşılması istenen eşik dansite değeri (100-180 HU) HU cinsinden belirlenir. 3-4 sn intervallerle referans damar düzeyinden sekansiyel görüntüler alınır. ROI'de daha önceden belirlenen eşik dansite değerine ulaşılınca çekim otomatik olarak başlar. Her iki yöntemin de en önemli dezavantajı tanısal amaçlı kullanılmayacak, sadece kontrast transit zamanını belirlemek için, görüntüler alınması, dolayısıyla hastaya ek bir radyasyon verilmesidir. Test bolus yönteminde bir diğer dezavantaj, yine sadece kontrast madde transit

zamanını belirlemek için fazladan 10-15 mL kontrast madde verilmesidir. Otomatik bolus izlemde referans damarda görüntü elde etmek için imaj rekonstrüksiyonu, eşik dansite değerine ulaştıktan sonra çekimin başlayabilmesi için cihazın başlangıç noktasına ilerlemesi ve nefes komutu için ek bir süre geçmektedir. Bu süre cihazdan cihaza değişmekte olup 2-10 sn arasındadır. Bolus izlem yöntemiyle gecikme zamanı belirlenirken bu 2-10 sn'lik kaybın göz önünde bulundurulması gerekmektedir.

SALİN İNFÜZYONU

Kontrast madde verilmesinden hemen sonra serum fizyolojik (SF) uygulaması yapılmalıdır. Verilen SF, kontrast maddenin periferik venler, otomatik enjektör boruları gibi ölü boşluklarda kalan kısmını iterek santral dolaşıma karışmasını sağlar. Böylece kontrast madde daha efektif kullanılmış olur. Torasik incelemelerde, vena kava süperior ve brakiosefalik vende kalan ve çizgilenme artefaktı yaparak arkus aortanın değerlendirilmesine engel oluşturan kontrast maddeyi temizlemesibir diğer avantajıdır. Özellikle az miktarda kontrast madde kullanılması durumunda arkasından SF verilmesi önemlidir. SF'nin miktarı otomatik enjektör tüpü ve periferik venlerin volümüne bağlıdır. Periferal venöz kan volümü hastaya göre değişir, ancak ölü boşluğun total volümü genellikle 12-20 mL arasındadır. Bu yüzden 20-30 mL'den fazla SF verilmesi anlamlı değildir [7, 11, 16].

GÖRÜNTÜ İŞLEME (POSTPROCESSING) PRENSİPLERİ

Elde edilen ilk ham veri olan aksiyel BTA görüntülerini değerlendirmek çoğu zaman ne efektif ne de kullanışlıdır. Vasküler anatomi ve patolojinin daha net ve etkili görüntülenebilmesi için; MIP (Maximum Intensity Projection) ya da 3D-VR (volume rendering) görüntüleriyle gerçekleştirilen anjiyografi benzeri tekniklerin kullanılması gerekmektedir. Ayrıca, çeşitli 2D ve 3D görüntü işleme teknikleri, MPR (multiplannar reformatted) görüntüler, kardiyak gated gerçek zamanlı 4D görüntüler gibi birtakım ileri BT görüntü işleme teknikleri de vasküler yapıların değerlendirilmesinde kullanılabilir (Resim 3, 4) [17].

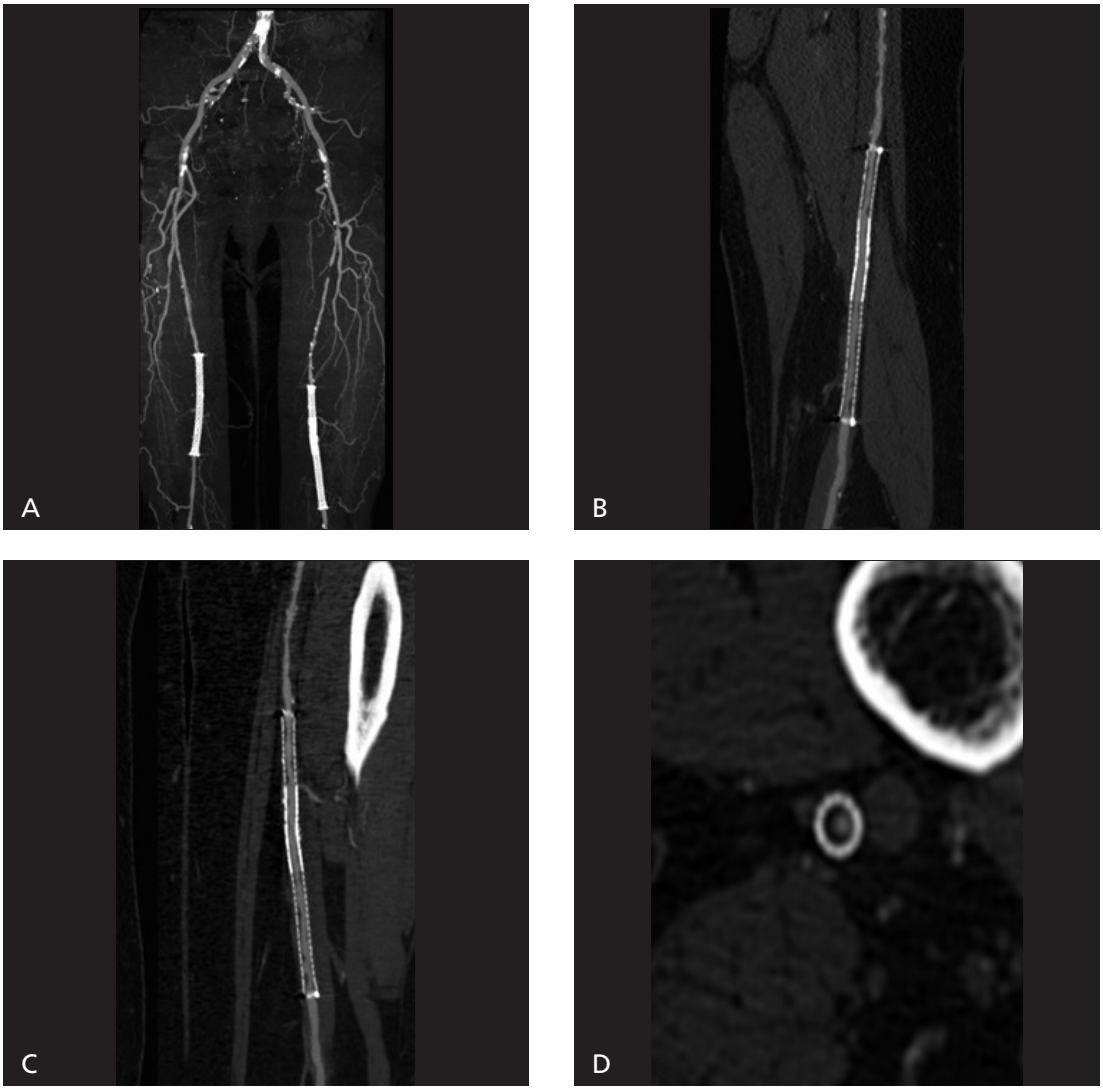
BTA datalarının gerçek zamanlı interaktif değerlendirilmesine olanak veren güçlü 3D iş istasyonları (work station), normal ve anormal vasküler yapılara ait anatomi ve patolojinin değerlendirilmesinin yanı sıra, bu görüntülerin iletilmesi, depolanması ve gerektiğinde dökümantasyonu içinde oldukça gereklidir. BTA tekniklerinin optimize edilmesi görüntü kalitesini ve rekonstrükte görüntülerinin kalitesini arttırmakla birlikte bunların etkisiyle, değerlendirme için kullanılacak post-process tekniklerinin kalitesini de arttıracaktır.

BTA TEKNİK GÜNCELLEME

10 yıldan uzun süredir var olan 64-dedektörlü BT sistemlerinin geniş kullanımıyla BTA; oturmuş ve sağlam bir non-invaziv kardiyovasküler görüntüleme tekniği olmuştur. BTA ve MRA, tanısal anlamda tüm alanlarda konvansiyonel anjiografinin yerini almıştır [18]. BT alanında devam eden teknolojik gelişmelere paralel olarak BTA görüntüleme alanında da önemli gelişmeler olmuştur. Bununla birlikte, kardiyovasküler görüntüleme dalı BTA'daki teknolojik gelişmelerde başı çekmektedir.

X-Işını Tüp Teknolojisi

Hızlı dönüşlü gantrilere sahip modern BT'lerin X-ışını tüplerinin güç ihtiyacı önemli ölçüde artmıştır. Yeterli foton üretmek için modern BT X-ışını tüpleri 120 kW ve 1300 mA gücündedir. 10-15 yıl önce bu değerler 75 kW ve 800 mA idi. Daha yüksek değerlere sahip bu tüpler ile, hızlı çekimler daha yüksek temporal çözünürlükle sağlanmakta ayrıca daha düşük voltajlarda yeterli güç rezervlerinin oluşturulması mümkün olmaktadır. Modern BT X-ışını tüplerinin bir başka gerekliliği de yüksek g-force'lara maruz kalması nedeniyle, fokal spot pozisyonunun ve boyutunun elektronik olarak kontrol edilmesi gerekliliğidir. Fokal spotun x-y aksında hızlı dönüşleriyle yüksek örneklem oranı ve in-plan çözünürlüğü sağlanmaktadır.



Resim 3. A-D. Her iki yüzeyel femoral arter düzeyinde bulunan stent lümenlerinin BTA ile değerlendirilmesi. (A) Koronal MIP, (B, C) curved MPR ve (D) aksiyel BTA görüntülerde, stent içi restenoz ve neointimal hiperplazi alanlarının net bir şekilde ortaya konulduğuna dikkat ediniz.

Benzer olarak, fokal spot'un z aksında çift alternatif eksende hızlı dönüşü de through-plane çözünürlüğü arttırmaktadır [19]. Bu iki farklı projeksiyon dataları her bir dedektör sırası tarafından ayrı ayrı oluşturulduğundan, alınan kesitlerin data kanallarının sayıları dedektör sıra sayılarının iki katı olabilmektedir.

Çift Kaynak Teknolojisi

BT üreticilerinden biri (Siemens) BT cihazlarına iki X-ışını tüpü ve iki dedektör düzeni konulmasını önerdi [20, 21]. Bu son teknoloji abidesi, 3. jenerasyon, yakın zamanda sunuldu [22]. Tek tüplü BT'ye göre en büyük avantajı temporal rezolüsyonun büyük ölçüde arttırılmış olmasıdır. Çift kaynak BT teknolojisinin geometrisi pitchin iki kattan daha büyük olarak kullanılmasına izin vermektedir. Böylece daha hızlı çekim yapılabilmektedir. Ayrıca, çift kaynak teknolojisi farklı voltajlı çift X-ışını tüpünün kullanılmasıyla çift enerji çekimlerine de izin vermektedir. Yüksek enerjili çekimlerde spesifik bir filtre (kalay) ekleyerek düşük enerjili fotonların spektrumdan silinmesi sonucunda spektral ayrım mükemmel düzeyde yapılabilir (Resim 5).

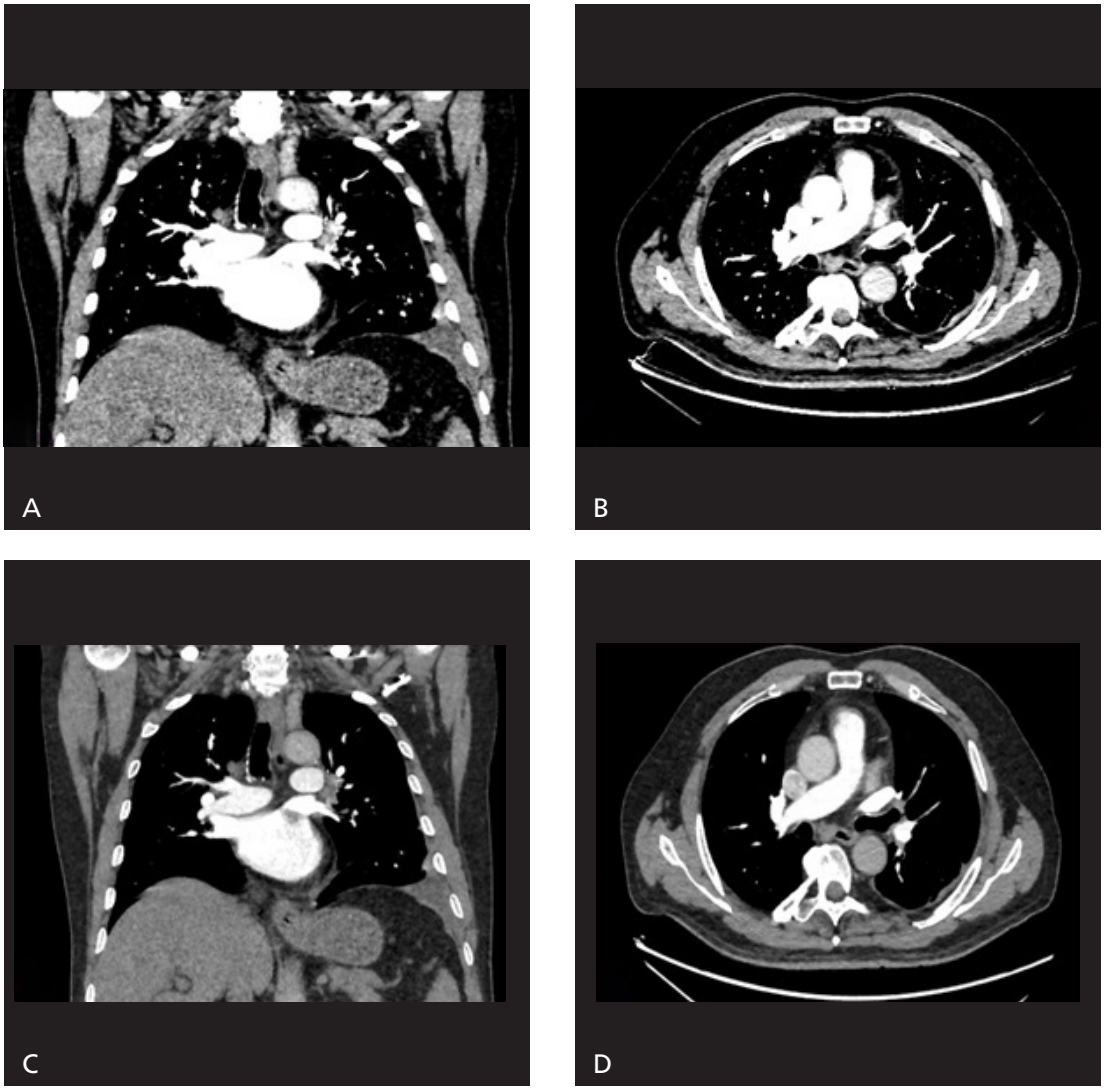
Resim 4. A-C. Her iki bacakta kladikasyo tarifleyen tip 2 diyabet öyküsü olan 70 yaşında bayan hastaya ait alt ekstremite BTA incelemesi. (A) Koronal planda MIP, (B) inverted MIP ve (C) 3D VR BTA görüntülerinde her iki yüzeyel femoral arterde özellikle hunter kanalı düzeyinde total olan uzun segment stenoz ile uyumlu bulgular.

Dedektör Teknolojisi

Tüm modern BT tarayıcıları sofistike dedektör sistemleri barındırmaktadırlar. Yüksek duyarlılıklı dedektör materyalleri elektronik gürültüyü minimalize etmek için minyatürize elektronik parçalarla kombine edilmiş, büyük dedektör sıralarında yanyana getirilmişlerdir. Dedektör elementlerin in-plane sayıları tipik olarak 700-900 arasındadır. Aralarında yaklaşık 1 mm mesafe vardır. Dedektör sıralarının sayıları ve z aksında uzunlukları cihaz modelinde ve üreticilerine göre farklılık gösterir [23].

BTA ÇEKİM HIZININ TEMPORAL ÇÖZÜNÜRLÜKLE KARŞILAŞTIRILMASI

Yeni nesil BT cihazlarında çekimin hızı, BTA tetkiki için genellikle ana bir sınırlayıcı özellik değildir. Çekim hızının yüksek olması, hareket artefaktlarını azaltır. Ayrıca bir dereceye kadar yüksek çekim hızının kontrast enjeksiyon süresini, dolayısıyla toplam kontrast miktarını azalttığı bilinmektedir. Fakat bu ilişki lineer bir ilişki değildir (örneğin, çekim hızının iki kat artması kontrast miktarını yarıya indirir demek değildir). BTA çekim protokolü oluştururken, çekim hızının hesaplanması gerekir. Çünkü bu



Resim 5. A-D. Çift enerji pulmoner BTA. (A) 40 keV koronal, (B) aksiyel ve (C) 70 keV koronal ve (D) aksiyel pulmoner BTA görüntülerinde düşük keV değerinde elde edilen görüntülerde yüksek keV'ya göre daha distal dallarda daha net kontrast devamlılıklarının seçildiği izlenmekte.

maksimum arterial kontrastlanma zamanının saptanması için önem arz edecektir. Helikal BT'de çekim zamanı, kabaca çekim alanında gantri dönüş sayısının gantri dönüş süresine çarpımına eşittir. Gantri dönüş sayısıda tarama mesafesinin cihazın dedektör sırası total uzunluğu ile pitch'e bölümüdür [23]. Bir torakoabominal BTA çekimi (700 mm uzunluk) 64x0,625 mm'lik dedektör konfigürasyonu (total dedektör uzunluğu 40 mm), 1.375 pitch ve 0,5 sn'lik gantri rotasyon süresi ile 6,35 sn'de yapılabilir. 700 mm'lik bir alanı taramak için 55 mm'den (40 mm x 1.375) gantrinin 12,7 tur dönmesi gerekir. 0,5 sn'den 12,7 tur 6,35 sn almaktadır. Sonuç olarak 10 sn'lik bir çekim süresi belirlemek için gantri rotasyon süresi 0,8 sn'ye ayarlanmalıdır.

Dedektör sıra uzunluğundan daha küçük alanların step and shoot tekniği ile görüntülenmesinde, çekim süresi gantri rotasyon süresine eşittir. EKG eşlikli kardiyak çekimlerde çekim süresi yarım gantri rotasyon süresinden biraz fazladır. Step and shoot tekniği daha büyük alanlar için yapılacaksa, her şut için gereken zamana ayrıca repozisyonlama için gereken ara süreler de eklenerek total çekim süresine ulaşılır.

EĞİTİCİ NOKTA

Temporal rezolüsyon ile çekim süresi arasındaki farkı anlamak önemlidir. Çekim süresi (yukarıda da belirtildiği gibi) tüm taranan anatomik volümden tüm projeksiyon datalarını elde etmek için gereken süredir. Temporal rezolüsyon ise bir BT görüntüsünü rekonstrükte etmek için kullanılacak projeksiyon datasının tüm data setten elde edilmesi için gereken zaman penceresidir. Bu zamansal pencere çekim süresinden daha da kısa olabilir. BT'de temporal çözünürlük yaklaşık olarak yarım gantri rotasyon süresine denk gelir. Fakat Çift kaynak BT sistemlerinde bu süre çeyrek gantri rotasyon süresine kadar inebilir.

BTA İÇİN DÜŞÜK TÜP POTANSİYELİ (KİLOVOLT [TEPE])

Modern CT cihazlarının güçlü röntgen tüpleri, geleneksel 120 kV (p)'den daha düşük pik tüp voltajlarının (kilovolt [tepe]) kullanımına izin verir. Daha düşük kilovoltta (tepe) iyotun X-ışını absorpsiyonu artar, bu da kontrast madde ile boyanmış damarların veya organların HU değerlerini artırır ve kardiyovasküler BT için belirgin fayda sağlar [24]. Daha düşük enerjili X-ışını fotonlarının daha büyük bir kısmı doku içinde emildiğinden, düşük kilovolt (tepe) tarama aynı görüntü gürültüsünü sağlamak için daha yüksek tüp akımları (miliamper) gerektirir.

Farklı kilovolt (tepe) ayarlarıyla iyot atenüasyonundaki değişimi bilmek, kilovolt (tepe) değiştiğinde ne olacağını tahmin etmek için yararlıdır. En yaygın senaryo, tüp voltajını 120 kV (p)'den 100 kV (p), 80 kV (p) veya 70 kV (p)'ye düşürmeye çalışmaktır, bu da iyot atenüasyonunu sırasıyla yaklaşık %25, %50 veya %75'ten fazla oranda artırır.

Bu ilişki protokolleri uyarlamak için de kullanılabilir: rutin bir 120 kV (p) BTA protokolü yeterli kontrast madde boyanması sonuçlanırsa, tarama 80 kV (p) ile elde edildiğinde yaklaşık %40 oranında daha az kontrast madde hacmi ile benzer kontrast boyanması beklenebilir. Enjeksiyon süresi, tarama süresi ve tarama gecikmesi aynı kalmalı ve enjeksiyon akış hızı da %40 azaltılmalıdır (örn, 5,0 mL/s yerine 3 mL/s).

Ayrıca, genel görüntü kalitesini korumak için, X-ışını tüpü yaklaşık dört kat daha yüksek tüp akımı (miliamper) üretecek kadar (vücut büyüklüğüne bağlı olarak), ve her kilovolt (tepe) adım için yaklaşık iki katı kadar güçlü olmalıdır. Bununla birlikte, kontrast hacmi %40 oranında azalırken, tüp akımı sınırlamaları kilovoltun (tepe noktasının) 100 kV (p)'ye kadar düşürülmesine izin verir. Çünkü vasküler boyanma rutin 120 kV (p) kadar güçlü değildir. Bu durumda, orijinal artışın yaklaşık %63'ü beklenebilir (kontrast hacmi/akış hızının yarısı nedeniyle %50, ancak kilovoltun [tepe] 120'den 100'e düşürülmesi nedeniyle azaltılmış sinyalin %25'i eklenir).

KARDİYOVASKÜLER BTA İÇİN OTOMATİK KİLOVOLT (TEPE) SEÇİMİ

Daha önce tartışılan kılavuzlar yararlı olmasına rağmen, esasen hasta boyutunun X-ışını emilimi üzerindeki lineer olmayan etkisi nedeniyle, belirli bir hasta ve aplikasyon için en iyi kilovolt (tepe noktası) değeri, sabit bir değer değildir. Modern BT cihazlarına kurulan otomatik kilovolt (tepe) seçim yazılımları bu görevi yerine getirebilir [25]. Belirli bir görüntülemedeki en uygun kilovolt (tepe noktası) hesaplanması için gereken hasta boyutu bilgileri dijital radyografiden yani topogramdan elde edilir. BTA'nın optimizasyonu için algoritma vasküler yapıların iyi kontrast dolumu gösterdiğini kabul eder [25]. Daha düşük kilovolt (tepe) ile iyot atenüasyonu güçlü bir şekilde arttığından, görüntü gürültüsü artmasına rağmen uygun bir sinyal-gürültü oranı elde edilir. Yeterli vasküler dolum sağlandığını varsayarak, algoritma daha gürültülü görüntülerin oluşturulmasına izin verir. Kontrast madde kaynaklı nefrotoksisite riskini azaltmak için çok düşük hacim ve akış hızlarında kontrast madde kullanıldığında bu koşullar geçerli değildir. Damar içi iyot konsantrasyonu tipik bir BTA görüntüsü kadar yüksek değilse, görüntüdeki gürültü artışı damar içi kontrast sinyalini aşarak yetersiz görüntü kalitesi oluşmasına yol açar.

DÜŞÜK KİLOVOLTLU (TEPE) BTA'NIN DEZAVANTAJLARI VE SINIRLAMALARI

Düşük doz kardiyovasküler BT kullanımının çeşitli sınırlamaları mevcuttur. Bunlar arasında en problemli olanı kronik böbrek yetmezliği bulunan hastalarda kontrast madde volümünü azaltmaya çalışmaktır. Düşük kilovolttan elde edinilen sinyal kazancı ile intravasküler düşük iyot konsantrasyonu kompanse edilir, bu sırada gelişen görüntü gürültüsündeki artış kabul edilebilir. Tekrarlayan rekonstrüksiyonlar görüntü gürültüsünü azaltır ancak diğer yandan uzaysal çözünürlük ve artefaktların oluşmasına neden olur.

Düşük kilovolt çekimlerde miliamper değerlerinin yükseltilmesi gerekir ki bu durum odak boylarında artışa ve dolayısıyla uzaysal rezolüsyonda azalmaya neden olur. Ayrıca düşük kilovolt değerleri, vasküler kalsifikasyonların yarattığı artefaktlarda belirgin kötüleşmeye buna bağlı hareket artefaktında daha da belirginleşmeye neden olur. Bu durum TAVI tedavi planlaması gibi net ölçümler gerektiren durumlarda problem yaratabilir.

Yaygın olarak göz ardı edilen bir başka sınırlama düşük kilovolt (pik) kardiyovasküler BTA çalışmalarında aksiyel görüntülemenin yanında 2D, 3D ve 4D görüntülerin kullanılmasıdır [26]. Birçok görüntü işleme algoritması, örneğin MIP görüntüler gibi, görüntü gürültüsünü artırır. Bu özellikle yeterince kontrast dolumu sağlanamayan küçük damarlar için sorun teşkil eder ve bu damarlardaki olası patolojiler gürültü içinde gizlenebilirler.

BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ ANJİYOGRAFİ İÇİN TEKRARLAYAN GÖRÜNTÜ REKONSTRÜKSİYONU

BT görüntü rekonstrüksiyonu, bilinmeyen bir kesit görüntüsünün ölçülen projeksiyonlarından yeniden yapılandırılmasıyla ilgili temel sorunun çözülmesini ifade eder. Görüntü rekonstrüksiyon algoritmalarının iki ana sınıfı vardır; cebirsel (tekrarlayan) ve analitik algoritmalar [27].

Cebirsel rekonstrüksiyonlarda, en basit haliyle, matematiksel tekrarlayan deneme ve yanılma prosedürleri üzerinden doğru cevaba (görüntü) ulaşılır. İlk BT görüntüleri böyle bir cebirsel yeniden yapılandırma tekniği kullanılarak oluşturuldu [28, 29]. Bu algoritma sınıfının en büyük dezavantajı hesaplama gerektiriyor olmaları ve dolayısıyla analitik çözümlerden çok daha yavaş olmalarıdır. Düşük foton sayımlarında bu büyük bir avantajdır, çünkü tekrarlayan rekonstrüksiyonlar tipik olarak emisyon tomografi rekonstrüksiyonlarında kullanılır [30].

Analitik görüntü rekonstrüksiyonları temel olarak farklıdır. Projeksiyon verileri ve karşılık gelen görüntü arasındaki ilişki analitik olarak tanımlanabilirse, belirli bir projeksiyon seti için kesin bir çözüm (görüntü) oluşur [31, 32]. Filtered back projection (FBP) gibi analitik yöntemler bu nedenle daha hızlıdır ve BT görüntülerin gerçek zamanlıya yakın yeniden oluşturulmasına izin verir [33].

Tekrarlayan görüntü rekonstrüksiyonları (Iterative Rekonstrüksiyon, IR) son zamanlarda popülaritesini yeniden kazanmıştır ve tüm büyük satıcılar ticari BT sistemlerine bu algoritmaları uygulamaktadır [34-38]. Hesaplama gücü ile artık sınırlamalar aşılmış ve tekrarlayan rekonstrüksiyonlar analitiklere göre avantajlı hale gelmiştir. Projeksiyon verilerinin değişken doğası ile düşük dozda rekonstrüksiyon süresince görüntü gürültüsü azalır. Tüm modern tekrarlayan görüntü rekonstrüksiyonları istatistiksel bir gürültü modeli içerir. Tarayıcı geometrisinin daha fazla detayı (odak noktası boyutu ve şekli, dedektör elemanı boyutu) tanımlıysa görüntü rekonstrüksiyonu daha doğru olur, bu da uzaysal çözünürlüğü artırır [39].

AVANTAJLAR, SINIRLAMALAR VE YANLIŞ BİLİNENLER

Tekrarlayıcı rekonstrüksiyonun en önemli avantajı, görüntü gürültüsünü azaltma yeteneğidir. Gelişmiş model tabanlı tekrarlayıcı rekonstrüksiyonlar çözünürlüğü de iyileştirebilir [39]. Bu avantajların her ikisi de yüksek çözünürlüğe dayanan ve görüntü gürültüsüne hassas olan BTA'ya sinerjik olarak fayda sağlayabilir. Tekrarlayıcı rekonstrüksiyonların da sınırlamaları

vardır ve bunları anlamak temelde önemlidir. Çünkü bu tekniklerin deneyimsiz kullanımı görüntü kalitesini tehlikeye atabilir. Analitik (FBP) ve tekrarlatıcı (IR) görüntü rekonstrüksiyonu arasındaki en önemli fark görüntü gürültüsü ile ilişkilidir. FBP'de görüntü gürültüsü doza bağlıdır ve önemli bir görüntü kalitesi parametresidir. Radyasyon dozunun düşürülmesi daha yüksek görüntü gürültüsü oluşturur. FBP'de mekansal çözünürlük düşük dozdan etkilenmez. Tekrarlayıcı rekonstrüksiyonlarda görüntü gürültüsü önceden belirlenir, bu nedenle görüntü kalitesinin bir ölçüsü olamaz. Radyasyon dozunun düşürülmesi görüntü gürültüsünü artırmasa da, çözünürlük ve görüntü kalitesinde bir azalmaya yol açar. Tekrarlayıcı rekonstrüksiyonların doz azaltma potansiyeli, literatürde ve pazarlama materyallerinde oldukça abartılmıştır ancak bu rekonstrüksiyondaki düşük görüntü gürültüsünün iyi görüntü kalitesi demek olmadığını bilmek gerekir. Bununla birlikte, ileri tekrarlayıcı görüntü rekonstrüksiyonlarının, FBP ile karşılaştırıldığında dozun %40 ile %60'ında benzer görüntü kalitesiyle sonuçlandığını söyleyebiliriz [40]. Gelişmiş tekrarlayıcı rekonstrüksiyonlar filtrelenmiş geri projeksiyon ile aynı dozlarda kullanıldığında, görüntü gürültüsü azalır aynı zamanda çözünürlük ve sonuçta görüntü kalitesi de artar. Bu avantaj, optimum kontrast madde boyanması ve düşük kilovolt (pik) görüntüleme ile sinerjik olarak çalışır, çünkü tekrarlayıcı rekonstrüksiyonlarda çözünürlüğü geliştirme potansiyeli ham verilerin sinyal kalitesine bağlıdır. Küçük damarların kontrast madde boyanması kilovolt (tepe noktası) düşürülerek ne kadar yoğunlaştırılırsa rekonstrüksiyonunda çözünürlüğü o kadar iyi olur. Bununla birlikte, bu ilişkinin ters tarafı, radyasyon dozu yaklaşık %50'den fazla azaltıldığında eşit görüntü kalitesi beklenemez. Düşük görüntü gürültüsüne rağmen görüntü kalitesi düşük olur. Ayrıca, arterial kontrastlanma düşükse, tekrarlayan rekonstrüksiyonlar ile çözünürlük artırılamayabilir.

SONUÇ

BTA, 1990'lardaki erken gelişmelerden, 2000'li yılların başlarında yaygın olarak bulunabilen noninvaziv kardiyak ve vasküler görüntüleme aracı olarak kullanılmaya başlandı. BT teknolojisinde devam eden teknik gelişmeler ile kardiyovasküler BTA'dan edinilen bilgi zenginliğini artırmaya devam ediyor. Temel prensiplerin ve teknik gelişmelerin sağlam anlaşılması ile bu teknoloji kardiyovasküler hastalığı olan birçok hastanın yararına kullanılacaktır.

Kaynaklar

[1]. Rubin GD, Leipsic J, Joseph Schoepf U, Fleischmann D, Napel S.CT angiography after 20 years: A transformation in cardiovascular disease characterization continues to advance. Radiology 2014; 271: 633-52. [Crossref]

[2]. Crawford CR, King KF. Computed tomography scanning with simultaneous patient translation. Med Phys 1990; 17: 967-82. [Crossref]

[3]. Kalender WA, Seissler W, Klotz E, Vock P. Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation. Radiology 1990; 176: 181-3. [Crossref]

[4]. Kumamaru KK, Hoppel BE, Mather RT, Rybicki FJ. CT angiography: Current technology and clinical use. Radiol Clin North Am 2010; 48: 213-35. [Crossref]

[5]. Xu L, Yang L, Zhang Z, Li Y, Fan Z, Ma X, et al. Low-dose adaptive sequential scan for dual-source CT coronary angiography in patients with high heart rate: Comparison with retrospective ECG gating. Eur J Radiol 2010; 76: 183-7. [Crossref]

[6]. Shuman WP, Branch KR, May JM, Mitsumori LM, Lockhart DW, Dubinsky TJ, et al. Prospective versus retrospective ECG gating for 64-detector CT of the coronary arteries: Comparison of image quality and patient radiation dose. Radiology 2008; 248: 431-7. [Crossref]

[7]. Hellinger JC, Pena A, Poon M, Chan FP, Epelman M. Pediatric computed tomographic angiography: Imaging the cardiovascular system gently. Radiol Clin North Am 2010; 48: 439-67. [Crossref]

[8]. Chow LC, Rubin GD. CT angiography of the arterial system. Radiol Clin North Am 2002; 40: 729-49. [Crossref]

[9]. Fleischmann D, Rubin GD. Quantification of intravenously administered contrast medium transit through the peripheral arteries: Implications for CT angiography. Radiology 2005; 236: 1076-82. [Crossref]

[10]. Fleischmann D. CT Anjiography: Injection and acquisition technique. Radiol Clin North Am 2010; 48: 237-47. [Crossref]

[11]. Ergün E, Yiğit H. BT anjiyografi tekniği. Türkiye Klinikleri J Radiol-Special Topics 2012; 5: 10-7.

[12]. Silverman PM, Roberts S, Tefft MC, Brown B, Fox SH, Cooper C, et al. Helical CT of the liver: Clinical application of an automated computer technique, Smart Prep, for obtaining images with optimal contrast enhancement. AJR Am J Roentgenol 1995; 165: 73-8. [Crossref]

[13]. Bae KT, Heiken JP, Brink JA. Aortic and hepatic peak enhancement at CT: Effect of contrast medium injection rate-pharmacokinetic analysis and experimental porcine model. Radiology 1998; 206: 455-64. [Crossref]

[14]. Bae KT, Heiken JP, Brink JA. Aortic and hepatic contrast medium enhancement at CT. Part II. Effect of reduced cardiac output in a porcine model. Radiology 1998; 207: 657-62. [Crossref]

[15]. Fleischmann D. Use of high-concentration contrast media in multiple-detector-row CT: Principles and rationale. Eur Radiol 2003;13 Suppl 5: M14-20. [Crossref]

[16]. Heiken P. Scan and contrast administration principles of MDCT. Eur Radiol 2005; 15 Suppl5: E46-59. [Crossref]

[17]. Roos JE, Fleischmann D, Koechl A, Rakshe T, Straka M, Napoli A, et al. Multipath curved planar reformation of the peripheral arterial tree in CT angiography. Radiology 2007; 244: 281-90. [Crossref]

[18]. Radhika BD, Fleischmann D. Computed tomography angiography of the upper extremities. Radiol Clin N Am 2016; 54: 101-14. [Crossref]

[19]. Kyriakou Y, Kachelriess M, Knaup M, Krause JU, Kalender WA. Impact of the z-flying focal spot on resolution and artifact behavior for a 64-slice spiral CT scanner. Eur Radiol 2006; 16: 1206-15. [Crossref]

[20]. 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]

[21]. Petersilka M, Bruder H, Krauss B, Stierstorfer K, Flohr TG. Technical principles of dual source CT. Eur J Radiol 2008; 68: 362-8. [Crossref]

[22]. Meyer M, Haubenreisser H, Raupach R, Schmidt B, Lietzmann F, Leidecker C, et al. Initial results of a new generation dual source CT system using only an in-plane comb fitler for ultra-highresolution temporal bone imaging. Eur Radiol 2015; 25: 178-85. [Crossref]

[23]. Fleischmann D, Chin AS, Molvin L, Wang J, Hallett R. Computed tomography angiography: A review and technical update. Radiol Clin N Am 2016; 54: 1-12. [Crossref]

[24]. Newton TH, Potts DG. One of the titles. In: Newton TH, Potts DG, editors. Radiology of the Skull and Brain: Technical Aspects of Computed Tomography. St Louis (MO): Mosby; 1981.

[25]. Yu L, Fletcher JG, Grant KL, Carter RE, Hough DM, Barlow JM, et al. Automatic selection of tube potential for radiation dose reduction in vascular and contrast-enhanced abdominopelvic ct. AJR Am J Roentgenol 2013; 201: W297-306. [Crossref]

[26]. Oh LC, Lau KK, Devapalasundaram A, Buchan K, Kuganesan A, Huynh M. Efficacy of 'fine' focal spot imaging in CT abdominal angiography. Eur Radiol 2014; 24: 3010-6. [Crossref]

[27]. Macovski A, Herman GT. Principles of reconstruction algorithms. St Louis (MO): Mosby; 1981.

[28]. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography). Part 1. Description of system. Br J Radiol 1973; 46: 1016-22. [Crossref]

[29]. Ambrose J, Hounsfield G. Computerized transverse axial tomography. Br J Radiol 1973; 46: 148-9. [Crossref]

[30]. Rockmore AJ, Macovski A. A maximum likelihood approach to emission image reconstruction from projections. IEEE Trans Nucl Sci 1976; 23: 1428-32. [Crossref]

[31]. Cormack AM. Reconstruction of densities from their projections, with applications in radiological physics. Phys Med Biol 1973; 18: 195-207. [Crossref]

[32]. Radon J. Über die Bestimmung von Funktionnen durch ihre Integralwerte längs gewisser Mannigfaltikeiten. Berichte über die Verhandlungen der Säschsischen Akademie der Wissenschaften zu Leipzig, Mathematisch-Naturwissenschaftliche Klasse. 1917; 69: 262-77.

[33]. Shepp LA, Logan BF. The Fourier reconstruction of a head section. IEEE Trans Nucl Sci 1974; NS21: 21-34. [Crossref]

[34]. Fleischmann D, Boas FE. Computed tomography: Old ideas and new technology. Eur Radiol 2011; 21: 510-7. [Crossref]

[35]. Marin D, Nelson RC, Samei E, Paulson EK, Ho LM, Boll DT, et al. Hypervascular live rtumors: Low tube voltage, high tube current multidetector CT during late hepatic arterial phase for detection. Initial clinical experience. Radiology 2009; 251: 771-9. [Crossref]

[36]. Pontana F, Duhamel A, Pagniez J, Flohr T, Faivre JB, Hachulla AL, et al. Chest computed tomography using iterative reconstruction vs filtered back projection (part 2): Imagequality of low-dose CT examinations in 80 patients. Eur Radiol 2011; 21: 636-43. [Crossref]

[37]. Yadava G, Kulkarni S, Rodriguez Colon Z, Thibault J, Hsieh J. TUA-201B-03: Dose reduction and image quality benefits using model based iterative reconstruction (MBIR) technique for computed tomography. Med Phys 2010; 37: 3372. [Crossref]

[38]. Beister M, Kolditz D, Kalender WA. Iterative reconstruction methods in x-ray ct. Phys Med 2012; 28: 94-108. [Crossref]

[39]. Thibault JB, Sauer KD, Bouman CA, Hsieh J. A three dimensional statistical approach to improved image quality for multislice helical ct. Med Phys 2007; 34: 4526-44. [Crossref]

[40]. Olcott EW, Shin LK, Sommer G, Chan I, Rosenberg J, Molvin FL, et al. Model based iterative reconstruction compared to adaptive statistical iterative reconstruction and filtered back-projection in CT of the kidneys and the adjacent retroperitoneum. Acad Radiol 2014; 21: 774-84. [Crossref]

BT Anjiyografi Teknikleri ve Protokolleri

Serkan Arıbal, Hakan Önder

Sayfa 80

Her ne kadar zaman içerisinde gelişen görüntü işleme teknikleri ile tanısal ve görsel kalitesi yüksek görüntüler elde edilse de modern BTA'nın tekniği şu 3 temel prensibe dayanır: (1) Uzaysal çözünürlük (Hızlı yüksek çözünürlüklü hacimsel data alımı) (2) Tarama hızı (2D, 3D ve 4D imaj işlenmesi) (3) Güçlü kontrast madde parlaklaşma düzeyi

Sayfa 81

Voltaj düşünce iyodun atenuasyonu artar. Verilen örnekler içerisinde 80 kVp bu etkinin maksimum olduğu değerdir. Voltaj düşünce gürültü de artar. Gürültüyü azaltmak için ekspojur süresi (sn) ve tüp akımı (mA) değiştirilebilir. mAs (tüp akımı x ekspojur süresi) artınca gürültü azalmaktadır.

Sayfa 82

Kan akım yönünde tarama yapılması anjiyografide temel prensiptir. Eğer kan akım yönüne ters yönde tarama yapılırsa damarın farklı segmentlerinde lüminal parlaklaşma düzeyinde değişkenliğe yol açabilir.

Sayfa 82

Kontrastsız yapılan inceleme gerek mural gerekse çevre dokulardaki hematomun tespitinde ve kalsifikasyonların haritalanmasında da faydalıdır. Ancak alınan radyasyon dozunu artırdığı için tüm hastalarda rutin olarak alınmamalı sadece gerekli durumlarda alınmalıdır.

Sayfa 84

Tek bir doğru protokol yoktur. Her merkez; arter kontrastlanma fizyolojisi, makina kapasitesini ve beklediği patolojileri entegre ederek kolay ve pratik bir protokol oluşturabilir. Çekim süresi: 10 sn; enjeksiyon süresi: 18 sn; enjeksiyon oranı: kilo hesabıyla (5 mL/sn, ortalama 75 kg hasta için: 90 mL); çekim zamanlaması: Otomatik bolus tetikleyicisi kontrastın ulaştığını gördükten 8 sn sonra.

Sayfa 90

Temporal rezolüsyon ile çekim süresi arasındaki farkı anlamak önemlidir. Çekim süresi (yukarıda da belirtildiği gibi) tüm taranan anatomik volümden tüm projeksiyon datalarını elde etmek için gereken süredir. Temporal rezolüsyon ise bir BT görüntüsünü rekonstrükte etmek için kullanılacak projeksiyon datasının tüm data setten elde edilmesi için gereken zaman penceresidir.

BT Anjiyografi Teknikleri ve Protokolleri

Serkan Arıbal, Hakan Önder

1. Modern BT anjiografinin dayandığı prensip hangi şıkta doğru verilmiştir?
   a. Uzaysal çözünürlük
   b. Tarama hızı
   c. Kontrast madde parlaklaşması
   d. Hepsi

2. Çok kesitli BT cihazlarında hangi voltaj opsiyonu yoktur?
   a. 30 kVp
   b. 80 kVp
   c. 100 kVp
   d. 120 kVp

3. Tek kesitli sistemlerde maksimum picth değeri kaçtır?
   a. 2
   b. 3
   c. 3,5
   d. 4

4. Çift tüp BT'de zamansal çözünürlük gantri rotasyon zamanının ne kadarına eşittir?
   a. 2 katına
   b. 1,5 katına
   c. Dörtte birine
   d. Beşte birine

5. Güncel modern BT X-ışın tüplerinin gücü hangi şıkta en doğru olarak verilmiştir?
   a. 60 kW ve 800 mA gücünde
   b. 80 kW ve 900 mA gücünde
   c. 120 kW ve 1300 mA gücünde
   d. 80 kW ve 1000 mA gücünde

Cevaplar: 1d, 2a, 3a, 4c, 5c

TRD 1924 TÜRK RADYOLOJİ DERNEĞİ

TÜRK RADYOLOJİ SEMİNERLERİ

Trd Sem 2020; 8: 96-109

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 görüntülemede 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 ışınını değişken derecelerde zayıflatması veya atenüasyonuna bağlıdır. Bir başka deyişle ne kadar X ışını fotonunun dedektöre yansıdığının gös-

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

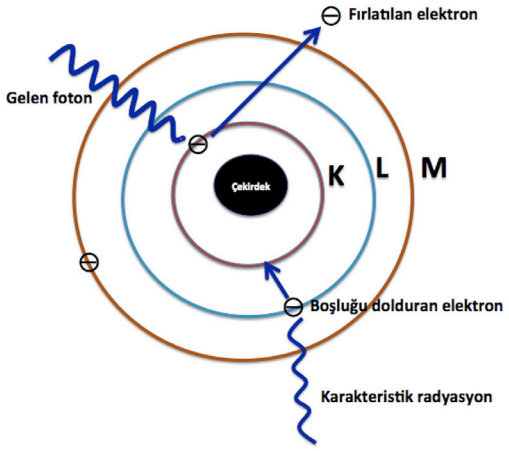
✉ İlkay Çamlıdağ • ilkayozaydin@hotmail.com

© 2020 Türk Radyoloji Derneği.
Tüm hakları saklıdır.

doi: 10.5152/trs.2020.833
turkradyolojiseminerleri.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 atenüasyon farklılığına sebep olmazlar. Ancak iyotun K kenarı tanısal X ışını spektrumundaki ortalama enerjiye yakın olduğundan az miktarda iyot içeren dokularda bile içermeyenlere nazaran anlamlı atenüasyon farklılığı görülür. Tanısal BT görüntülemede 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 atenüasyon değeri veya BT numarası o vokselin toplam lineer atenüasyon katsayısı ile ilişkilidir. Lineer atenüasyon katsayısı X ışınının belirli kalınlıkta bir doku



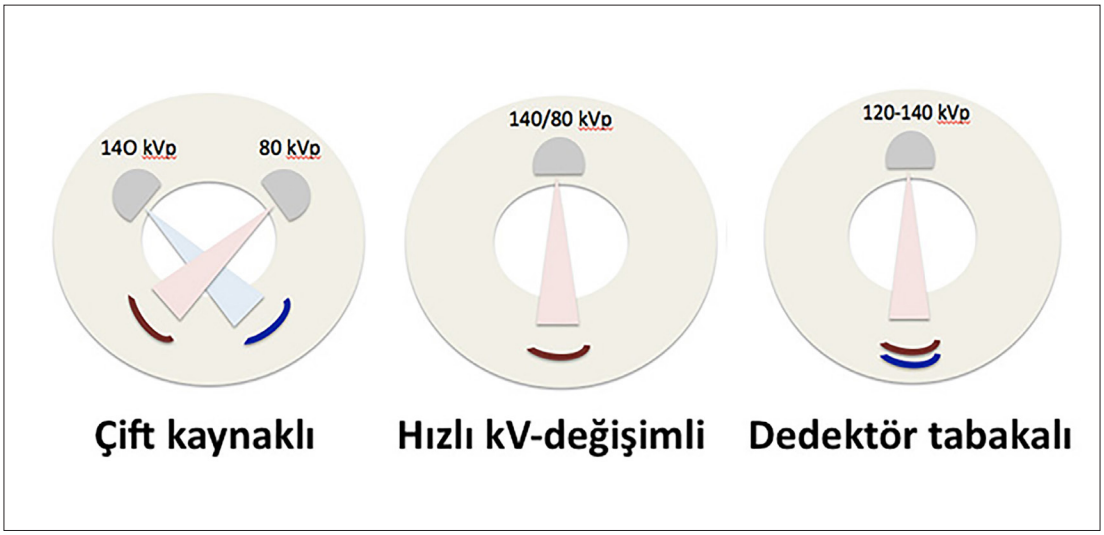
Resim 1. Fotoelektrik etkinin şematik gösterimi. Bir fotonun enerjisi K yörüngesindeki elektronun enerjisine eşit veya daha yüksekse onu dışarı fırlatır ve kendi enerjisini tamamen kaybeder. K yörüngesindeki boşluk bir üst yörüngedeki elektron tarafından doldurularak aradaki enerji farkı karakteristik 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
Gadolinyum (Gd)	50,20	64

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

EĞİTİCİ NOKTA



Resim 2. En yaygın kullanılan çift kaynaklı, hızlı kV-değişimli ve dedektör tabakalı çift enerji BT tiplerinin şematik 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 atenüasyon katsayısı değerleri mevcuttur. Bu durumda farklı yoğunluktaki maddeler aynı atenüasyon değerlerine sahip olabilirler [6]. Konvansiyonel BT'de bir vokselin atenüasyon değerinin o vokseli oluşturan farklı materyallerin bireysel lineer atenüasyon katsayısı değerlerinin toplamıdır. Konvansiyonel görüntülemedeki tek bir enerji spektrumunda lineer atenüasyon 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 atenüasyon 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 arttırılması amacıyla tüp çıkışına kalay filtre de eklenmiştir. Ancak enerjinin daha da yükseltilmesi hasta dozunu arttıracağından 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], ayrık 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 karşılarına yerleştirilmiş iki adet dedektör bulunur (Somatom Definition; Siemens Healthcare). Hızlı kV-değişimli ÇEBT'de tek bir gantry 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

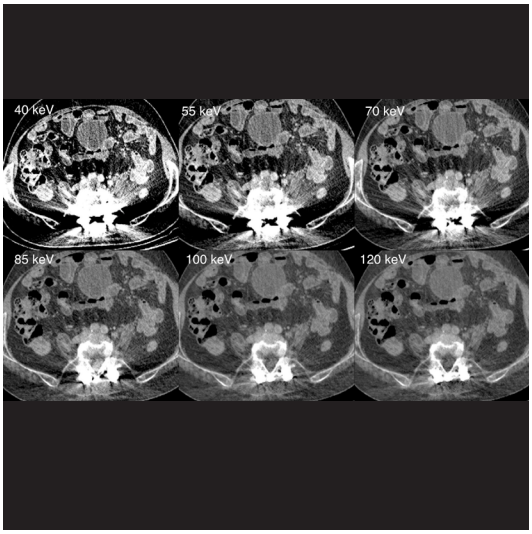
dedektör sistemi bulunur (gemstone detector, GE Healthcare). Dedektör tabakalı sistemlerde farklı sintilasyon materyallerinden oluşan iki farklı dedektör üst üste iki tabaka şeklinde yerleştirilmiş olup (sandviç dedektör) daha yüzeydeki dedektör düşük enerjili X ışınlarını absorbe ederken daha derinde 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 arttırıcı 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 çıktısının 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 yapılabilmektedir. Materyal dekompozisyon işlemi projeksiyon boşluğunda yapıldığı için ışın sertleşmesi artefaktı azaltması açısından da avantajlıdır [18]. Bu sistemin ana dezavantajı sintilatör absorbsiyon 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 oluşturulmadan 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.

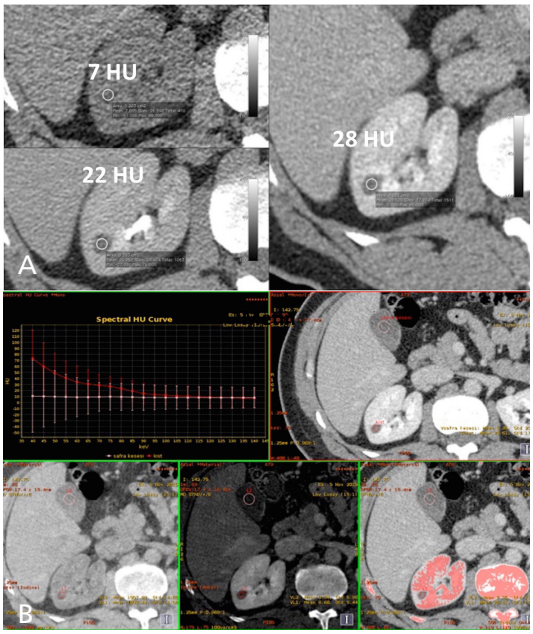
Metal Artefakt Azaltılması

Büyük metal implantları olan hastalarda konvansiyonel BT görüntüleme oldukça zordur çünkü metal yapılar ışın sertleşmesi, foton açlığı 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 kontrasının azalacağı da göz önünde bulundurulmalıdır [23, 25]. Ayrıca ÇEBT'nin foton açlığı artefaktının düzeltilmesine katkısı yoktur. Bu açıdan foton açlığı artefaktını da azaltmak ve kontrast rezolüsyonunun azalmasını da engellemek amacıyla farklı metal artefakt azaltma algoritmalarının kullanılması gerekebilir [26].

Böbrek Kist Yalancı Kontrastlanmasında Azalma

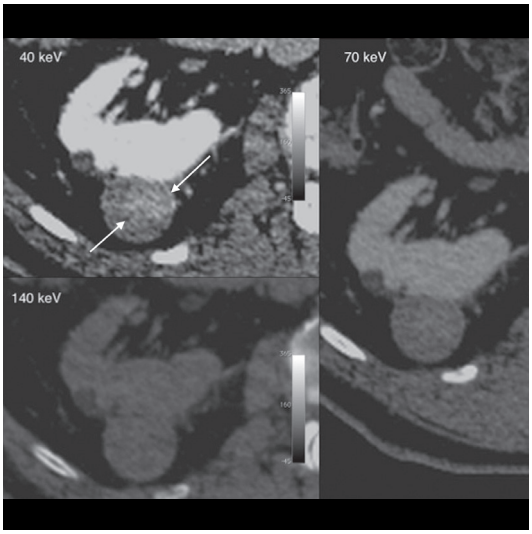
Basit böbrek kistleri atenüasyonu suyun atenüasyonuna benzer şekilde 0-20 arasında olan ve kontraslanmayan içi sıvı dolu yapılardır. Kontrastlı görüntülerde teknik nedenlere bağlı 10 HU'ya varan atenüasyon artışı görülebilir ve bu kontrastlanma olarak kabul edilmez

EĞİTİCİ NOKTA



Resim 4. A, B. Ultrasonografi ile sağ böbrekte karakterize edilemeyen hipoekoik 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 atenüasyon 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 atenüasyonunun 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].

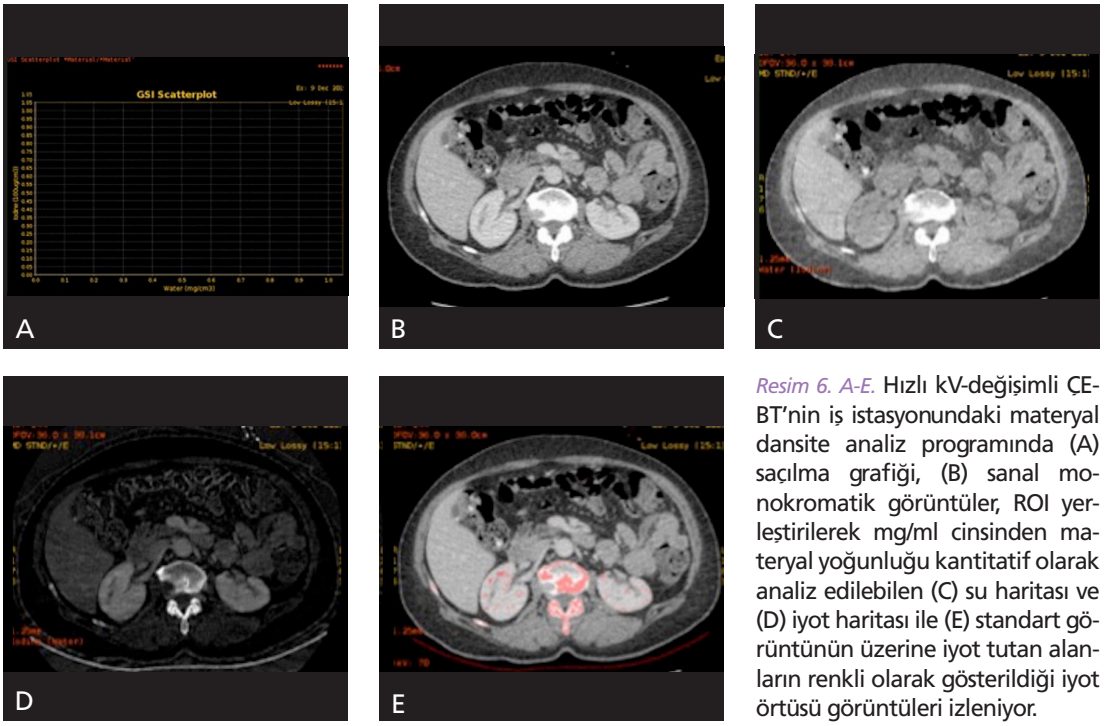


Resim 5. Böbrek kitle karakterizasyonu amacıyla dinamik ÇEBT yapılan 72 yaşındaki erkek hastada sanal monokromatik görüntülerde kontrastlanan komponenti 40 keV görüntülerde çok daha net olarak izlenen (oklar) papiller renal hücreli karsinom olgusu görülüyor.

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 absorbsiyonu 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 anjiografik incelemelerde hastaya verilen kontrast miktarı azaltılıp monokromatik görüntüler kullanılarak daha düşük enerji düzeylerinde damar içi kontrast atenüasyonu arttırılabilir [31, 32].

EĞİTİCİ NOKTA

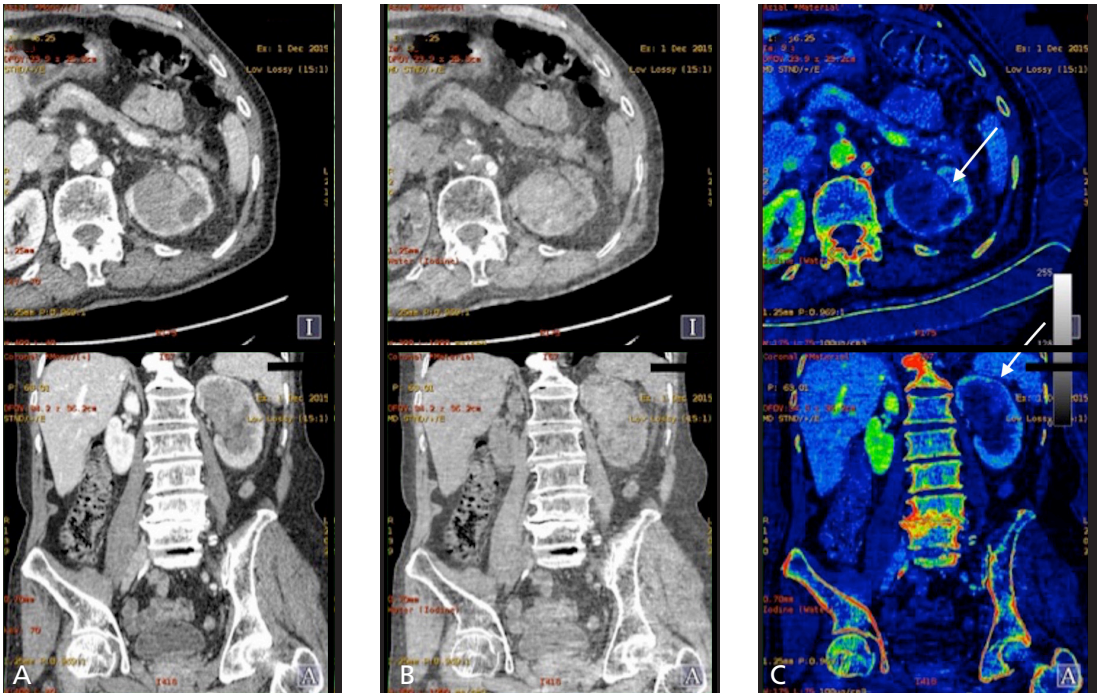


Resim 6. A-E. Hızlı kV-değişimli ÇEBT'nin iş istasyonundaki materyal dansite analiz programında (A) saçılma grafiği, (B) sanal monokromatik görüntüler, ROI yerleştirilerek mg/ml cinsinden materyal yoğunluğu kantitatif olarak analiz edilebilen (C) su haritası ve (D) iyot haritası ile (E) standart görüntünün 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 görüntülemede 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 arttırır 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

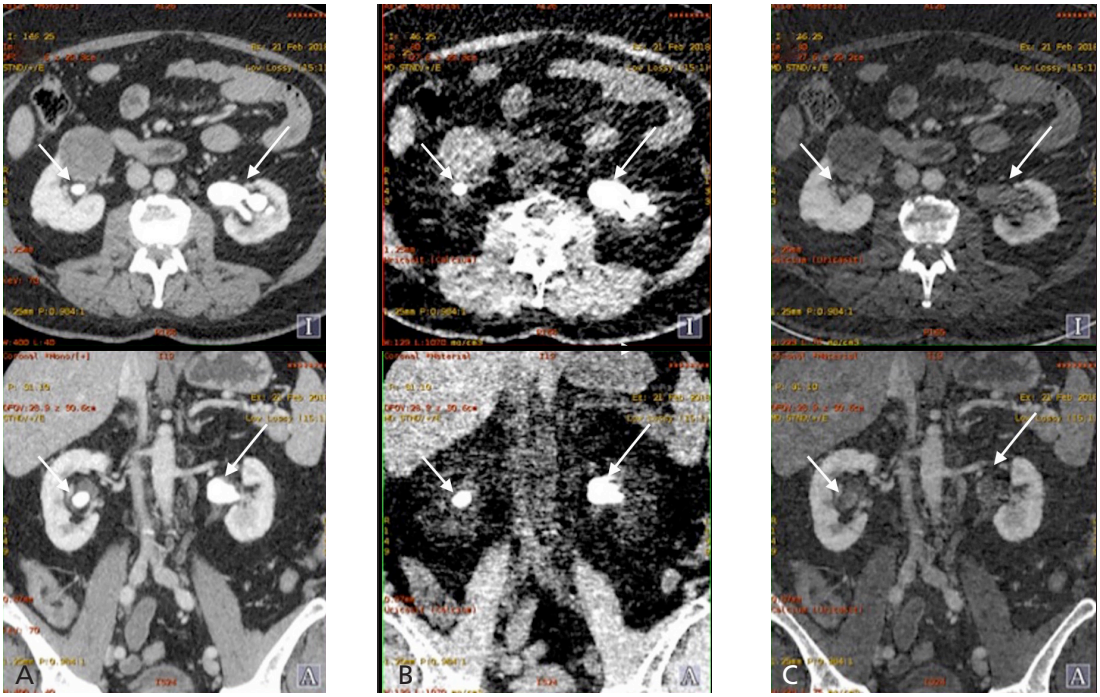


Resim 7. A-C. Makroskopik hematüri nedeniyle başvuran 88 yaşındaki erkek hastada nefrogram fazında (A) solda renal toplayıcı sistemi dolduran ve ekspanse eden heterojen içerik görülüyor. Sanal kontrastsız görüntülerde (B) bu içeriğin hematomu akla getirecek şekilde büyük ölçüde hiperdens olduğu dikkati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

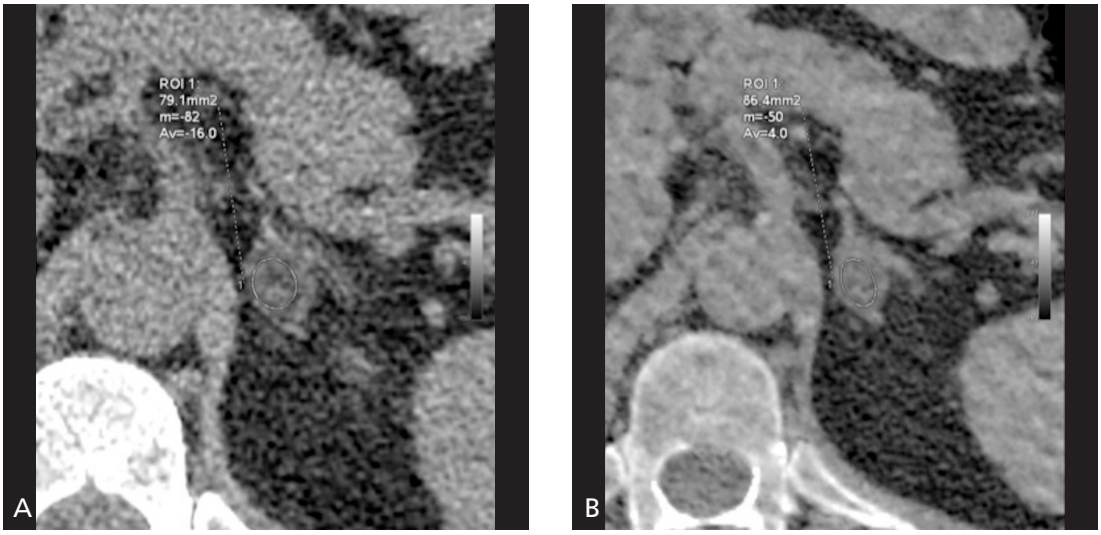
haritaları böbrek taşı karakterizasyonunda da kullanım alanı bulmuştur. Böbrek taşları çoğunluğu kalsiyum içerikli olmak üzere farklı bileşenlere sahip olup farklı taş tiplerinin aynı atenüasyon değerlerine sahip olabilmeleri nedeni ile konvansiyonel BT'de karakterize edilemezler. Böbrek taşlarının bileşiminin 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 ayrımı 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 (-ürik 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 boyutu 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 batın 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 dekompozisyon 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].

EĞİTİCİ NOKTA

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 ışınlı, tek enerji BT'yi daha üst bir noktaya taşımıştır. ÇEBT uygula-

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, Prevrhal 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, Scheffel 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 açlığı 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 absorbsiyonu 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 yapılabilmektedir.

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 fotolektrik 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 arttırılırsa intralüminal kontrast arttırılabilir.
   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 arttırarak radyasyon dozunu arttırır.
   e. Sanal kontrastsız görüntülerin gerçek kontrastsız görüntülerin yerine kullanılması doz azaltılmasına anlamlı katkı sağlamaz.

Cevaplar: 1c, 2a, 3c, 4e, 5b

TRD 1924 TÜRK RADYOLOJİ DERNEĞİ

TÜRK RADYOLOJİ SEMİNERLERİ

Trd Sem 2020; 8: 110-128

BT İncelemelerde Görüntü Kalitesi ve Artefaktlar

Gökçe Kaan Ataç[1], Tolga İnal[2]

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Görüntü kalitesinin tanımı
- Görüntü kalitesini belirleyici özellikler
- BT'de görüntü kalitesi nasıl değerlendirilir?
- BT artefaktlarının oluşumu ve önlenmesi yöntemleri

Ataç GK, İnal T. BT İncelemelerde Görüntü Kalitesi ve Artefaktlar. Trd Sem 2020; 8: 110-128.

GİRİŞ

Bilgisayarlı Tomografide (BT) görüntü kalitesi tanımlanması ve etki eden faktörlerin anlaşılması açısından karmaşık bir konudur [1]. Görüntü kalitesi değişik şekillerde tarif edilebilir. Bu metinde öncelikle tanımı ve daha sonra pratik yönleriyle görüntü kalitesine ışınlama ve protokol parametrelerinin katkıları anlatılacak ve günlük kullanımında nasıl değerlendirilebileceği, teknik yönüyle sunulacaktır. Görüntü kalitesine pratikte en çok etki eden faktör olan ve kullanıcıyı problem varlığı için uyaran artefaktlar konusu da bu metinde en son ele alınacak bölümdür. Bu anlatım içinde, görüntüleme zinciri kavramı vurgulanarak konunun daha anlaşılır olması amaçlanmıştır. Görüntüleme zinciri, BT görüntüsünün radyolog için değerlendirilebilir şekilde ortaya çıkmasına kadar etkili olan tüm cihaz bölümlerinin katkısının açıklanmasıdır. Hem görüntü kalitesine etkileyen faktörler hem de artefaktların tarifinde, bu sıralamanın pratik yararı olduğu öngörülmüştür [2-5].

BT cihazının görüntüleme zinciri ve görüntü kalitesine etkili olan parametreler Resim 1'de gösterilmiştir.

Görüntü kalitesine etkili olan başlıca etkenler olarak tüp potansiyel farkı (kV), tüp akımı, tüp dönüş zamanı, pitch faktörü, dedektör kalınlığı ve kesit kalınlığı, kesitin alındığı kesit genişliği (FOV), rekonstrükte edilen kesitin kalınlığı, intervali ve rekonstrüksiyon algoritmaları öncelikle düşünülmelidir. Görüntü kalitesinin ana elamanları olan uzaysal ve kontrast çözünürlük üzerine bu parametrelerin etkisi tabloda verilmiştir (Tablo 1). Uzaysal çözünürlük ile birbirine yakın iki noktanın kolayca ayırt edilebilmesini, kontrast çözünürlük ile ise birbirine yakın dansitede iki noktanın net görülebilmesi ifade edilmektedir.

BT görüntü kalitesini belirleyen dört ana eleman olarak uzaysal ve kontrast çözünürlük yanında gürültü ve artefaktların da mutlaka

EĞİTİCİ NOKTA

[1]Ufuk Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye
[2]Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

✉ Gökçe Kaan Ataç • gokcekaan.atac@ufuk.edu.tr

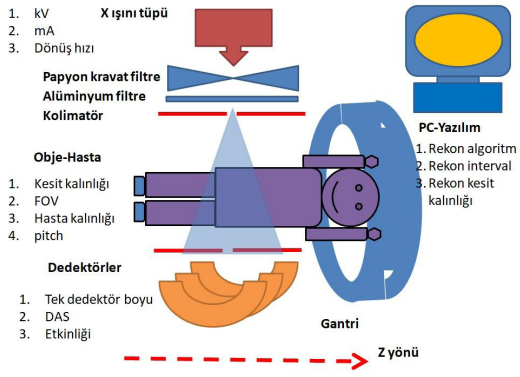
© 2020 Türk Radyoloji Derneği.
Tüm hakları saklıdır.

doi: 10.5152/trs.2020.842
turkradyolojiseminerleri.org

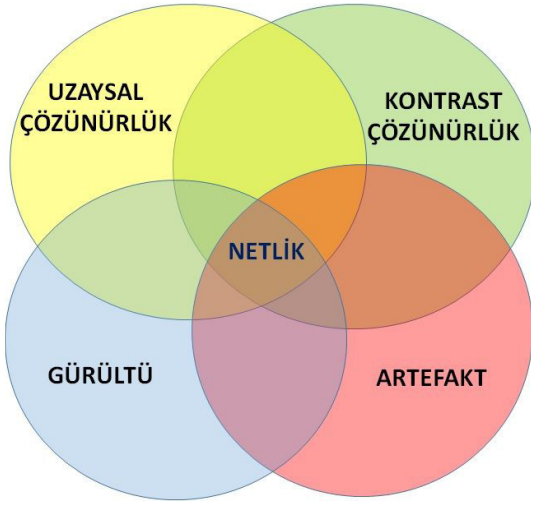
Tablo 1: **Görüntü Kalitesini Etkileyen Işınlama ve Rekonstrüksiyon Parametreleri ile Bunlara Bağlı Değişen Görüntü Kalite Özellikleri**

Değişken*	Düşük Çözünürlük	Yüksek Çözünürlük	Düşük Kontrast	Yüksek Kontrast	Açıklama
kV	Azalırsa	Artarsa	Artarsa	Azalırsa	
mA	Azalırsa	Artarsa	Azalırsa	Artarsa	
Dönüş hızı	Azalırsa	Artarsa	Azalırsa	Artarsa	
Pitch	Artarsa	Azalırsa	Artarsa	Azalırsa	Z aksında çözünürlük
FOV	Artarsa	Azalırsa	-	-	Konrasta etkisi olmaz
Rekon.kesit kalınlığı	Azalırsa	Artarsa	Azalırsa	Artarsa	
Rekon.interval	Geniş	Dar			
Rekon.algoritma	Yumuşak	Keskin	Yumuşak	Keskin	Üretici firmalarda isimleri farklı

*Diğer değişkenlerin sabit kaldığı düşünülerek değişkenlerin görüntü kalitesi bileşenlerine etkisi değerlendirilmelidir.



Resim 1. BT cihazında görüntüleme zinciri



Resim 2. Netlik ve parametre ilişkisi

hatırlanması gerekir. Kontrast çözünürlüğünün gürültü ile yakın etkileşimi daima hatırlanmalıdır. Bu dört parametrenin klinik amaca en uygun birleşiminde net ve kaliteli bir görüntüden bahsedilebilir (Resim 2).

BT cihazında son otuz yıldaki gelişmeler, tek kesit alabilen bir teknolojinin hasta ilerleyişi yönünde yani Z ekseninde 300'den fazla dedektörün kullanıldığı günümüz olanaklarına ulaşmasına neden oldu. Bu gelişme longitudinal çözünürlük kavramı ile birden fazla dedektörün bir kesit oluşturabilme yeteneğini ortaya çıkardı. Birden fazla dedektörün artan kesit alanı, daha fazla foton toplayarak daha yüksek bir kontrast çözünürlüğü oluştururken, uzaysal çözünürlüğün daha ince kesitlere göre azalmasına neden olmaktadır. BT görüntüsünde, klinik gereksinim ve bunu en düşük hasta dozunda oluşturma çabası da optimizasyon süreci olarak adlandırılmaktadır [3-5].

BT incelemelerinde görüntü kalitesi değerlendirilmesinde, güncel literatürün ve konusunda yetkin bilim insanlarının yaklaşımı, konuyu iki yönden ele almak yönündedir.

Birinci olarak görüntünün içsel kalitesi irdelenmelidir. Bu ölçülebilir ve çoklukla sistemin tüm performansının görüntü üzerindeki etkisinin değerlendirildiği niteleyici bir parametredir. Bu tip ölçümler için uzun yıllar çok araştırılmış ve literatürde iyi açıklanmış bir konudur [6]. Performans ölçümleri genelde, servis mühendisi, medikal fizik uzmanı veya günlük rutinde, teknikerlerin standart veya cihaza özgü (çoklukla üreticisi tarafından cihaz ile birlikte verilen) fantomlar ile yapılır. Sonuçlarının matematiksel olarak değerlendirilmesi, değerlendirilen sonuçların, uluslararası kuruluşların, üreticilerin ve literatürün önerdiği referans değerler ile karşılaştırılarak sonuçlandırılan yöntemlerdir [7-12]. Cihaz performans ölçümleri ve kalite temini konularına giren bu tip yöntemler ülkemizde de Tıbbı İlaç ve Cihaz Kurulunun 2015 yılında yayınlamış olduğu yönerge ile ülke çapında akredite kuruluşlar tarafından takip edilmeye başlanmıştır [12].

İkinci ele alınacak yön, görüntünün tanısal olarak kullanılabilirliği yani performansı, klinik olarak değeridir. Bu tamamen göreceli bir kavram olarak görülmekte, bu alanda çalışan bilim insanları ve literatürün ortak kanıya varmadığı bir alandır. Çeşitli yöntemler denenmiş ve genelleştirilmeye çalışılmış olsa da, klinikten kliniğe, cihazdan cihaza, hekimden hekime değişiklik gösteren bu kavram, araştırma dünyasında birçok tartışmaya sebep olmuş ve hala da olmaktadır. Son zamanlarda daha da popülerleşen bu konuda çok sayıda bilimsel araştırma vardır [13, 14, 15].

Artefaktlar ise tamamen ayrı bir kategoride tartışılması gereken bir konudur. Kaynağı; cihaz, yanlış klinik uygulama, hasta veya dış etmenler dahi olabilen artefaktlar, görüntü kalitesini olumsuz yönde etkilemekte hatta kimi durumlarda hekimleri yanlış tanıya dahi yönlendirebilmektedir. Artefaktların bir hasta görüntüsünde ayırt edilmesi bazı durumlarda oldukça zor olmakla birlikte çoğu durumda belirlenebilir. Ancak, cihaz kaynaklı artefaktlar homojen dağılıma sahip BT fantomları ile yapılacak uzman medikal fizikçi veya servis mühendisi incelemelerinin ardından ortaya konabilir. Hasta kaynaklı olan artefaktların ayırt edilmesi oldukça zor olmakla beraber metal etkisi veya kalibrasyon problemi gibi artefaktları ayırt etmek için yöntemler vardır [13]. Yanlış BT protokollerinin uygulaması sonucu oluşan artefaktların ayırt etmesi diğerlerine göre nispeten daha kolay olmakla birlikte, tüm artefakt tipleri ve ayırt etme yöntemleri aşağıda görsel örnekler ile anlatılmıştır.

Pek tabi ki görüntü kalitesi tüm radyolojik modalitelerde olduğu gibi hastaya verilen radyasyon dozu ile sıkı bir ilişki içindedir. Görüntü kalitesi ve hastanın bu işlemden aldığı radyasyon dozu denklemi, iki değişkenin optimizasyonunun çaba gerektirdiği ve tüm radyoloji kliniklerin sabırla peşinde koşması gereken, protokol optimizasyonu konusunun önemini bir kez daha vurgulamaktadır [15-18].

EĞİTİCİ NOKTA

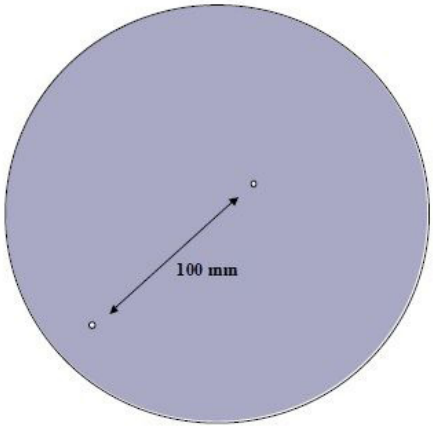
BT'DE GÖRÜNTÜ KALİTESİ (FİZİKSEL/CİHAZ/TEKNOLOJİ)

BT'de görüntü kalitesinin niteleyici olarak ölçülmesi mümkündür. Bunun için uluslararası kuruluşların yayınladığı standart/rehber türü dokümanlarda ve literatürde çok sayıda kaynak vardır [15, 16, 17]. Üzerinde oldukça çalışılmış ve ortak fikir olmuş testleri aşağıdaki gibi sıralayabiliriz.

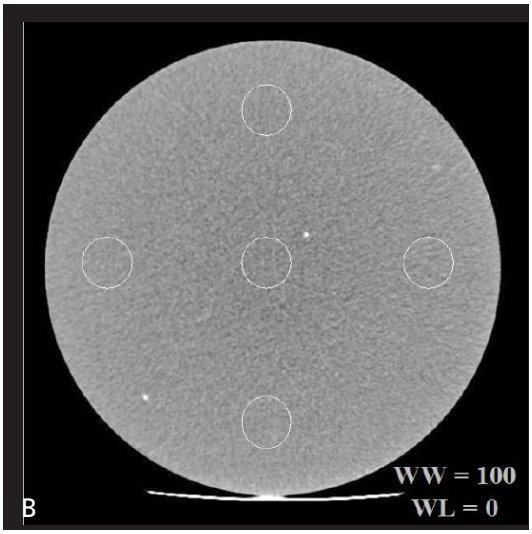
Görüntü Kalite Testleri

BT numarası (HU-Hounsfield Unit) tutarlılığı ve gürültü

Bu testte amaç homojen bir tomografik görüntüde herhangi bir artefakt olup olmadığının araştırılması ve görüntünün merkezine çizilen bir "ilgi alanı" (Region of Interest-ROI) ile BT numarası tutarlılığı ve gürültünün kontrol edilmesidir. Bunun için su fantomu veya görüntü kalite kontrol fantomunun su eşdeğeri katı homojen bölgesi kullanılır. Bu ilgi alanlarındaki BT numarası değerlerinin standart sapması istatistiksel gürültünün büyüklüğünü gösterir.



A



B

Resim 3. A, B. BT numarası doğruluğu, tutarlılığı ve gürültü hesaplama için kullanılan fantom kesitinin (A) şematik, (B) BT kesit görünümü

BT numarası doğruluğu

Belirli enerjide seçilen X-ışın demetinin ortalama enerjisi, soğurucudan geçerken saçılmalar ve soğurulmalar nedeniyle artar ve buna demet sertleşmesi adı verilir. Homojen bir su fantomu görüntüsünde demet sertleşmesine bağlı olarak merkezde ve kenarlarda ölçülen BT numaraları birbirlerine göre değişkenlik gösterebilir. Bu değişkenliğin belirli kabul sınırları vardır ve kontrolü yapılan sistemde ölçülen değerlerin bu aralığın içinde olup olmadığı kontrol edilmelidir (Resim 3).

BT numarası doğrusallığı

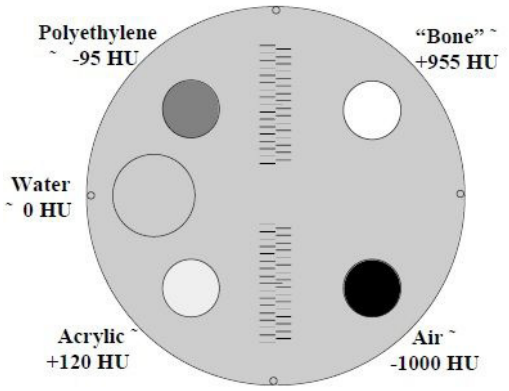
Her bilgisayarlı tomografi taraması için bilgisayarın hafızasında, 3 boyutlu bir bilgi matrisi oluşturulur. İki boyut matris boyunca x ve y koordinatlarıdır, burada üçüncü boyut ile ifade edilmek istenen bilginin miktarının depo edildiği hacim elemanlarıdır (voksel). Her voksel için, içerisinde bulunan farklı yapıların doğrusal azalım katsayıları suyun doğrusal azalım katsayısına göre normalize edilerek BT numaraları hesaplanır ve görüntü BT numaralar matrisi olarak görüntülenir. Verilmiş bir demet enerjisi için bu ilişki mümkün tüm BT numaraları üzerinde doğrusal olmalıdır [6]. BT numarası bilinen bir materyalin, beklenen BT numarası ile elde edilen BT numarası uyum içerisinde olmalıdır (Resim 4).

Düşük kontrast ayırma gücü

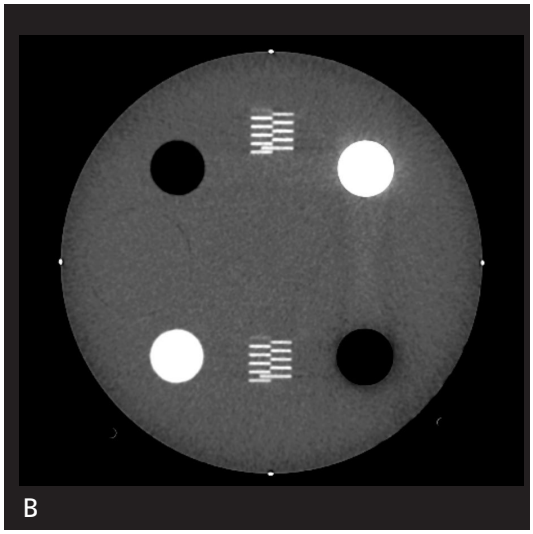
Testin amacı, sistem ayırma gücü sınırının üzerindeki boyutlarda ancak ayırt edilebilen düşük kontrasttaki objelerin ayırma gücünün belirlenmesidir. Klinik uygulamalarda konvansiyonel X-ışın sistemlerine göre x-ışın bilgisayarlı tomografisi sistemlerinin en etkin faktörü düşük kontrast ayırma gücüdür. Obje kontrastının sistemin gürültü sınırına yaklaşması ile düşük kontrast yapıya sahip objelerin görüntüde ayırt edilebilmeleri zorlaşır. Düşük kontrast ayırma gücü, düşük kontrast objelerin değişen boyutlarını içeren bir fantomla ölçülür (Resim 5).

Yüksek kontrast ayırma gücü

Testin amacı, sistemin yüksek obje kontrastına sahip objeleri ayırt edebilme gücünün belirlenmesidir. Ekran film radyografisi ile karşılaştırıldığında bilgisayarlı tomografideki yüksek kontrast ayırma gücü belirgin bir şekilde kötüdür. Film ekran sistemlerinin tipik ayırma gücü limiti 4-20 çizgi çifti/cm iken x-ışın bilgisayarlı tomografisinin 0,5-2 çizgi çifti/cm'dir [23]. BT sistemlerinde yüksek

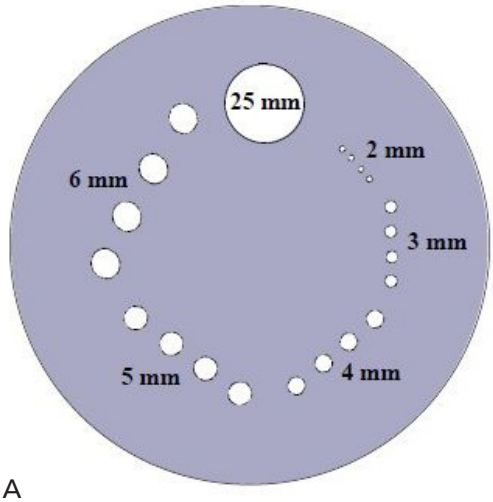


A

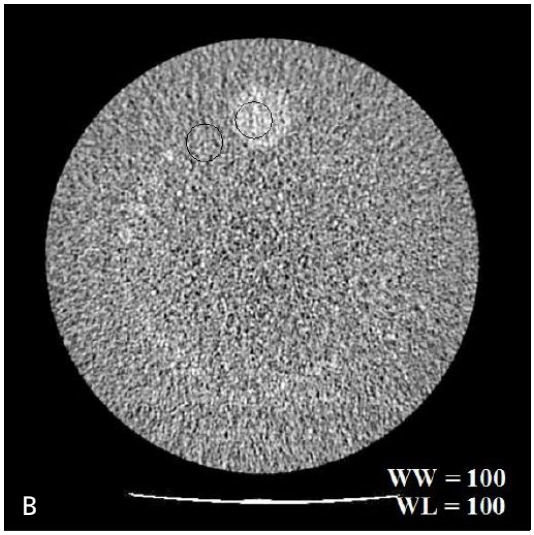


B

Resim 4. A, B. BT numarası doğrusallığı testinde kullanılan ve farklı materyaller içeren fantom kesitinin (A) şematik, (B) BT kesit görünümü



A



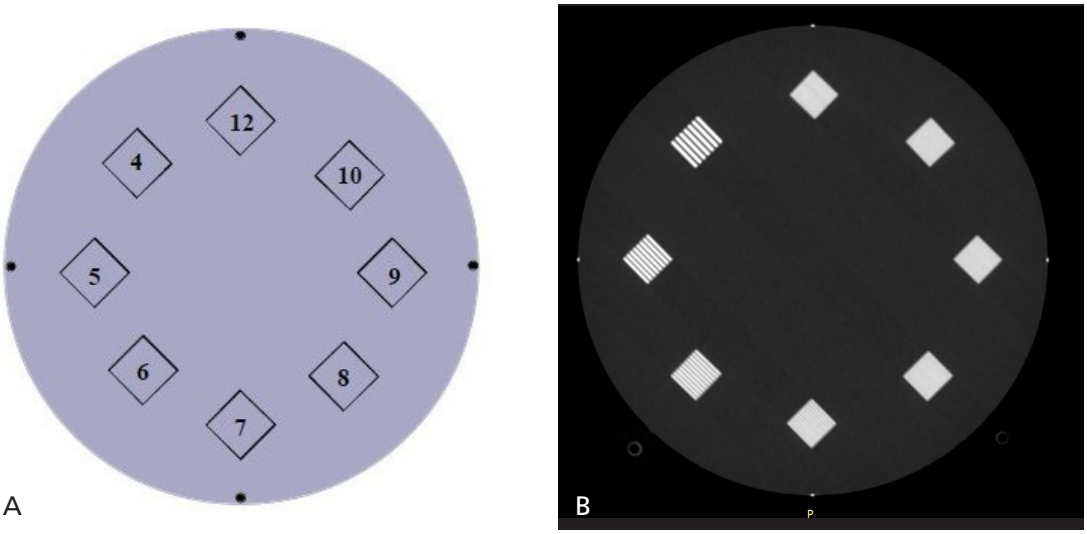
B

Resim 5. A, B. Düşük kontrast ayırma gücü ölçülmesinde kullanılan fantom kesitinin (A) şematik, (B) BT kesit görünümü

kontrast ayırma gücü çizgi çifti/cm olarak ifade edilir. Bir sistemin ayırma gücü, iki objenin yerleştirilebildiği ve hala ayrı iki obje olarak görüntülenebildiği minimum mesafe olarak ifade edilir. Bu tanım görüntülenen objenin şekline bağlı olduğu için pratik değildir. Yüksek kontrast ayırma gücü görsel ve nümerik olmak üzere iki yöntemle ölçülür. Görsel ölçüm, üzerinde değişen uzaysal frekanslara karşılık gelen çizgi çifti desenleri bulunduran bir fantomda, gözün ayırma gücü sınırındaki değerin belirlenmesi ile yapılır (Resim 6).

Görüntülenmiş kesit kalınlığı

Görüntülenmiş kesit kalınlığı, daha önce hesaplanan radyasyon doz profilinden farklı olarak özel bir fantom yardımıyla elde edilen görüntülerden hesaplanarak elde edilir. Amaç hasta üzerine düşen kesit kalınlığı ölçülmesinin yanında hastadan geçerek dedektörler üzerine düşen kesit kalınlığının ölçülmesidir. Z ekseni boyunca ayırma gücü olarak da adlandırılır. Basitçe görüntülenmiş kesit kalınlığı, tipik olarak z ekseni boyunca kesit profilinin FWHM'u



Resim 6. A, B. Yüksek kontrast ayırma gücü ölçülmesinde kullanılan fantom kesitinin (A) şematik, (B) BT kesit görünümü

(Full width at half-maximum-Yarı yükseklik tam genişliği) olarak tanımlanır. Tarama genişliği bir metal eğimli test objesi ile hesaplanabilir

Görüntü kalite testleri, elde edilen kesit görüntüleri üzerinde yapılır. Tomografi sistemlerinde otomatik olarak çalışan ve ortak olarak kullanılan hava kalibrasyonu ve hızlı kalibrasyonlar, sistemin BT numarası kalibrasyonlarının ve düzeltmelerinin otomatik olarak yapılmasını sağlarlar. Hava kalibrasyonları hasta alınmadan önce her sabah ve hızlı kalibrasyon ise haftada en az iki kere yapılmalıdır.

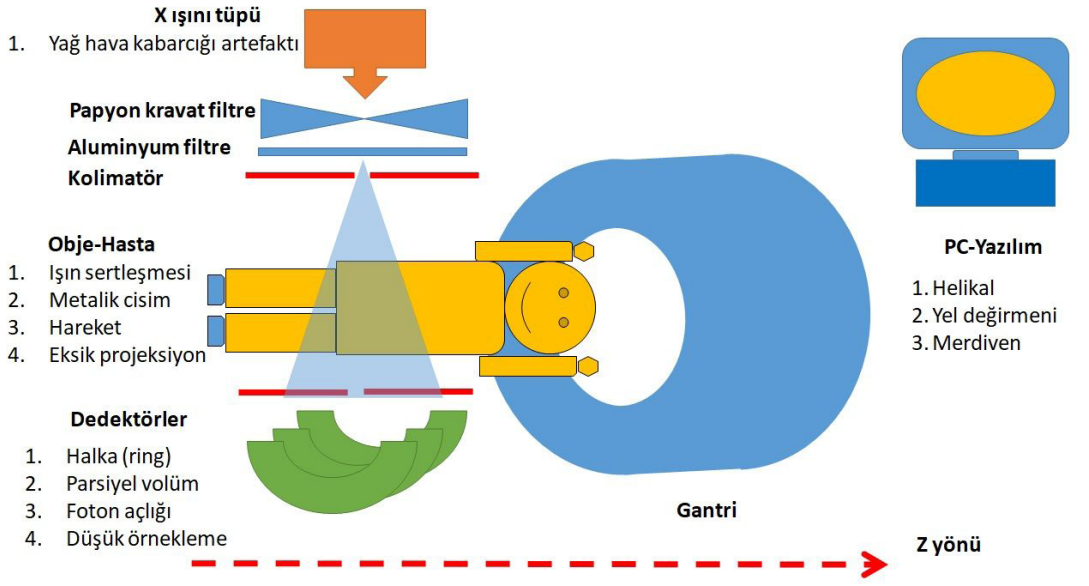
Son yıllarda yapılan çalışmalarla rutinleşen bu testlere ek olarak ölçülmesi önerilen metrikler eklenmiştir. Bunların en başında görev tabanlı görüntü kalite metrikleri gelmektedir. Modüler transfer fonksiyonu hesaplamanın yanı sıra görev tabanlı transfer fonksiyonu hesaplanarak, bir gözlemcinin önceden tanımlı bir tanısal görevi ne kadar etkin yapabileceğini ölçmeyi amaçlar. Böylece, görüntüden görüntüye, klinik talepten talebe değişiklik gösteren, görüntüdeki gürültü miktarı, gürültünün yapısı ve ayırma gücünden bağımsız bir tanısal iş/görev tabanlı bir metrik, elde edilen görüntünün ne kadar tanısal olduğunun matematiksel bir ölçüsünü verir. Benzer şekilde uzaysal ayırma gücü içinde iş/görev tabanlı metrik tanımlanmakta ve ölçülmesi önerilmektedir [13].

BT'DE GÖRÜNTÜ KALİTESİ (KLİNİK/TANISAL)

Yukarıda bahsedilen tüm matematiksel ve ölçüm tabanlı teknikler, klinik görüntüde anlaşılması zor olan, görüntü kalitesiyle ilgili tüm metrik ve parametreleridir. Tüm bu standartlaşmış yaklaşımların yanı sıra hekimlerin direkt olarak hasta görüntüsünde de kolaylıkla anlayabileceği klinik/tanısal görüntü kalitesinden bahsetmek gerekir. Her ne kadar ayırt edilmesi zor olsa da, iyi eğitilmiş tecrübeli bir hekimin, bu tip görüntü kalite problemlerini uygulanan tanısal protokollerde hasta görüntülerinde de kolaylıkla fark edebilmesi beklenir. Bunların en kolay fark edilebildiği klinik durumlar; kontrastlı BT ışınlamaları, obez hasta görüntüleri, fokal nodüller ve girişimsel BT incelemeleridir [19].

Kuşkusuz örnekler çoğaltılabilir fakat yerimizin sınırlı olması sebebiyle daha fazla örnek vermeye gerek yoktur. Klinik görüntünün tanısal olup olmadığı konusunda yetkili ve sorumlu profesyoneller radyologlardır ve görevleri gereği bu tip aksaklıkları gidermeleri beklenmektedir. Bu görevin yerine getirilmesini diğer klinik hekimlerinden beklemek amacına ulaşmayacak bir süreç olur.

EĞİTİCİ NOKTA



Resim 7. Görüntüleme zincirine gore artefakt tipleri ve sınıflaması

BT'DE ARTEFAKTLAR VE AYIRT ETME YÖNTEMLERİ

Fiziksel parametreler bölümünde anlatıldığı üzere görüntüdeki cihaz kaynaklı artefaktları tespit etmek için homojen su veya su eş değeri fantom görüntüleri kullanılır. Eğer BT cihazının günlük, haftalık kalibrasyon testleri düzenli olarak belli aralıklar ile yapılıyor ise ve dedektör, kolimasyon düzeneklerinde bir arıza yok ise genelde bu tip bir artefakt analizi sonucunda görüntüde bir sorun beklenmez. Fakat maalesef artefaktlar sadece cihaz kaynaklı değildir. Hasta kaynaklı, görüntülenen bölge kaynaklı artefaktlarda mevcuttur.

Artefakt, rekonstrükte edilerek oluşturulan BT resmindeki dansite değerleri ile objenin gerçek attenuasyon değerleri arasındaki sistemik uyumsuzluk olarak tanımlanabilir. BT de daha fazla artefakt oluşmasının nedeni, bu modalitede oluşturulan görüntünün BT dedektörlerindeki milyonlarca ölçümden yapılan hesaplamalara dayalı olmasıdır. Artefaktlar görüntü kalitesini bozabilecekleri gibi, oluşturdukları yalancı görünüm tanısal yanlışlıklara da yol açabilir. Artefaktlar çizgilenmeler, gölgelenmeler, halka veya şekil bozukluğu şeklinde oluşabilir. Çizgilenme artefaktları tek bir ölçümde, gölgelenmeler ise bir grup dedektör veya kesitteki gerçek değerlerden kayma ile ortaya çıkabilir. Halka artefaktları tek dedektörün yaptığı ölçüm hatalarına, helikal artefaktlar ise rekonstrüksiyona bağlı oluşur [20-24].

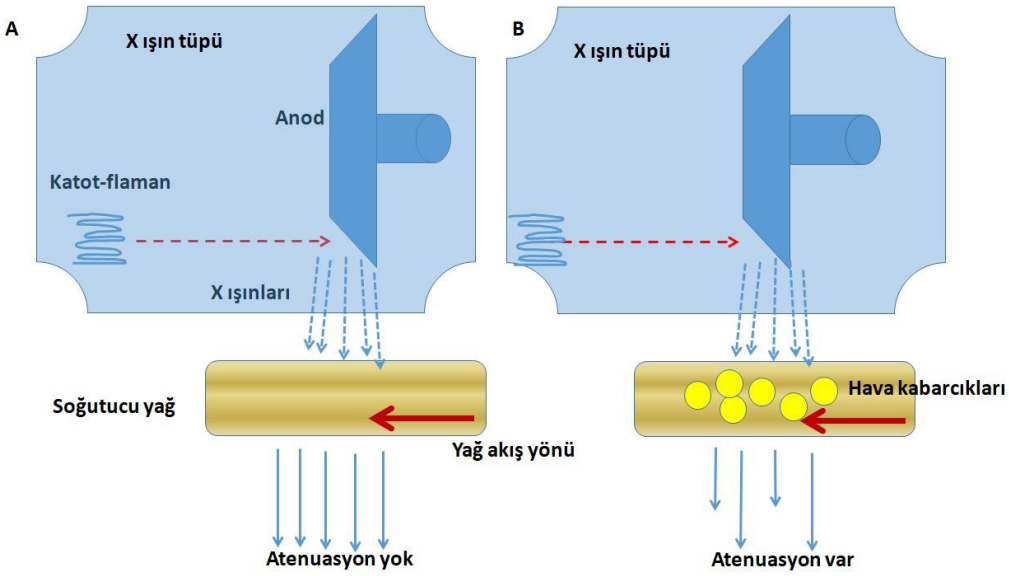
Bu görüntü hatalarını daha iyi anlayabilmek için çeşitli sınıflamalar kullanılmaktadır. Bu metinde, artefaktlar BT görüntüleme zincirinde hangi aşamada oluştuklarına göre sınıflandırılarak anlatılacaktır. BT de görüntüleme zinciri olarak, sırasıyla x ışın tüpünü, haube ve x ışın filtreleri, kalimatörler, obje (hasta veya kalite kontrol fantomu), dedektörler ve rekonstrüksiyon işlemlerinin yapıldığı bilgisayar ve görüntüyü oluşturan yazılımları hatırlamalıyız (Resim 7).

X Işını Tüpünden Kaynaklanan Artefaktlar

Yağ hava kabarcığı artefaktı

X ışını tüpünün çalışması sırasında ısınmasını önlemek için haube içinde soğutma amacıyla yağ dolaşımı sağlanmaktadır. Bu haznenin içinde hava kabarcıkları oluşması halinde, ışınlama sırasında x ışın fotonlarının hava kabarcıkların-

EĞİTİCİ NOKTA



Resim 8. Haubenin içinde x ışını tüpünün ısınmasını azaltmak için kullanılan ve devamlı hareket eden yağın içindeki hava kabarcıkları x ışını fotonlarını attenue ederek klinik olarak önemi artefaktlar oluşturabilir.

dan geçmesi, attenuasyonuna neden olmaktadır. Bu heterojen enerjide foton grubu objeden geçtikten sonra dedektöre ulaştıklarında, oluşan görüntü özellikle beyin BT resimlerinde tanısal soruna yol açabilecek hipodens alanlar şeklinde görüntülenebilir (Resim 8) [25, 26].

Filtrelerden Kaynaklanan Artefaktlar

Yarım ay artefaktları

Cone beam BT uygulamalarının maksillofasiyal görüntüleme ve radyoterapide kullanımının artması ile yeni artefaktlarda tanımlanmaktadır. Cone Beam BT sisteminde "Bow tie" (papyon kravat) filtrenin dedektör ile geometrik uyumsuzluğunda görüntüde "yarım ay" (crescent), biçimli artefaktlar oluşabilmektedir. Bu uyumsuzluğun yazılımsal olarak düzeltilmesine yönelik çalışmalar vardır.

Obje-Hasta Kaynaklı Artefaktlar

Işın sertleşmesi artefaktları

Işın sertleşmesi artefaktları; x ışını demeti objeden geçtiğinde, içindeki değişik enerjide fotonlardan düşük enerjileri olanların attenuasyonuna bağlı olarak kaybolur ve kalan yüksek enerjili fotonlar nedeniyle "sertleşir" yani ortalama enerjisi artar. Dedektöre ulaşan fotonlar cupping (kahve fincanı) ve koyu renkli bantlar şeklinde çizgisel artefaktlar oluşturabilir (Resim 9) [27].

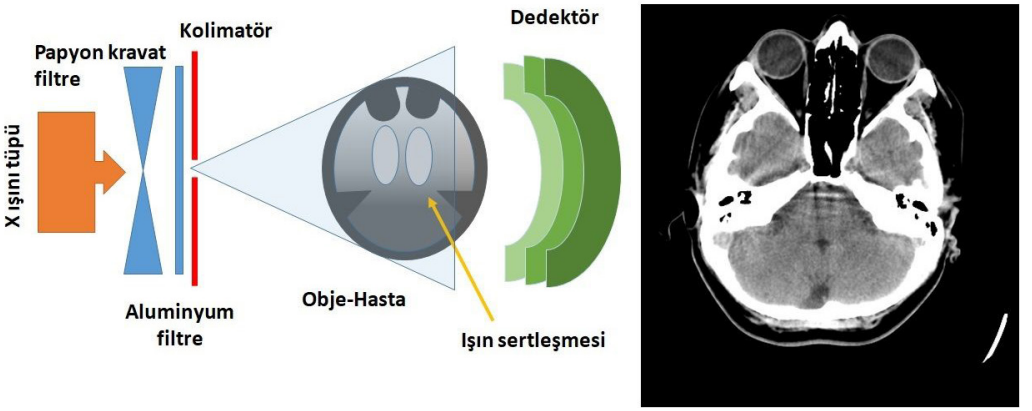
Cupping artefaktları

Cupping artefaktları, kesiti yuvarlak olan objenin merkezinde artan kalınlığa bağlı ışın demetinde oluşan "sertleşme" nedeniyle resimde objenin merkezinde beklenenden daha yoğun dansite oluşması ile gerçekleşir (Resim 10) [28].

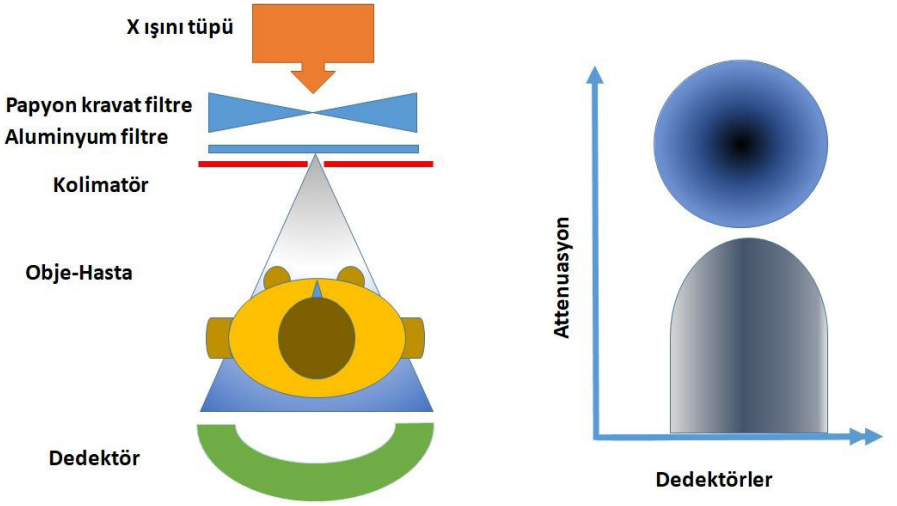
Vücudun iki yoğun bölümü arasında, örneğin temporal apeksler veya iki iliak kanat arasında çizgilenme şeklinde oluşan ışın setleşmesi ise benzer şekilde lateralden gelen ışınlardan daha az enerjili-delici olanların attenue olması, sertleşen x ışın demetinin toplamda daha delici olması esasına dayanır. Benzer şekilde yoğun kontrast içeren damarsal yapılar veya mesane-kolon gibi organlara koşu alanlarda da ışın sertleşmesi oluşabilir.

Bu artefaktların azaltılması veya yok edilmesinde değişik uygulamalar yapılmaktadır.

EĞİTİCİ NOKTA



Resim 9. Işın setleşmesi artefaktı hastanın daha yoğun bölgelerinde, en tipik olarak kranyumda iki petroz apeks arasında çizgilenmeler şeklinde ve bazen parankimin değerlendirmesini engelleyecek yoğunlukta oluşabilir.

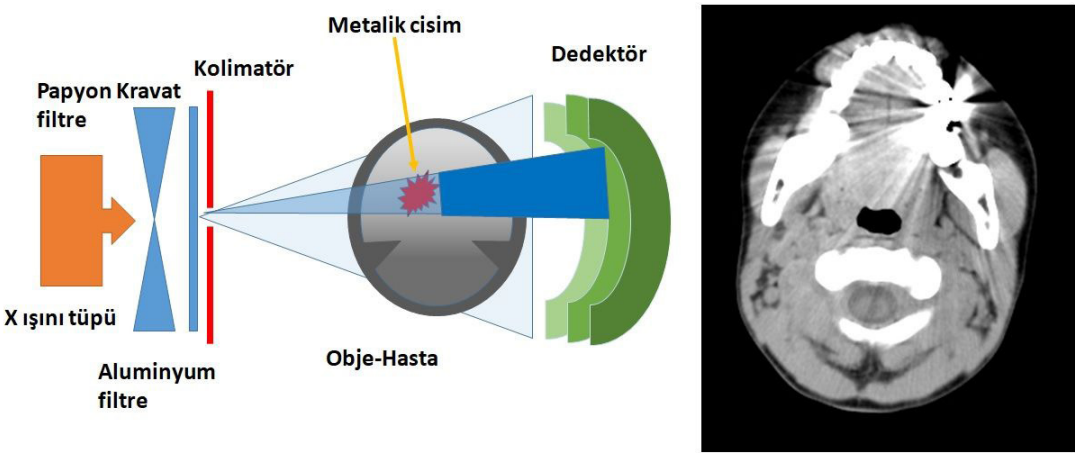


Resim 10. Cupping artefaktları hastanın daha kalın olan orta bölümünde x ışını footonlarının, hastanın çevre bölümlerine göe daha fazla attenue olarak sertleşmesi nedeniyle oluşabilir. Kelebek filtreler bu etkiyi azaltmak için geliştirilmiştir.

Tüpten çıkan x ışınının alüminyum ve kelebek "papyon kravat" filtreler ile daha önce sertleştirilmesi, delici olmayan fotonların demetten uzaklaştırılması olasıdır. "Papyon kravat" filtre merkezi daha ince olduğun ışın demetinin çevresini merkeze göre daha çok sertleştirerek yuvarlak obje kesitinde dengeleme oluşturmaktadır. Yazılımsal olarak veya kalibrasyon ile de bu artefaktların önlenmesine çalışılmaktadır. Teknikerin artefakt olabilecek bölgede gantriyi açılandırması veya hastaya uygun posizyon vermesi de ışın sertleşmesi artafaktlerını önlemek için uygulanabilir [29-34].

Metalik Artefaktlar

Tarama alnında metalik cisimlerin bulunması önemli çizgisel artefaktların oluşmasına



Resim 11. Metalik artefaktlar hastada bulunan metalik objede x ışını demetinin tam olarak absorbsiyonu sonrası dedektörde algılanmaması nedeniyle oluşmaktadır.

neden olabilir. Metalin x ışınında oluşturduğu attenuasyon bilgisayarın karşıladığı ortalama attenuasyon değerlerinin üzerinde olduğu için tam olmayan profiller oluşur. Aynı alanda ışın sertleşmesi, parsiyel volüm ve aliasing gibi artefaktların da oluşması nedeniyle çok dansiteli cisimlerin BT görüntülenmesinde karmaşık artefaktlar oluşabilir (Resim 11). Çıkarılabilir metalik malzemenin taramadan önce uzaklaştırılması önemlidir. Protez, ortez, kalp pili gibi çıkarılamayan metalik cisimlerin varlığında kesitlerin o bölgeden geçmesini engelleyecek şekilde gantrinin açılandırılması, kilovoltun deliciliğinin arttırılması ve daha ince kesitler alınması ile artefaktın olumsuz etkisi azaltılmaya çalışılabilir. BT üretici firmalar tarafından metalik artefakt azaltıcı yazılımlar da geliştirilmiştir. İteratif rekonstrüksiyon yöntemleri ve çift enerji BT uygulamalarında da metalik artefakt azaltma yöntemleri etkili olarak kullanılmaktadır [35-38].

Hasta Hareketi Artefaktları

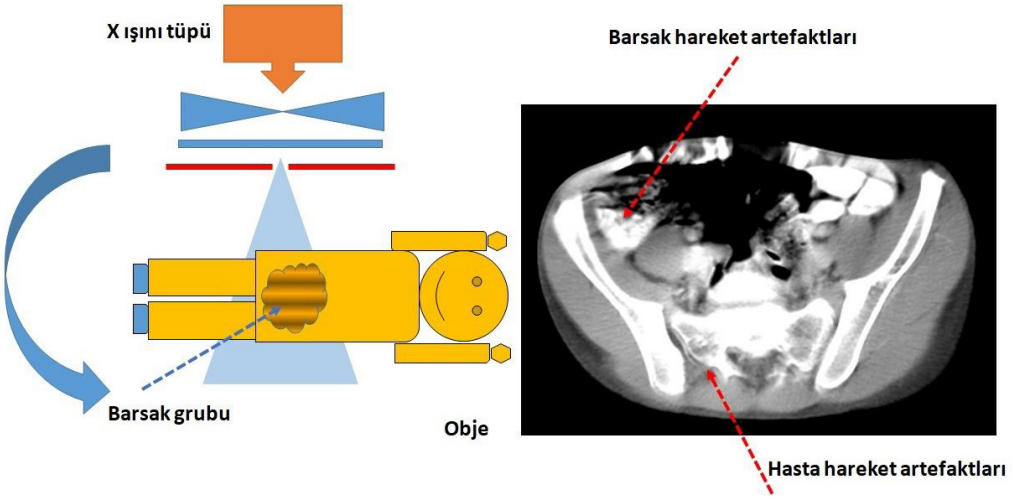
Hasta hareketleri de oluşturulan BT resminde çizgilenme veya gölgelenme şeklinde artefaktlar oluşturabilir. Bu durumda da hasta ya da tekniker tarafından engellenebilecek hareketler hastaya telkin veya yardımcı mekanik destek malzemeleri kullanılarak önlenebilir. Özellikle pediatrik ve bilinci kapalı hastalarda uygun şartlar olduğunda sedasyon da denenebilir.

Bu önlemlerin etkili ya da yeterli olmadığı durumlar için üretici firmalar tarafından geliştirilen yöntemler mevcuttur. BT cihazının her dönüşünde topladığı bilgiyi arttırmak için, tüpün 360 dereceden daha az veya fazla dönüşü ile bilgi toplayan yöntemler kullanılmaktadır. Tüpün 360 dereceden yaklaşık yüzde 10 daha fazla dönüşü ile toplanan bilgiden hesaplarının ortalaması alınarak hareket artefaktı azaltılabilir. Tamdan daha kısa dönüşler de bu amaçla etkili olabilir ancak azalan expojura bağlı çözünürlük kaybını da göze almak gerekir. Yazılımsal olarak hareket artefaktlarını azaltan önlemler dışında, kardiak tetikleme yazılımı, özellikle koroner arter patolojisi ve pulmoner emboli araştırmak amaçlı pulmoner BT Anjiografi çalışmalarında etkili olabilir. Bu teknikte, kalbin en az hareket ettiği noktada alınan görüntüler kullanıldığı için kalp hareketine bağlı artefaktlar azalmaktadır (Resim 12).

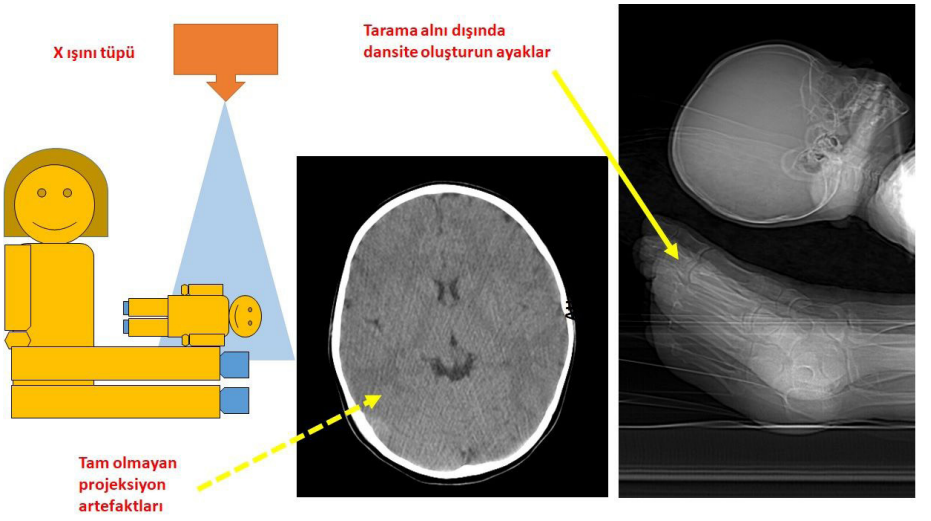
EĞİTİCİ NOKTA

Eksik Projeksiyon Artefaktı

Eğer hastanın bir bölümü tarama alanı dışında kalır ve resimde görünmezse bile bilgisayar bu bölümlerden gelen yetersiz attenuasyon sin-



Resim 12. Barsak hareketlerine bağlı oluşan istemsiz hareket artefaktları ve hastanın gövdesini hareket ettirmesine bağlı sacrum konturundaki artefaktlar



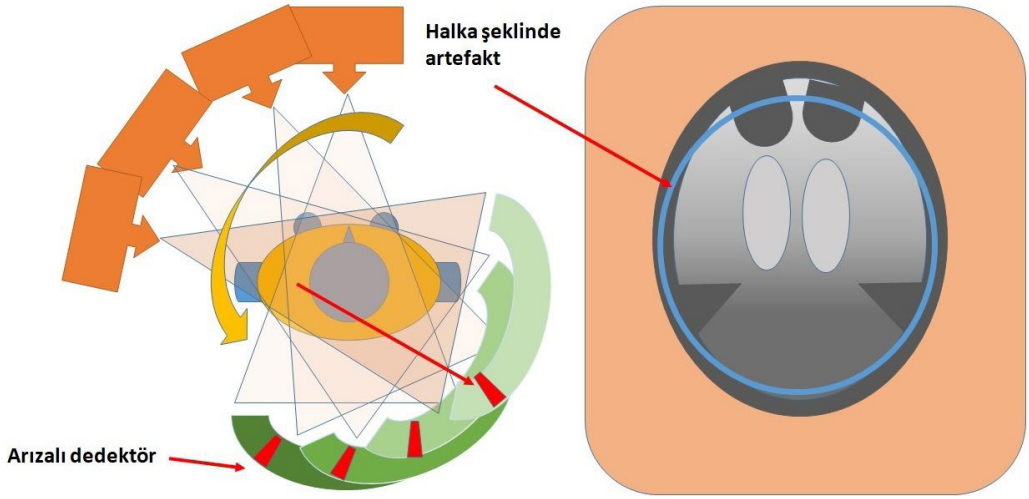
Resim 13. Eksik projeksiyon artefaktı olarak bebek hastanın kranyum BT'si sırasında FOV dışından gelen çizgilemeler seçilmektedir. Bunun nedeni, bebeğin rahat etmesi ve hareket etmemesi amacıyla annesi ayağına yatırılarak gantriye bu şekilde alınması ve fotonların bebekten önce annenin ayak kemiklerinde attenue olmasıdır.

yallerini içeren bilgileri çizgi ve gölgelenme artefaktları şeklinde resme yansıtabilir. Hastanın gövde incelemesinde yukarı kaldırmadığı kolu, ilgi alanına girmeyen ama paralel uzanan diğer bacağı, hatta ilgi alanına girmeyen tıbbi cihaz kablolarının dansiteli bile bu artefaktlara neden olabilir (Resim 13). Hastanın ve beraberindeki tıbbi malzemenin uygun pozisyonlanması en önemli artefakt engelleme yöntemi olarak uygulanmalıdır.

Dedektör Kaynaklı Artefaktlar

Halka (ring) artefaktları

BT cihazları icat edildiği tarihten günümüze büyük değişiklikler geçirmiştir. Bu değişim içinde en kalıcı olan, üçüncü jenerasyon cihazların, dedektör grubu ve x ışını tüpünü aynı yönde eşzamanlı döndürürken ışınlama yaparak görüntü oluşturmasıdır. Daha son-



Resim 14. Halka artefaktları, üçüncü nesil BT cihazlarında arızası olan dedektörde hesaplanma yapılmaması nedeniyle oluşur ve dedektör ne kadar merkezden uzak ise halka çapı o kadar geniş olacaktır.

ra bu sistem üzerinde "slip ring" teknolojisi tüp-dedektör grubunun aynı yönde çok daha hızlı dönmesini sağlamıştır. Son olarak, Z yönünde, yani hastanın gantri içine doğru ilerleyişi yönünde birden fazla dedektör sırasını taşıyan "çok dedektörlü BT" sistemleri geliştirilmiştir. Dedektör sırası aynı x-y düzleminde yaklaşık 1000 dedektör elemanından oluşan 2 ile 320 dedektör sırasından oluşabilmektedir. Bu dedektör elemanlarından birinin çalışmaz duruma gelmesi ise o dedektörde ölçüm yapılamamasına neden olur. Bu bölümden bilgi alınmadığı için, oluşan resimde halka şeklinde bir artefakt görülür. Dedektör değişimi kalıcı çözüm olmakla beraber BT üreticileri halka artefaktlarını ortadan kaldıracak yazılımlarda geliştirmiştir (Resim 14).

Parsiyel Volüm Artefaktı

Kesit alınan anatomide, ışın demetine tam olarak girmeyen objelerin görüntülenmesinde ortaya çıkabilir. Kesit kalınlığını azaltılması, bu artefaktların azaltılmasında etkili olabilir. Burada azalan kesit kalınlığının, tüp akım kompensasyonu uygulanmadığında resimde oluşan gürültüyü arttıracağını da hatırlamak gerekir.

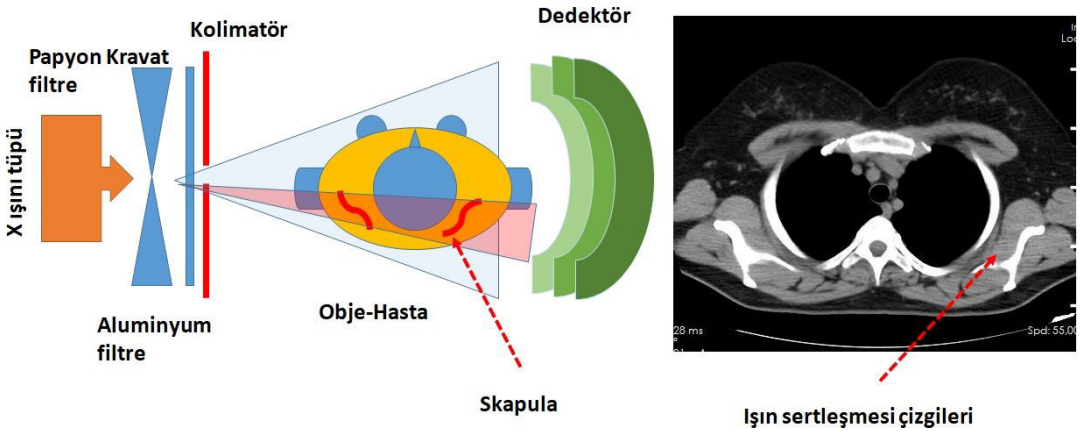
Foton Açlığı (Starvation) Artefaktı

Vücudun daha kalın bölümlerinden geçen x ışını demetinin ileri derecede attenue olmasına bağlı gürültülü ve çizgisel artefaklı bir görünüm oluşabilir. Bu artefaktın neden, x ışın fotonlarının kesitten geçerken, dedektörün algılayabileceğinden daha düşük deliciliğe kadar attenüe olmaları, dedektörde yeterli elektrik sinyal oluşturamamalarıdır (Resim 15). X ışın demeti deliciliğinin arttırılması, bu artefaktın azaltılması için ilk akla gelen çözüm olabilir. Bu durumda hasta gereğinden fazla radyasyon ile karşılaşabilir. Üretici firmaların bulduğu çözümler tüp akımının modüle edilmesi ya da adaptif filtre yazılımları ile attenuasyon profilinin yumuşatılmasıdır.

EĞİTİCİ NOKTA

Düşük Örnekleme (Undersampling) Artefaktı

Görüntü kalitesini belirleyen en önemli özelliklerden biriside BT resmini oluşturacak projeksiyon sayısıdır. Projeksiyonlar arasında geniş aralık olması bilgisayarda küçük objelerin ve keskin kenarların yanlış adreslenmesine neden olabilir. Bu durum dansiteli objenin nispeten uzağında ince çizgilenmeler şeklinde "x ışını aliasing" adı verilen görünümün



Resim 15. Foton açlığı artefaktı ışın sertleşmesine benzer şekilde çizgilenmeler oluşturmaktadır. Ancak bu resimde daha hafif bir şekli görülmekle beraber, dedektörde yeterli foton ulaşamasına bağlı hesaplanacak dansite oluşamamasıdır.

oluşmasına yol açar (Resim 16). Birbirine eşit uzaklıktaki ince çizgilenmeler, pek çok artefaktda olduğu gibi tanısal bir eksikliğe yol açmayabilir. İnce ayrıntının araştırıldığı kesitlerde ise bu görünüm sorun oluşturabilir. Tüp dönüş hızının azaltılması dönüş hızı ile projeksiyon sayısı ilişkili olan tarayıcılarda uygulanabilir. Bazı üreticilerin "kayan odak" teknolojisi ile resim oluşturmak için alınan kesit başına örneklemi arttırarak bu artefaktın önüne geçebilir.

Yalpalama Artefaktları

Cone beam BT uygulamalarında linear akseleratörün ağır gövdesi ile dedektörün hareket sırasında aynı düzlemde olmamasından kaynaklanan yalpalama (wobble) artefaktları tarif edilmiştir. Yazılımsal olarak düzeltilmesi yapılabilmektedir.

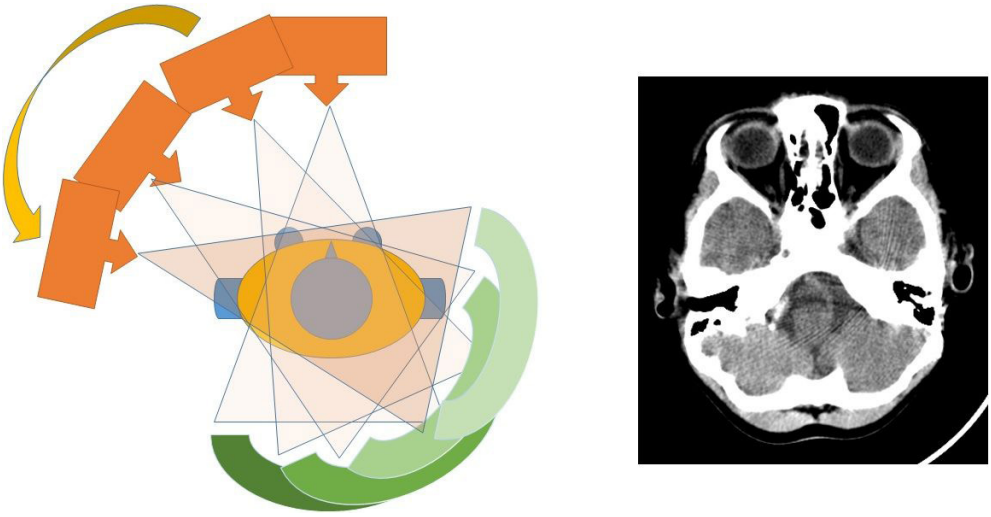
Bilgisayar-Yazılım Kaynaklı Artefaktlar

Helikal artefaktlar

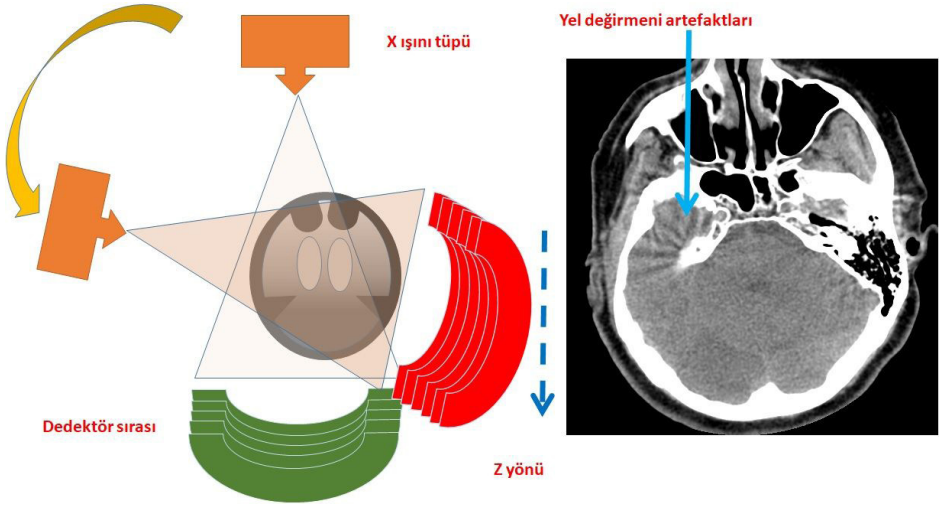
Aksiyel ve spiral BT uygulamalarında artefaktlar benzerlik göstermektedir. Helikal taramada, interpolasyon algoritmasından kaynaklanan kendine özgü artefaktlarda oluşabilir. Burada özellikle koni biçimli ve yuvarlak bir yapının taranmasında, algoritmadaki ağırlık faktörlerinden kaynaklanan yuvarlaklık kayıpları oluşabilmektedir. Kesit kalınlığının azaltılması, 180 derece spiral interpolasyon kullanımı, pitch değerinin azaltılması hatta aksiyel modda tarama şansının değerlendirilmesi düşünülmelidir.

Yel değirmeni artefaktları ise spiral interpolasyon kullanımında, artan dedektör sırası ve pitch değeri nedeniyle daha belirginleşebilen çizgilenmeler şeklinde görülür. Z filtreleri ile ve oluşturulan kesit kalınlığı tarama kalınlığından daha geniş olduğunda, yel değirmeni çizgileri engellenebilir (Resim 17).

Z yönünde dedektör sıra sayısında artış, kesit görüntü oluşturma sürecinde, tüpden çıkan demeti yelpaze şeklinden koni biçimli bir x ışını demeti şekline çevirdi. Bu koninin dış sınırlarında kalan dedektörlerde, parsiyel volüm artefaktlarına benzer çiziler şeklinde koni ışın demeti artefaktlar oluşmasına neden olabilmektedir. "Koni ışın demeti artefaktları", artan dedektör sıra sayısı ile artmakla beraber, günümüzde dedektör sıra sayısı 320'den de yukarı çıkarak, flat panel dedektörler ile gerçek anlamda koni biçimli ışın demetle-



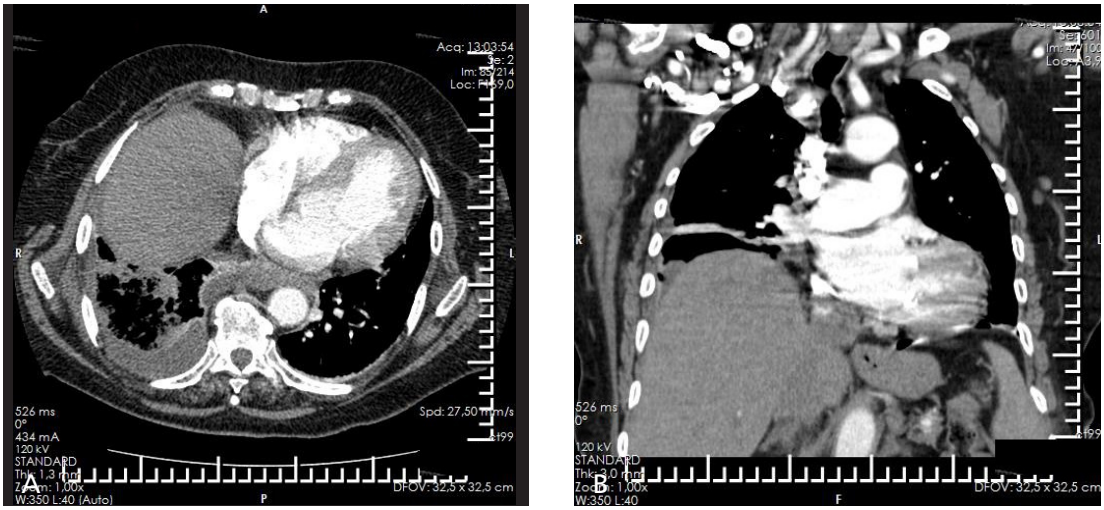
Resim 16. İnce kesitler alınan hastada, sağ temporal kemik posteriorunda, serebellar hemisferde paralel ince çizgilenmeler şeklinde artefaktlar görülmektedir.



Resim 17. Sağ temporal kemik apeksine yakın ince kesitlerde yelpaze şekline birbirinden uzaklaşan çizgiler şeklinde yeldeğirmeni artefaktları görülmektedir.

ri kullanılmaktadır. BT üretici firmalar, yeni dedektör dizilim şekilleri ve rekonstüksiyon algoritmaları ile bu artefaktlarında üstesinden gelecek çözümler geliştirmektedir [39-41].

"Merdiven artefaktları" ise artan kesit sayısı ve kesit alması hızına bağlı multiplanar rekonstrüksiyon yöntemlerinin gelişmesi sonrası daha çok görülmeye başlanmıştır. Geniş kolimasyon ve örtüşmeyen rekonstrüksiyon aralıkları sagittal ve koronal düzlemde rekonstüksiyonlarda hatta volum ve yüzey rendering görüntülerinde, obje yüzeyinde merdiven basamakları şeklinde artefaktlar oluşmasına neden olabilmektedir. Aksiyel kesitlerin kullanımında daha belirgin olan bu düzensizlikler spiral modda tarama ve ince kesitli rekonstüksiyonların kullanılması ile engellenebilir (Resim 18). Spiral interpolasyonun, taranan obje haciminin dış bölümlerinde merkeze göre daha fazla gürültü oluşturabilmesi nedeniyle, multiplanar ve üç boyutlu reformatlarda paralel çizgiler şeklinde "zebra artefaktları" da oluşabilir.



Resim 18. A, B. (A) Aksiyel kesitlerde görülmeyen kalp konturundaki segmentler şeklindeki düzensizlikler, (B) koronal reformat görüntüde belirginleşmektedir.

Kaynaklar

[1]. Goldman LW. Principles of CT: Radiation dose and image quality. J Nucl Med Technol 2007; 35(4): 213-25. [Crossref]

[2]. Castellano IA, Webb S. X-Ray Transmission computed tomography. In: Flower MA, editor. Webb's Physics of Medical Imaging. Florida: CRC Press; 2012.p.97-152.

[3]. Geleijns J. Computed tomography. In: Dance DR, Christofides S, Maidment ADA, McLean LD, Ng K-H, editors. Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Vienna: IAEA; 2014.p.257-290.

[4]. Samei E, Peck DJ, editors. Hendee's Physics of Medical Imaging. 5th ed. New Jersey: Wiley-Blackwell; 2019. [Crossref]

[5]. Wolbarst AB, Capasso P, Wyant AR, editors. Medical Imaging: Essentials for Physicians. 1st ed. New Jersey: Willey-Blackwell; 2013. [Crossref]

[6]. McCollough CH, Zink FE. Performance evaluation of a multi-slice CT system. Med Phys 1999; 26: 2223-30. [Crossref]

[7]. Gulliksrud K, Stokke C, Martinsen ACT. How to measure CT image quality: Variations in CT numbers, uniformity and low contrast resolution for a CT quality assurance phantom. Physica Medica 2014; 30: 521-6. [Crossref]

[8]. Zarb F, Rainford L, McEntee MF. Developing optimized CT scan protocols: Phantom measurement of image quality. Radiograpy 2011; 17: 109-14. [Crossref]

[9]. Zarb F, Rainford L, McEntee MF. Image quality assessment tools for optimization of CT images. Radiography 2010; 16: 147-53. [Crossref]

[10]. Alikhani B, Jamali L, Raatschen HJ, Wacker F, Wernecke T. Impact of CT parameters on the physical quantities related to image quality for two MDCT scanners using the ACR accreditation phantom: A phantom study. Radiography 2017; 23: 202-10. [Crossref]

[11]. Al Ewaidat H, Zheng X, Khader Y, Abdelrahman M, Khaled M, Alhasan M, et al. Assessment of radiation dose and image quality of multidetector computed tomography. Iran J Radiol 2018; 15: e59554. [Crossref]

[12]. TC Sağlık Bakanlığı Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu. Tıbbi cihazların test, kontrol ve kalibrasyonu hakkında yönetmelik. Resmi Gazete. Tarih: 25 Haziran 2015. Sayı: 29397.

[13]. Samei A, Bakalyar D, Boedeker KL. Performance evaluation of computed tomography systems, the report of AAPM task group 233. Report no 233. AAPM publications, 2019. [Crossref]

[14]. Verdun FR, Racine D, Ott JGl. Image quality in CT: From physical measurements to model observers. Physica Medica 2015; 31: 823-43. [Crossref]

[15]. Evaluation and routine testing in medical imaging departments - Part 3-5: Acceptance and constancy tests - Imaging performance of computed tomography X-ray equipment. IEC 61223-3-5: 2019. International Electrotechnical Commission, 2019.

[16]. Wood C, Howells P, Rodaks G. The critical examination of X-Ray generating equipment in diagnostic radiology. Institute of Physics and Engineering in Medicine; Report 107. 2012.

[17]. Kalender WA, Polacin A. Physical performance characteristics of spiral CT scanning. Med Phys 1991; 18: 910-5. [Crossref]

[18]. Barrett JF, Keat N. Artifacts. CT: recognition and avoidance. Radiographics 2004; 24: 1679-91. [Crossref]

[19]. Kalra MK. MDCT radiation dose. In: Saini S, Rubin GD, MK Kalra, editors. MDCT: A Practical Approach. Berlin: Springer; 2006.p.45-52.
[20]. Yan Z, Hu X, Zhang L, Serikawa S. Analysis and solutions of artifacts on multi-slice spiral CT images. In: Proceedings of the 2nd International Conference on Industrial Application Engineering. The 2nd International Conference on Industrial Application Engineering. Changshu, China: Changshu Institute of Technology; 2014.p. 32-5. [Crossref]
[21]. Boas FE, Fleischmann D. CT artifacts: Causes and reduction techniques. Imaging Med 2012; 4: 229-40. [Crossref]
[22]. Kilic K, Erbas G, Guryildirim M, Arac M, Ilgit E, Coskun B. Lowering the dose in head CT using adaptive statistical ıterative reconstruction. AJNR 2011; 32: 1578- 82. [Crossref]
[23]. Beutel J, Kundel HL, Van Meter RL. Handbook of Medical Imaging. Washington DC: SPIE Press; 2000.
[24]. International Electrotechnical Commission. Medical electrical equipment - part 2-44: Particular requirements for the basic safety and essential performance of x-ray equipment for computed tomography. 60601-2-44; 2016.
[25]. Trieu N, Xia R, Loneragan R, Ridley L, Trieu J. Artefact on CT brain images caused by the presence of air bubbles in the cooling oil of the X-ray tube. J Med Imaging Radiat Oncol 2017; 61: 197-203. [Crossref]
[26]. Jaffe TA, Winslow J, Zhang Y, Allen BC, Choudhury KR, Samei E. Automated early identification of an excessive air-in-oil x-ray tube artifact that mimics acute cerebral infarct. J Comput Assist Tomogr 2019; 43: 18-21. [Crossref]
[27]. Xie S, Zhuang W, Li H. An energy minimization method for the correction of cupping artifacts in cone-beam CT. J Appl Clin Med Phys 2016; 17: 307-19. [Crossref]
[28]. Hunter AK, McDavid WD. Characterization and correction of cupping effect artefacts in cone beam CT. Dentomaxillofac Radiol 2012; 41: 217-23. [Crossref]
[29]. Christe A, Heverhagen J, Ozdoba C, Weisstanner C, Ulzheimer S, Ebner L. CT dose and image quality in the last three scanner generations. World J Radiol 2013; 5: 421-9. [Crossref]
[30]. Yu L, Vrieze TJ, Bruesewitz MR, Kofler JM, DeLone DR, Pallanch JF, et al. Dose and image quality evaluation of a dedicated cone-beam CT system for high-contrast neurologic applications. AJR 2010; 194: W193-201. [Crossref]
[31]. Hata A, Yanagawa M, Honda O, Kikuchi N, Miyata T, Tsukagoshi S, et al. Effect of matrix size on the ımage quality of ultra-high-resolution CT of the lung. Acad Radiol 2018; 25: 869-76. [Crossref]
[32]. Roa AM, Andersen HK, Martinsen ACT. CT image quality over time: Comparison of image quality for six different CT scanners over a six-year period. J Appl Clin Med Phys 2015; 16: 350-65. [Crossref]
[33]. Alshipli MA. Kabir N. Effect of slice thickness on image noise and diagnostic content of single-source-dual energy computed tomography. J Phys Conf Ser 2017: 12005. [Crossref]
[34]. Ay RM, Mehranian A, Maleki A, Ghadiri H, Ghafarian P, Zaidi H. Experimental assessment of the influence of beam hardening filters on image quality and patient dose in volumetric 64-slice X-ray CT scanners. Physica Medica 2013; 29: 249-60. [Crossref]
[35]. Stradiotti P, Curti A, Castellazzi G, Zerbi A. Metal related artifacts in instrumented spine. Techniques for reducing artifacts in CT and MRI: State of the art. Eur Spine J 2009; 18(Suppl1): S102-8. [Crossref]
[36]. Raman SP, Mahesh M, Blasko RV, Fishman EK. CT scan parameters and radiation dose: Practical advice for radiologist. J Am Coll Radiol 2013; 10: 840-6. [Crossref]
[37]. Lewis MA, Pascola A, Keevil SF, Lewis CA. Selecting a CT scanner for cardiac imaging: The heart of the matter. Br J Radiol 2016; 89: 20160376. [Crossref]
[38]. Khodarahmi I, Isaac A, Fishman EK, Dalili D, Fritz J. Metal about the hip and artifact reduction techniques: from basic concepts to advanced ımaging. Semin Musculoskelet Radiol 2019; 23: e68-81. [Crossref]
[39]. Goo HW, Goo JM. Dual-energy CT: New horizon in medical ımaging. Korean J Radiol 2017; 18: 555-69. [Crossref]
[40]. Patel BN, Marin D. Strategies to improve image quality on dual-energy computed tomography. Radiol Clin North America 2018; 56: 641-7. [Crossref]
[41]. Schmidt SA, Teresa Gruenke1 T, Beer M, Wunderlich AP. Frequency and diagnostic implications of image artifacts by eye-lens shielding in head CT. AJR 2019; 212: 1-7. [Crossref]

BT İncelemelerde Görüntü Kalitesi ve Artefaktlar

Gökçe Kaan Ataç, Tolga İnal

Sayfa 110

Görüntü kalitesine etkili olan başlıca etkenler olarak tüp potansiyel farkı (kV), tüp akımı, tüp dönüş zamanı, pitch faktörü, dedektör kalınlığı ve kesit kalınlığı, kesitin alındığı kesit genişliği (FOV), rekonstrükte edilen kesitin kalınlığı, intervali ve rekonstrüksiyon algoritmaları öncelikle düşünülmelidir. Görüntü kalitesinin ana elamanları olan uzaysal ve kontrast çözünürlük üzerine bu parametrelerin etkisi tabloda verilmiştir. Uzaysal çözünürlük ile birbirine yakın iki noktanın kolayca ayırt edilebilmesini, kontrast çözünürlük ile ise birbirine yakın dansitede iki noktanın net görülebilmesi ifade edilmektedir.

BT görüntü kalitesini belirleyen dört ana eleman olarak uzaysal ve kontrast çözünürlük yanında gürültü ve artefaktların da mutlaka hatırlanması gerekir. Kontrast çözünürlüğünün gürültü ile yakın etkileşimi daima hatırlanmalıdır. Bu dört parametrenin klinik amaca en uygun birleşiminde net ve kaliteli bir görüntüden bahsedilebilir.

Sayfa 112

Pek tabi ki görüntü kalitesi tüm radyolojik modalitelerde olduğu gibi hastaya verilen radyasyon dozu ile sıkı bir ilişki içindedir. Görüntü kalitesi ve hastanın bu işlemden aldığı radyasyon dozu denklemi, iki değişkenin optimizasyonunun çaba gerektirdiği ve tüm radyoloji kliniklerin sabırla peşinde koşması gereken, protokol optimizasyonu konusunun önemini bir kez daha vurgulamaktadır.

Sayfa 115

Klinik görüntünün tanısal olup olmadığı konusunda yetkili ve sorumlu profesyoneller radyologlardır ve görevleri gereği bu tip aksaklıkları gidermeleri beklenmektedir. Bu görevin yerine getirilmesini diğer klinik hekimlerinden beklemek amacına ulaşmayacak bir süreç olur.

Sayfa 116

Artefakt, rekonstrükte edilerek oluşturulan BT resmindeki dansite değerleri ile objenin gerçek attenuasyon değerleri arasındaki sistemik uyumsuzluk olarak tanımlanabilir. BT de daha fazla artefakt oluşmasının nedeni, bu modalitede oluşturulan görüntünün BT dedektörlerindeki milyonlarca ölçümden yapılan hesaplamalara dayalı olmasıdır. Artefaktlar görüntü kalitesini bozabilecekleri gibi, oluşturdukları yalancı görünüm tanısal yanlışlıklara da yol açabilir.

Sayfa 117

Vücudun iki yoğun bölümü arasında, örneğin temporal apeksler veya iki iliak kanat arasında çizgilenme şeklinde oluşan ışın setleşmesi ise benzer şekilde lateralden gelen ışınlardan daha az enerjili-delici olanların attenue olması, sertleşen x ışın demetinin toplamda daha delici olması esasına dayanır. Benzer şekilde yoğun kontrast içeren damarsal yapılar veya mesane-kolon gibi organlara koşu alanlarda da ışın sertleşmesi oluşabilir.

BT İncelemelerde Görüntü Kalitesi ve Artefaktlar

Gökçe Kaan Ataç, Tolga İnal

Sayfa 119

BT cihazının her dönüşünde topladığı bilgiyi arttırmak için, tüpün 360 dereceden daha az veya fazla dönüşü ile bilgi toplayan yöntemler kullanılmaktadır. Tüpün 360 dereceden yaklaşık yüzde 10 daha fazla dönüşü ile toplanan bilgiden hesaplarının ortalaması alınarak hareket artefaktı azaltılabilir. Tamdan daha kısa dönüşler de bu amaçla etkili olabilir ancak azalan expojura bağlı çözünürlük kaybını da göze almak gerekir.

Sayfa 121

Vücudun daha kalın bölümlerinden geçen x ışını demetinin ileri derecede attenue olmasına bağlı gürültülü ve çizgisel artefaklı bir görünüm oluşabilir. Bu artefaktın neden, x ışın fotonlarının kesitten geçerken, dedektörün algılayabileceğinden daha düşük deliciliğe kadar attenüe olmaları, dedektörde yeterli elektrik sinyal oluşturamamalarıdır.

BT İncelemelerde Görüntü Kalitesi ve Artefaktlar

Gökçe Kaan Ataç, Tolga İnal

1. Aşağıdakilerden hangisi BT de görüntü oluşturma sürecini anlatan "görüntüleme zincirinde yanlış sırada yazılmıştır?
   a. X ışını tüpü
   b. Kolimatör
   c. Detektör
   d. Filtreler
   e. Bilgisayar işlemcisi

2. Aşağıdakilerden hangisi ACR kalite kontrol fantomu ile ölçülemeyen bir görüntü kalite özelliğidir?
   a. Doğrusallık
   b. Homojenlik
   c. Kontrast çözünürlük
   d. Uzaysal çözünürlük
   e. Gri ton derinliği

3. Aşağıdakilerden hangisi görüntü kalitesi ile ilgili yanlış bir değerlendirmedir?
   a. Görüntü kalitesi objektif ve sübjektif yöntemlerle değerlendirilebilir.
   b. BT de klinik görüntünün tanısal olup olmadığının kararını radyolog vermelidir.
   c. Her zaman en yüksek çözünürlükteki görüntü oluşturulmalıdır.
   d. Görüntü kalitesi ve hastanın bu incelemeden aldığı radyasyon tanısal olan görüntü için optimize edilmelidir.
   e. Artifaktlar klinik görüntü yanında fantom görüntülerinde de görülebilir.

4. Artifaktlar ile ilgili hangisi yanlıştır?
   a. Haube içindeki soğutucu yağda x ışını attenuasyonuna neden olan hava baloncukları artifakt oluşturabilir.
   b. Metalik artefaktlar metale uzak bölümlerde, metale yakın olan alandan daha yoğun oluşur.
   c. Cone artifaktlarını düzeltmek için kelebek (bow tie) filtreler, mevcut Al filtrelere eklenmiştir.
   d. Hareket artifatlarını azaltmak için bilinçsiz veya uyumsuz hastalarda kısıtlayıcılar kullanılabilir.
   e. Eksik projeksiyon artefaktları FOv dışındaki hasta bölümleri ve medikal malzemeden kaynaklanabilir.

5. Aşağıdakilerden hangi neden olan etken-oluşan artifakt çifti yanlıştır?
   a. Kalp pili-metalik artifakt
   b. Kesit kalınlığı çok artmış hastada, iki skapula arasında aşırı foton attenuasyonu-foton açlığı artifaktı
   c. Taşipnesi olan hastada diyafragmadan geçen aksiyel kesitler-hareket artifaktları
   d. Dedektör sırasındaki tek detektörde işlev bozukluğu-ışın sertleşmesi artifaktı
   e. Kalın aksiyel kesitlerden koronal düzlemde reformat imajlar oluşturulması-merdiven atifaktı

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

TRD 1924 TÜRK RADYOLOJİ DERNEĞİ

TÜRK RADYOLOJİ SEMİNERLERİ

Trd Sem 2020; 8: 129-147

Bilgisayarlı Tomografide Radyasyon Doz Kontrolü ve Düşük Doz Çekim Teknikleri

C. Çınar Başekim[1], Atilla Arslanoğlu[2]

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Radyasyona bağlı riskler içermesine karşın bilgisayarlı tomografinin (BT) tercih edilme nedenleri
- BT incelemelerde genel doz azaltma stratejileri
- Otomatik tüp akım modülasyon sistemleri hakkında genel bilgi
- Düşük tüp akımı (mA) ve düşük tüp gerilimi (kV) ile doz azaltma uygulamaları

Başekim CÇ, Arslanoğlu A. Bilgisayarlı Tomografide Radyasyon Doz Kontrolü ve Düşük Doz Çekim Teknikleri. Trd Sem 2020; 8: 129-147.

GİRİŞ

Bilgisayarlı tomografi (BT) 1970'li yılların başında tıbbi amaçlı olarak kullanılmaya başlandığı dönemde kullanımı nispeten sınırlı iken spiral tomografi ve daha sonra da çok kesitli BT (ÇKBT) sistemlerinin kullanıma girmesi ile kullanımında belirgin bir artış olmuştur [1-4]. Günümüzde tıbbi radyasyon maruziyeti içerisinde BT incelemeler çok önemli bir yer tutmaktadır.

Tüm radyolojik incelemelerin %5'ini oluşturan BT görüntüleme yöntemlerinden alınan radyasyonun yaklaşık %50-70'inden sorumludur [2, 5]. BT kullanımının giderek artması beraberinde doza bağlı olası riskleri de gündeme getirmiştir. BT inceleme sırasında verilen radyasyonla ilgili en önemli riski kanser oluşturma riskidir. Radyasyon ve kanser riski arasındaki ilişki ile ilgili çok farklı görüşler olmakla birlikte bugün "kanser riski ile radyasyon dozu arasındaki ilişki lineerdir ve eşik değer yoktur, doz arttıkça risk artar" görüşü genel olarak kabul görmektedir [6-8]. Normalde tek bir BT incelemede verilen doz ciddi riskler taşımaz. Ancak radyasyona bağlı kanser riski tekrarlarla artan özellikte olduğu için tekrar edilen her BT tetkiki bu birikime katkıda bulunur.

Uluslararası Radyasyondan Korunma Komisyonu (ICRP) 1 mSv radyasyonun 1.000.000 bireyde 50 ek ölümcül kansere yol acacağını tahmin etmektedir. Bu da, doz kontrolü yapılmaksızın torakoabdominal BT inceleme yapılan (yaklaşık 10 mSv) 2.000 hastadan birinde bu incelemeye bağlı kanser ortaya çıkmasının beklenebileceği anlamı taşır [9].

Kırk yaşında kadın hastaya çekilen koroner BT-anjiyografi sonrası kanser gelişim riski

[1]Bayındır İçerenköy Hastanesi, Radyoloji Bölümü, İstanbul, Türkiye
[2]BR CARE Görüntüleme Merkezi, Radyoloji Bölümü, Ankara, Türkiye

✉ C. Çınar Başekim • cinarbasekim@yahoo.com

© 2020 Türk Radyoloji Derneği.
Tüm hakları saklıdır.

doi: 10.5152/trs.2020.838
turkradyolojiseminerleri.org

1:270 iken aynı gruptaki erkek hastada risk 1:600 olarak tahmin edilmektedir. Yine hesaplanan bu riskler 20 yaşındaki hastada iki kat fazla iken, 60 yaşındaki hastada %50 daha az bildirilmiştir [3, 10].

Radyasyonun riskleri çocuklarda daha da önemlidir. Çocuklarda bu risklerin daha fazla olmasının nedenleri şu şekilde sıralanabilir [1, 2, 6, 7, 11-13]:

- Büyüme ve gelişme dönemindeki dokuların radyasyona hassasiyetleri daha fazladır.
- Radyasyona bağlı kanser gelişmesi için uzun yıllar geçmesi gerekir. Çocuklarda yaşam beklentisi daha fazla olduğu için kanserojen etkinin ortaya çıkma olasılığı artar.
- Erişkinler için belirlenen inceleme parametreleri ile çocuklara çekim yapılırsa çocukların vücut kitlesi daha küçük olduğundan alacakları toplam radyasyon çok daha fazla olur.

Radyasyona bağlı riskler içermesine karşın neden BT'yi tercih ediyoruz? Bunun sebeplerini şu şekilde sıralamak mümkündür:

- Hızlı, kolay uygulanan bir tekniktir. Bu nedenle özellikle nefesini tutmakta veya hareketsiz yatmakta zorlanan hastalarda tercih edilmektedir.
- Görüntü kalitesi yüksektir. Özellikle yeni cihazlarda rekonstrüksiyon algoritmaları ile farklı planlarda ve üç boyutlu görüntüler elde etmek mümkün olmaktadır.
- BT anjiografi, BT ürografi gibi nispeten yeni geliştirilen yöntemler alternatifi olan konvansiyonel yöntemlere sıklıkla tercih edilmektedir
- Çeşitli girişimsel işlemlerde rehber yöntem olarak tercih edilmektedir.
- Manyetik Rezonanstaki (MR) kadar kapalı bir alan olmadığı için kapalı yer korkusu olan hastalarda tercih edilmektedir.
- Kullanıcı bağımlılığının daha az olması Ultrasonografiye (US) karşı avantaj sağlar.
- Son zamanlarda belirli durumlarda BT ile tarama gündeme gelmeye başlamıştır.
- Herhangi bir hastalığı atlama endişesi ile endikasyonlar geniş tutulabilmektedir.

BT'nin hızlı uygulama özelliği, yüksek görüntü kalitesi ve yeni uygulama alanları ile yaygın ve bazen gereksiz kullanımına neden olmaktadır. İnceleme hızı arttıkça esas olarak incelenmesi gereken alanlar dışında daha geniş alanları tarama eğilimi oluşmaktadır. Doz ayarlamanın öneminin bilinmemesi veya önemsenmemesi inceleme sırasında gereğinden fazla doz verilmesine neden olabilmektedir. Konvansiyonel yöntemlerde fazla doz görüntü kalitesini bozarken BT'de rezolüsyonu arttırmaktadır. Bu da bilinçli olmayan uygulayıcılar tarafından fazla doz verilmesine neden olabilir. PET-BT gibi hibrit yöntemler de uygulama alanı ve dozun artmasına neden olmaktadır.

BT İNCELEMELERDE DOZ AZALTMA STRATEJİLERİ

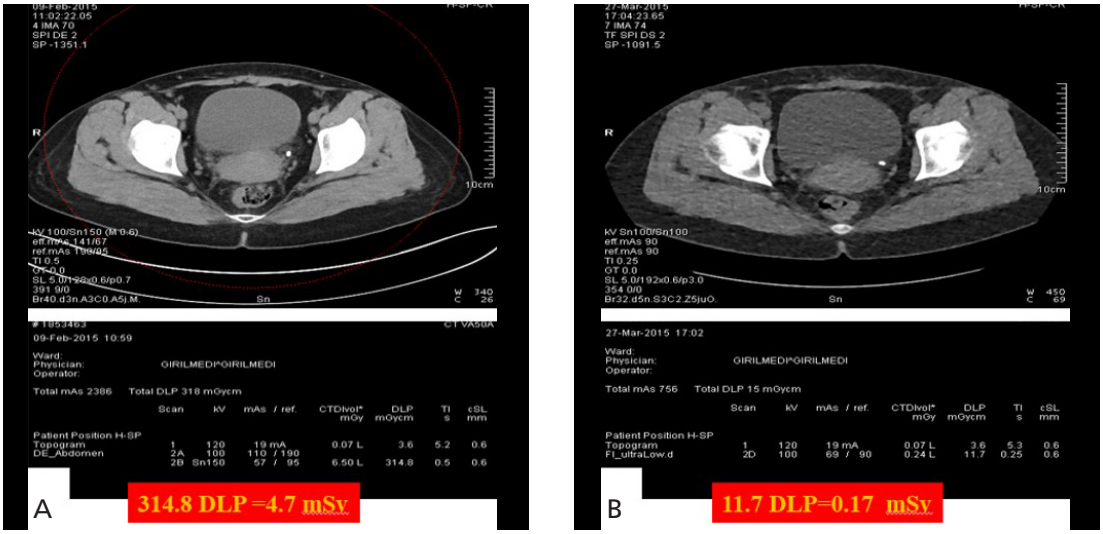
Radyasyon içeren yöntemlerle yapılan incelemelerde hastaları radyasyondan koruma ve en az dozu vermek konusunda iki önemli nokta vardır. Öncelikle yapılacak incelemenin gerekliliği (justification) değerlendirilmelidir; tetkikin sağlayacağı yararlılık diğer tetkiklere göre daha yüksek olmalıdır; AHARA (Benefits as High as Reasonably Achievable). Eğer tetkik yapılacaksa optimal şekilde (optimisation) yapılmalıdır, doz mümkün olduğunca düşük (ALARA-Dose as Low as Reasonably Achievable) ve işlemin de mümkün olduğunca güvenilir (ASARA-Procedures as Safe as Reasonably Achievable) şekilde yapılması gerekir. Hastanın alacağı dozu minimum düzeyde tutmak için öncelikle tetkiki isteyen doktor ve tetkiki yapan radyoloji uzmanı/teknisyeninin bu konuda bilinçli olması, isteklerin belirli bir algoritmaya uygun olarak yapılması gerekmektedir [11, 12, 14].

Doz azaltma stratejilerinde dikkat edilecek konular aşağıda incelenmiştir.

Çekim Endikasyonunu Belirlemek

Uygun endikasyonu belirleyip gereksiz BT incelemelerinden kaçınmak doz azaltma stratejileri içerisinde en önemlisidir. BT, ancak hasta için kesin bir tıbbi gerekliliği varsa kullanılmalıdır. Gerekirse hastanın doktoru ile de görüşe-

EĞİTİCİ NOKTA



Resim 1. A, B. Sol alt kadran ağrısı olan hastada standart protokolde yapılan incelemede (A) etkin doz 4,7 mSv olup sol üreter distal ucuna uyabilecek bölgede milimetrik opasite mevcuttur. Daha sonra düşük dozla yapılan kontrol incelemede (B) etkin doz 0,17 mSv'dir. Dozdaki düşüş oranı 1/27'dir. Kontrol incelemede gürültü, parankimal organların değerlendirilmesini zorlaştıracak derecede yüksektir ancak opasiteyi aynı şekilde değerlendirmek mümkün olmuştur (Prof. Dr. Ercan Karaarslan'dan).

rek görüntülenmesi istenen bölgenin US, MRG gibi radyasyon içermeyen tetkiklerle görüntülenebilirliği araştırılmalıdır.

Pediatrik BT incelemelerinin %25-35'inin doğru endikasyonda yapılmadığı bildirilmektedir [14]. Böyle bir tetkik hastaya gereksiz yere doz vermeye neden olur.

İnceleme Alanını Sınırlamak

Özellikle hızlı BT görüntüleme tekniklerinin gelişmesi ile tetkik sırasında incelenmesi gereken alan dışında görüntü alanının gereksiz yere genişletilmesi konusunda genel bir eğilim oluşmuştur. Bu durum gereksiz bir radyasyon maruziyetine neden olur. BT inceleme mutlak yapılacaksa incelenmesi gereken alan iyi belirlenerek sadece bu alana yönelik inceleme yapılmalıdır [15, 16].

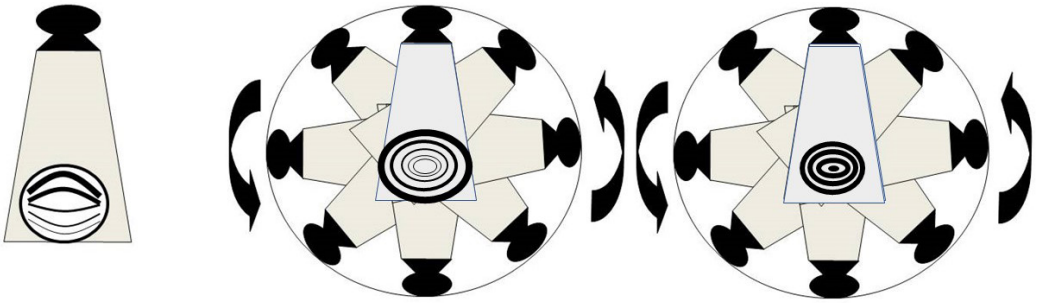
Çok Fazlı İncelemelerden Kaçınmak

BT inceleme düşünülen patolojiye göre farklı fazlarda (kontrastsız/kontrastlı) yapılabilmektedir. Tetkik sırasında faz sayısının artırılması dozu da artırır. Bu nedenle tetkikte gereksiz fazlardan kaçınılmalıdır. Çocuklarda tek fazlı BT inceleme sıklıkla yeterli olup yalnızca %1-3 oranında çok fazlı BT tetkikinin gerekeceği bildirilmektedir [1, 2, 7, 15, 16].

Günümüzde bazı gelişmiş BT cihazlarında bulunan çift enerji tekniğinde aynı anda iki farklı kilovoltaj değeri ile inceleme yapılır. Bu teknikle yapılan kontrastlı bir incelemede görüntüdeki iyota bağlı kontrast daha sonra görüntüden çıkartılarak sanal kontrastsız görüntü elde olunur. Böylece tek fazlı bir incelemeden hem kontrastlı hem de kontrastsız görüntü elde etmek mümkündür. Bu da toplam dozun azalmasını sağlar [5, 17].

Kontrol BT Tetkiklerinden Mümkün Olduğunca Kaçınmak

Kontrol incelemelerde BT tetkiklerden mümkün olduğunca kaçınılmalı, mümkünse US, MRG gibi radyasyon içermeyen tetkiklere yönelmelidir. Özellikle çocuklarda bu tekrarlar yaşam boyu kanser riskini belirgin şekilde artırır. Kontrol incelemenin mutlaka BT ile yapılması gerekiyorsa, bunun mümkün olduğunca düşük dozda yapılması gerekir. Tanısal incelemelerde kabul edilemeyecek seviyelerdeki gürültü düzeyleri kontrol incelemelerde değerlendirme açısından çok sorun çıkartmayabilir (Resim 1) [2, 5, 7, 17].



Resim 2. A-C. (A) Konvansiyonel radyografik incelemelerde hastanın tüpe yakın olan tarafı daha fazla doza maruz kalırken tüpten uzak tarafın alacağı doz daha azdır. (B) BT incelemede tüp hasta etrafında döndüğü için periferden merkeze doğru bir doz dağılımı olur. Şişman hastalarda vücudun periferik bölgesi merkeze göre daha fazla radyasyona maruz kalır. (C) Zayıflarda ve çocuklarda aynı parametrelerle inceleme yapılırsa periferik ve merkezi bölgelerin alacağı doz benzer orandadır, bu nedenle toplam doz maruziyeti daha fazladır.

X-Işını Filtrasyonu

X ışını demeti heterojen yapıdadır. Görüntü oluşumu daha çok bu demetteki yüksek enerjili ışınlar sayesinde oluşur. Düşük enerjili ışınlar ise sıklıkla yüzeyel organlar tarafından absorbe edileceği için görüntü oluşumuna katkı sağlamaz ama yüzeyel organların doz almasına neden olur. Konvansiyonel radyografik incelemelerde vücudun tüpe yakın olan tarafında maruz kalınan doz daha fazla iken BT incelemelerde tüpün hasta etrafında dönmesi sonucu periferden merkeze doğru azalan bir doz dağılımı olur (Resim 2).

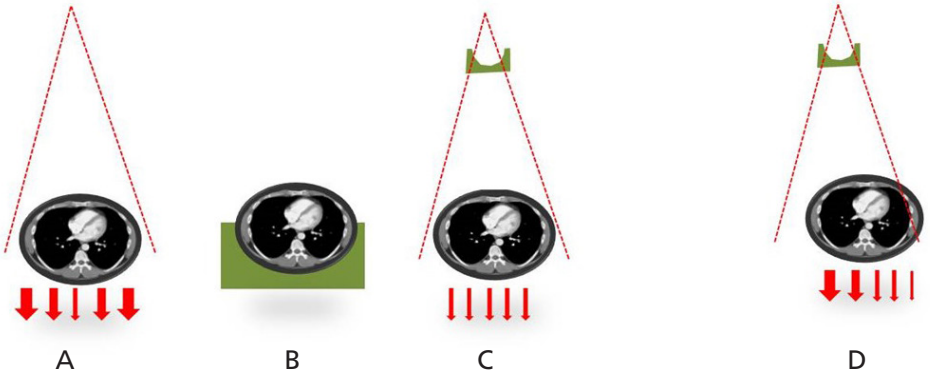
X ışını filtrasyonu ile vücuda girerek dokularda absorbe olan, hastanın aldığı dozu artıran ancak dedektöre ulaşmadığı için görüntü oluşturmaya etkisi olmayan yumuşak dozdaki X ışınlarının vücuda ulaşması engellenir [4].

Bu filtreler çeşitli şekillerde olabilirler. BT'de verilen radyasyonun vücut kesit anatomisine göre daha homojen dağılması için papyon filtreler geliştirilmiştir. Bunlar kenarları daha kalın, ortası daha ince filtrelerdir. Hastanın daha ince olan perifer bölgesine gidecek olan x-ışını miktarını azaltırken merkezi bölgeye daha fazla ışın yönelmesini sağlarlar. Papyon filtrelerin yüzey radyasyon dozunu düz filtrelere göre %50 oranında azalttığı bildirilmiştir [5, 18].

Papyon filtreler incelenecek vücut bölgesine göre kardiyak filtre, vücut filtresi gibi bazı farklılıklar içerebilir. Bu filtrelerin optimal şekilde fonksiyon görebilmeleri için hastanın gantri içerisinde uygun şekilde (izosentrik) merkezlenmesi gerekir. Bu sağlanmadığı taktirde belli bölgelere daha fazla radyasyon verilirken bazı bölgelerde ise gereğinden az doz verilir (Resim 3). Bu da hem görüntü kalitesinin bozulmasına, hem de bazı bölgelerin gereksiz radyasyon maruziyetine neden olur. Bu merkezlemeyi sağlamak için otomatik akım ayarlama sistemlerine entegre edilen otomatik hasta merkezleme programları geliştirilmiştir [18]. Bu sistemlerde, topogram görüntüden hastanın geometrik merkezi hesaplanır ve gantri içerisinde hasta uygun şekilde yerleştirilir. Böylece doz ve gürültüde anlamlı düzelmeler sağlanır.

Yüzeyel Organ Koruyucuları Kullanmak

İnceleme sırasında meme, lens, tiroid, gonadlar gibi radyasyona duyarlı yüzeyel organların radyasyondan korunması önemlidir. Bu konuda uygun koruyucular ile bu organların radyasyondan korunmaları önerilmiştir. Bu organlar inceleme sırasında görüntü alanında kalıyorsa koruyucu olarak sıklıkla Bizmut kalkanlar önerilirken inceleme alanı dışında kalan yüzeyel



Resim 3. A-D. (A) BT incelemede hastanın nispeten kalın olan merkezi bölgesi daha az radyasyon alırken periferi daha fazla radyasyona maruz kalır. (B) Papyon filtreler vücut kesit anatomisine uygun hazırlanmış filtrelerdir, (C) bu sayede radyasyonun kesit anatomisine göre homojen dağılması sağlanır. (D) Bu filtrelerin optimal şekilde çalışması için inceleme sırasında hastanın gantri içinde uygun şekilde merkezlenmesi gerekir.

organlar kurşun koruyucular ile korunmaya çalışılmış ve böylece bu organlarda önemli bir doz azalması sağlanabileceği bildirilmiştir [4, 5, 19].

Ancak son zamanlarda yapılan çalışmalarda bu tip uygulamaların doz yönünden faydadan çok zarar getirebileceğini vurgulanmıştır [20]. Gelişmiş BT cihazlarında kolimasyon üst düzeydedir. Bu nedenle kesit alanı dışında kalan organların maruz kaldıkları eksternal radyasyon önemsenmeyecek düzeydedir. Bu organlar genelde internal saçılma sonucu radyasyona maruz kalabilir ki bu durumda dışarıdan yapılacak koruma hiçbir yarar sağlamaz. Görüntü alanı dahilinde olan organlarda radyasyon koruyucu kalkanlar kullanmak uygun kullanılmadığı taktirde doz artımına neden olabilir; gelişmiş cihazların çoğunda bulunan otomatik doz ayarlama sistemleri nedeni ile eğer dedektöre yeterli doz gelmezse sistem dozu artırma şeklinde bir düzenlemeye gidebilir [20]. Bunlar yerine diğer doz azaltıcı yöntemlerin uygulanması, bu organların alacağı dozu belirgin şekilde azaltacaktır.

EĞİTİCİ NOKTA

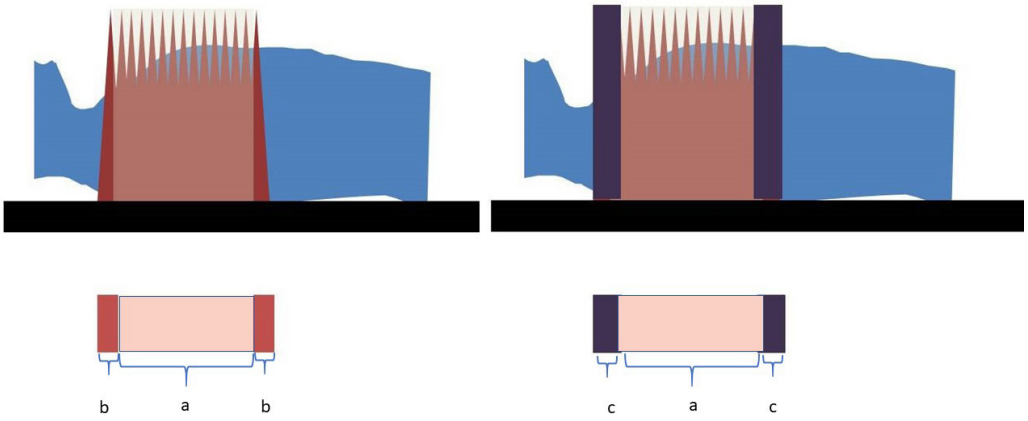
Uyarlanmış Kolimasyon (Adaptive Colimation)

BT incelemede, incelenen bölgenin öncesinde ve sonrasında doza maruz kalan ancak görüntülenmesi gereken alanın dışında kalan bir ışınlama alanı söz konusudur. Uyarlanabilir doz kalkanları ile bu alanların doz alması önlenerek toplamda %10-38 oranlarına varan bir doz azalması sağlanabilir [21]. Uyarlanmış kolimasyon sistemleri tüp tasarımının bir parçasıdır. Sistem içindeki kalkanlar incelemeler sırasında incelemenin başlangıç ve son aşamasında uygun şekilde çalışarak bu alanların gereksiz yere radyasyon almasını önler (Resim 4).

Gantri Dönüş Zamanı ve Pitch Değeri

Görüntüleme hızını etkileyen faktörlerdir. Gantri dönüş zamanının doz ile ilişkisi doğrusaldır, bunun kısalması hastanın radyasyona maruz kaldığı süreyi azaltarak dozun azalmasını sağlar [4, 5, 11]. ÇKBT cihazların çoğunda gantri dönüş zamanı 1 sn'nin altındadır. Gantri dönüş zamanını 2 saniyeden 1 saniyeye düşürmek radyasyon dozunu %50 azaltır. Ayrıca çekim ne kadar hızlı olursa, hareket artefaktları o kadar az olur. Böylece gereksiz tekrarlar ve anestezi gerekliliği büyük oranda azalır.

Pitch değeri tüpün tam bir dönüş süresinde masa ilerleme mesafesinin kesit kalınlığına oranıdır [2, 4, 5]. Hastanın maruz kaldığı radyasyonu direkt olarak etkiler. Pitch faktörünün yüksek olması incelenen bölgenin X-ışınına



Resim 4. Uyarlanmış kolimasyon: ÇKBT incelemede görüntü alanının (a) her iki yanında bulunan ve radyasyona maruz kalan alanlar (b) vardır. Uyarlanmış kolimasyon ile (c) bu alanların gereksiz yere radyasyon alması engellenmiş olur.

maruz kalma zamanını azaltarak dozu azaltır. Ancak bu durumun görüntü kalitesini etkileyebileceği akılda tutulmalıdır

Günümüzde çekim hızlarındaki ilerlemeler ve beraberinde diğer teknik gelişmeler sayesinde 1 saniyenin altında kalbi görüntülemek mümkün olabilmektedir. Böylece doz 1 mSv'in altına düşen dozlarda kalbin BT incelemeleri yapılabilmektedir. Bu hızlı çekimler özellikle aritmili ve nefes tutamayan hastalarda avantaj sağlar [5, 22].

Uygun Çekim Parametrelerini Belirlemek

BT'de dozu azaltmak, arka plan gürültüsünde artmaya yol açabilir. Doz arttıkça sinyal/gürültü oranı ve dolayısıyla görüntü kalitesi artar. Doz ayarlamalarında hedef tanısal bilgiyi kaybetmeden uygun görüntü kalitesini ve kabul edilebilir gürültü oranını sağlayan en düşük dozu elde etmektir. Bu da çeşitli parametrelerle sağlanabilir. Bu parametrelerden en çok üzerinde durulanlar tüp akımı (mA), tüp gerilimidir (kVp).

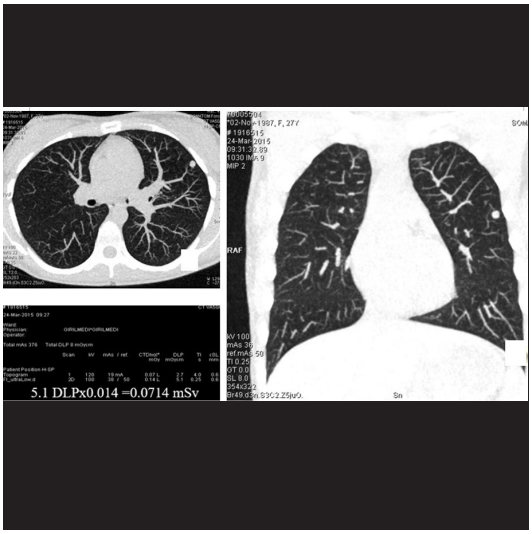
Tüp akımı (mA) ve tüp akımı ışınlama süresi (mAs)

Tüp akımı tüpten üretilen X ışını miktarı ile ilişkilidir. Bunun, gantri dönme süresi ile çarpımı tüp akımı ışınlama süresini (mAs) verir. Tüp akımı ve radyasyon dozu arasındaki ilişki doğrusaldır (Doz ∝ mAs). Tüp akımını %50 azaltmak radyasyon dozunu %50 azaltır. Pratikte doz azaltma parametreleri içerisinde en kolay uygulanabilen parameter tüp akımını azaltmaktır [4, 5, 11, 23, 24]. Ancak bunun dikkatsiz yapılması gürültüyü artırarak görüntü kalitesinin düşmesinde neden olabilir.

Akciğerdeki yüksek kontrastlı lezyonların saptanmasında belli bir miktar gürültü tolere edilebildiğinden mAs azaltılabilir. Akciğer parankim lezyonlarının incelenmesi ve takibinde düşük mA değerleri ve diğer düşük doz uygulamaları ile günümüzde bir akciğer radyografisi dozuna yakın dozlarda tomografik inceleme yapmak mümkün olabilmektedir (Resim 5) [5]. Diğer yandan karaciğerdeki düşük kontrastlı bir lezyonun saptanması için gürültünün düşük olması gerektiğinden mAs'ın azaltılması bu lezyonların saptanmasını güçleştirebilir. Düşük mAs ile yapılan çekimler özellikle akciğerlerin ve paranazal sinüslerin incelenmesi, BT pnömokolon incelemeleri, üriner sistem taşlarının araştırılması ve BT rehberliğinde yapılacak girişimsel işlemlerde faydalıdır [25].

Radyolojik incelemeler sırasında maruz kalınan radyasyon dozu hasta boyutları ile direkt olarak ilişkilidir. Tüp akımının hastanın boyutlarına göre ayarlanması, özellikle çocuklarda ve zayıf hastalarda dozda önemli derecede

EĞİTİCİ NOKTA



Resim 5. Sol akciğerde nodül olan hastada ultra düşük doz toraks BT protokolünde yapılan inceleme. Topogram hariç etkin doz değeri 0,0714 mSv olup bu değer ortalama 0,05 mSv dozlarında yapılmakta olan bir direkt akciğer radyografisi dozuna çok yakındır (Prof. Dr. Ercan Karaarslan'dan).

azalma sağlar [1, 2, 5, 23]. Normalde iri hastalarda merkezdeki radyasyon miktarı yüzeydekinin yaklaşık yarısı iken çocuklarda ve zayıf hastalarda merkezdeki ve yüzeydeki radyasyon miktarı hemen hemen aynıdır (Resim 2). Bu nedenle, zayıf hastalarda doz düşürülmelidir [10]. Pediatrik çekimlerde çocuğun alacağı radyasyonu azaltmak amacıyla tanıyı etkilemeyecek gürültü miktarı tolere edilebilir.

Tüp akım ayarlamaları kullanıcılar tarafından hasta boyutuna göre manuel yapılabileceği gibi otomatik doz ayarlama sistemleri ile de yapılabilir.

Otomatik tüp akım modülasyon (OTAM) sistemleri

BT cihazlarında, görüntü kalitesini bozmaksızın, radyasyon dozunu optimize etmeye ve hastanın alacağı dozu azaltmaya yarayan sistemlerdir [5, 26-28]. OTAM sistemleri denilen bu sistemlerde genellikle mA değerlerinde yapılan otomatik değişikliklerle doz ayarlamaları yapılır. Bu sistemler günümüzde birçok ÇKBT cihazlarında mevcuttur. Bazı sistemler otomatik doz ayarlamasını tüp akımı yanında kilovoltaj değerlerini de ayarlayarak yapar.

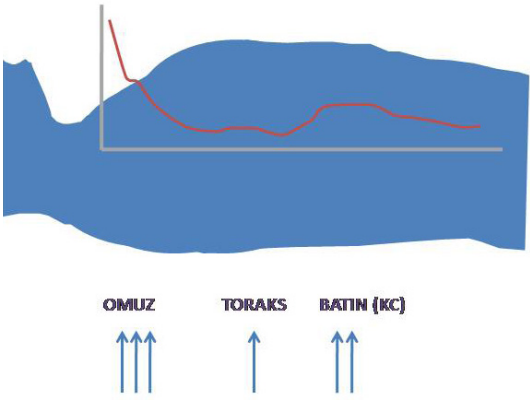
Genelde insan vücudunun kesiti tam olarak dairesel ve uniform bir yapıda değildir. Bu nedenle değişik kesitler için X-ışınının geçeceği mesafe ve attenuasyon değerleri farklılıklar gösterir. OTAM sistemlerinde bundan yola çıkarak tüp akımı otomatik olarak ayarlanır.

OTAM sistemleri farklı şekillerde tüp akımını ayarlayabilmektedir. Başlıca sistemler şunlardır (Resim 6):

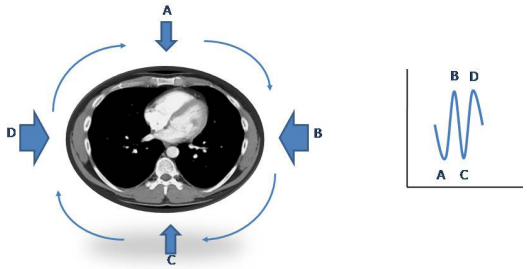
- Anatomi esaslı
  - Boylamsal (longitudinal) modülasyon (z-aksis modülasyon)
  - Açısal (Angular) modülasyon (x-y planlı modülasyon)
  - Kombine modülasyon
- EKG esaslı

Boylamsal modülasyon konvansiyonel sistemlerde kullanılmakta olan otoekspojur sistemlerinin BT'deki karşılığıdır. İnsan anatomisi oldukça asimetrik bir yapıdadır. Bazı bölgelerde X-ışını attenuasyonu daha yüksek, bazı bölgelerde daha düşüktür. Bunun ayarlanabilmesi için önce AP ve/veya yan projeksiyonlarda topogram görüntüler alınır ve bu görüntülerde hastanın attenüasyon ve vücut bilgisi (incelenecek bölgenin boyutları) elde olunur ve buradan yola çıkarak akım ayarlaması yapılır. Gürültü, tüm görüntülerde benzer değerdedir. Ayarlama hasta kesit anatomisinden bağımsızdır [4, 29]. İnsan anatomisi yan projeksiyon boyunca daha fazla değişim gösterdiği için yan topogram görüntüler ayarlamada daha fazla bilgi sağlar. Örneğin, torakoabdominal bir incelemede ayarlama sonrasında toraksta bazı bölgelerde akım 35 mA'e kadar düşürülürken, pelviste 245 mA düzeylerine kadar çıkabilmektedir [27]. Üriner sistem taşlarını araştıran bir çalışmada, radyasyon dozunda %43-66 azalma olduğu halde taş saptama duyarlılığının düşmediği bildirilmiştir [28].

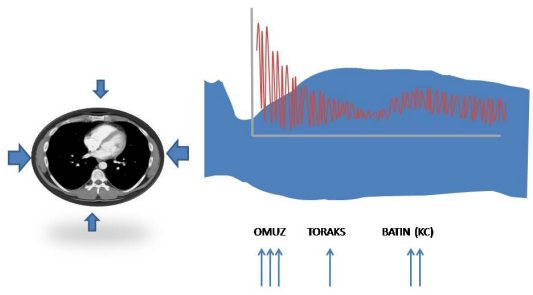
Açısal modülasyonda ise tüp akımındaki ayarlama hasta anatomisine göre yapılır. Doz



A



B



C

Resim 6. A-C. Otomatik tüp akım modülasyon sistemleri. (A) Boylamsal modülasyon: Topogram bilgisine göre doz ayarlaması yapılır. (B) Açısal modülasyon: Doz sinüzoidal şekildedir, tüp A ve C pozisyonlarında iken doz en az, B ve D pozisyonlarında iken en fazla düzeydedir. (C) Kombine modülasyon.

ayarlaması projeksiyon bilgileri kullanılarak, gerçek zamanlı yapılır. Aksiyel incelemelerde 360 derecelik (helikal incelemede 180 derece) rotasyon sırasında attenuasyon bilgileri elde olunur. Bu bilgiler ile bir sonraki kesitte tüp akımı modüle edilir [27, 30]. Bu yöntemde bir diğer metod da ellipsoid vücut yapısının x ve y çaplarına göre akım ayarlamadır. Bunda tüp akımı rotasyon sırasında sinüzoidal bir seyir gösterir. Örneğin omuzların olduğu bölgede X-ışını AP projeksiyonda, yan projeksiyona göre daha az attenuasyona uğrar. Bu nedenle AP projeksiyon sırasında doz önemli ölçüde düşürülebilir. Bu yöntemle toraksta %22, abdomende %15 oranında doz azalması sağlanabileceği bildirilmiştir [31]. Açısal modülasyonun çocuklarda, erişkinlere göre daha iyi sonuç verdiği bildirilmektedir.

Kombine modülasyon sistemleri ise x-y ve z aksı bilgilerini kullanarak akım ayarlaması sağlar [32]. Hem incelemenin başında z aksı boyunca alınan topogram bilgilerinden, hem de inceleme sırasında bir önceki kesitten sağlanan attenuasyon bilgilerinden yararlanılarak akım ayarlaması yapılır.

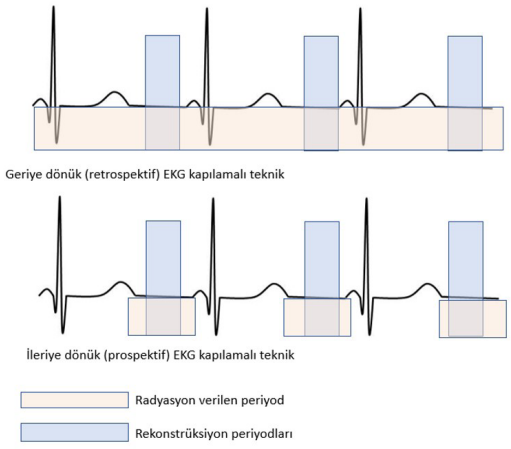
Tüp akımını otomatik olarak modüle eden sistemlerin çoğunda çocuk hastalar için özel programlar bulunnur. Böylece çocuklarda doz kontrolünü daha kolay ve kısmen kullanıcıdan bağımsız olarak yapmak mümkün olabilir.

Gürültü indeksi (GI) değerine göre doz ayarlama: Radyasyon dozunu azaltmada en önemli sınırlama gürültünün artarak görüntü kalitesinin bozulmasıdır. Dozdaki azalma gürültüde 1/√mAs kadar artışa yol açar. Gürültü, kontrast yoğunluğunu etkileyerek özellikle karaciğer, beyin gibi düşük kontrastlı alanların incelemesinde görüntü kalitesini düşürür. Akciğer parankimi ve iskelet sistemi gibi yüksek kontrastlı alanların incelemesinde ise gürültü belli bir orana kadar tolere edilebilir. OTAM sistemlerinde ideal olan, sinyal/gürültü oranında bozulma olmaksızın tüp akımını ideal şekilde ayarlamaktır. Bunun için geliştirilen bir yöntem, gürültü değerleri baz alınarak doz ayarlaması yapmaktır. Bu sistemde kullanıcı tarafından seçilebilen gürültü indeksi (GI) değerlerine göre mA değerlerinin OTAM tarafından otomatik olarak ayarlanır [26].

EKG esaslı tüp akım modülasyon sistemleri: Kalp gerek kendi kasılmaları ve gerekse solunum hareketeleri nedeni ile sürekli hareket halindedir. Kardiyak BT incelemede en önemli konu iyi bir görüntü elde edebilmek için en uygun rekonstrüksiyon aralığının belirlenmesidir. Kalbin hareketlerinden kaynaklanan artefaktları önlemek için kalbin hareketsiz ya da minimum hareketli olduğu zamanlarda görüntü alınmalıdır. Solunuma bağlı artefaktları önlemek için tetkik sırasında nefes tutturulur. Ancak asıl problem kalp kasılmalarından kaynaklanan hareket artefaktlarıdır [2, 5, 22, 33].

Kardiyak BT incelemelerde kalp kasılmalarından kaynaklanan artefaktları önlemek için EKG esaslı akım modülasyon sistemleri geliştirilmiştir [17, 30-33]. Bunun ayarlanması için görüntüleme ile eş zamanlı EKG alınır ve kalbin nispeten durağan olduğu T-P aralığında elde edilen verilerden görüntü oluşturulur. Bu iki şekilde yapılabilir (Resim 7).

1. Geriye dönük (retrospektif) EKG kapılamalı teknik: Tüm çekim sırasında hastaya X-ışını verilirken eş zamanlı kaydedilen EKG verileri kullanılarak elde edilen verilerinden geriye dönük olarak istenilen bir fazda kesitsel görüntüler oluşturulur. Tüm inceleme sırasında radyasyon verilir ancak alınan görüntülerin sadece belli bölümlerinden yararlanılır.
2. İleriye dönük (prospektif) EKG kapılamalı teknik: İnceleme sırasında eş zamanlı alınan EKG verilerinden istifadeyle bir sonraki T-P aralığını önceden kestirmek ve sadece bu aralığa gelecek şekilde X-ışını verilerek inceleme yapılır. Bu R-R aralığının takriben %70-80'ine denk gelir. Bu yönteme "parsiyel görüntüleme" de denir. İşlem sırasında kalp hızında değişiklik olması görüntü kalitesini bozar. Bu nedenle kalp hızı değişken olmayan hastalarda iyi sonuç verir.

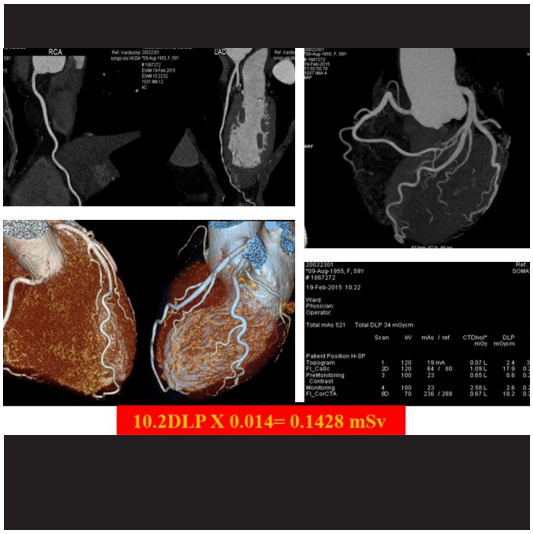


Resim 7. Geriye dönük ve ileriye dönük EKG kapılamalı inceleme teknikleri

Geriye dönük EKG kapılamalı teknik kalp hızı değişikliklerinden daha az etkilenir, ancak doz daha fazladır. İleriye dönük EKG kapılamalı teknik kalp hızı değişken olmayan hastalarda daha iyi sonuç verir. Bu yöntemde maruz kalınan radyasyon miktarı daha azdır [33]. Gelişmiş yöntemlerde koroner BT incelemede doz 1mSv altına kadar düşebilmektedir.

EKG esaslı görüntüleme teknikleri özellikle kalp incelemelerinde çok önemli bir adımdır. Beraberinde yüksek pitch değerleri, düşük mA ve düşük kVp teknikleri ve yüksek duyarlılığa sahip dedektör sistemlerinin gelişimi ile günümüzde çok düşük dozlarda koroner BT

EĞİTİCİ NOKTA



Resim 8. Düşük kV, düşük mAs ve yüksek pitch (3,4) değerleri ile, dedektör duyarlılığı yüksek bir cihazda yapılan kardiyak BT incelemede dozu 1 mSv'in alındaki değerlere kadar düşürmek mümkün olabilmektedir (10,2 DLPX0,014=0,1428mSv) (Prof. Dr. Ercan Karaarslan'dan).

incelemeleri yapmak mümkün olabilmektedir (Resim 8) [5, 22].

Tüp gerilimi (kilovolt-kV)

X-ışını enerjisini belirler. Kilovolt artması akselere elektronların kinetik enerjilerinin artmasına neden olur. Uzaysal ve kontrast rezolüsyonunu etkileyen bir parametredir. Radyasyon dozu tüp voltajının karesi ile doğru orantılıdır (Doz $\propto$ kVp^2). Bu nedenle kV değerindeki küçük düşüşler dozda önemli azalmalara neden olur [4, 34, 35]. Tüp voltajının 120 kV'dan 100 kV'a düşmesi dozda %33 oranında azalma sağlar.

Bazı incelemelerde kV değerinde belli oranlarda düşüş yapmak görüntü kalitesinden ödün vermeksizin doz azaltımı sağlayabilir. Ancak tüp geriliminde uygun şekilde yapılmayan azaltım radyasyon dozunu azaltmakla birlikte gürültüyü artırıp doku kontrastını azaltabilir [35, 36].

Genellikle klinik uygulamalarda 70-140 arası kV kullanılır. Düşük kV kullanırken incelemenin endikasyonu, incelenecek bölge, düşünülen patoloji gibi bazı durumlar göz önünde bulundurulmalıdır. Yüksek yoğunluktaki dokular doğal bir kontrasta neden olurlar. Bu dokular akciğer, hava yolu, kemik gibi doğal yapılar olabileceği gibi damar içerisindeki kontrast madde de benzer etkiyi oluşturur. Bu nedenle, bu yapıların incelemelerinde düşük kV (80-100 kVp) daha rahat uygulanabilir. Kontrastlı bir çalışmada 80 kV ile yapılan incelemede iyodun fotoelektrik absorbsiyonu daha fazla olacak ve iyoda bağlı kontrastlanma artacaktır. Bu tip çalışmalarda düşük kV ile elde olunmuş görüntüler tanısal bilgiyi sağlayabilir. Yumuşak dokular ise bu tip çalışmalar için çok uygun değildir. [23, 34, 37-39]. Karaciğer gibi solid organlarda görüntü kalitesinin azalması lezyonun saptanmasını engelleyebilir. Bu nedenle karaciğer gibi solid organlarda düşük kV uygulamalarında da bu durum göz önünde bulundurulmalıdır.

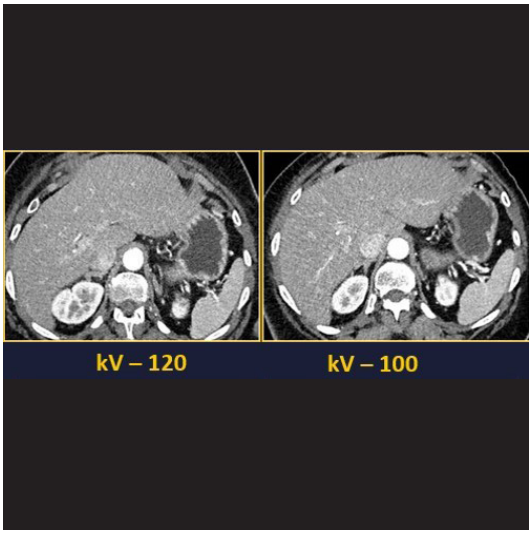
Çocuklarda ve zayıf hastalarda incelemeler sırasında kVp düşürülebilir. Kilolu hastalarda daha çok foton enerjisi gerekli olduğundan diyagnostik kalite için yüksek kV kullanılması gerekebilir.

Düşük kV ile yapılan incelemelerde görüntünün tanısal kalitesini korumak için Iteratif Rekonstrüksiyon (IR) tekniği kullanılır. Buna göre tüp akımında da belirli artış sağlanır. Özellikle çok kilolu hastalarda bu tür cihazlarda incelemenin yapılması uygun olur.

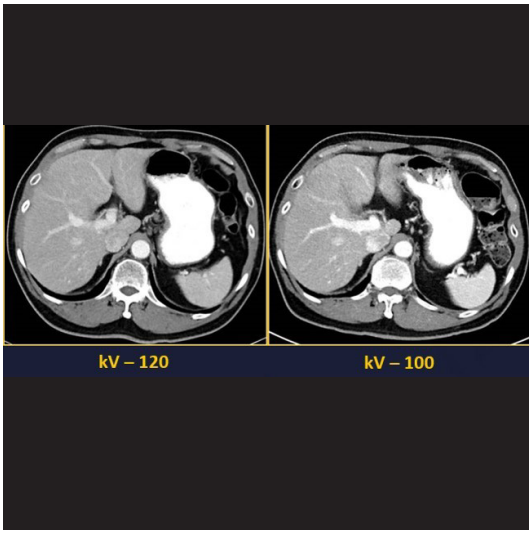
Optimal kV seçimi başlıca iki şekilde yapılır:

1. Manuel kV seçimi: Hastanın boyu, kilosu, vücut kitle indeksi (BMI), karın yan genişliğine göre teknisyen tarafından subjektif olarak yapılır.
2. Otomatik atenuasyon bazlı kV seçimi: Hastanın boyu, vücut bölümleri ve incelemenin amacına yönelik olarak BT cihazları tarafından otomatik olarak kV hesaplanır. Atenuasyon bazlı otomatik kV seçiminde BT'de Z aksiste mAs hesaplanması farklı kV ye göre görüntü kalitesi için hesaplanır.

BT cihazlarındaki gelişen teknoloji ile özellikle ilk alınan topogram görüntülerde kontrast-gürültü oranı (CNR) hastanın incelenecek bölgesine göre optimum kV ile mAs değerleri hesaplanır ve düşük radyasyon dozunda optimum görüntü kalitesi sağlanması hedeflenir. Burada teknisyenin herhangi bir işlem yapmasına gerek yoktur. Cihaz otomatik olarak dozu hesaplar. Otomatik kV seçiminin diğer yön-



Resim 9. 120 kV ve 100 kV ile elde edilmiş görüntüler izlenmektedir. Etkin doz 120 kV'de 6,5 mSv iken 100 kV de elde edilen görüntüde etkin doz 4,4 mSv dir. Yaklaşık %33 doz azaltılması sağlanmıştır.

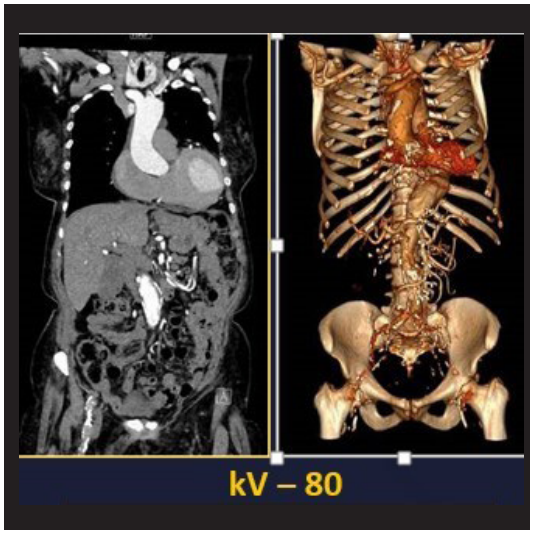


Resim 10. 120 kV'de karaciğer parankim dansitesi 99,6 HU ölçülmüştür. 100 kV'de karaciğer parankimi 117 HU ölçülmüş olup düşük kV'de parankim kontrastlanması daha yüksektir.

temlere göre daha fazla radyasyon doz azaltımı sağladığı çalışmalarda belirtilmiştir [36].

Düşük kV incelemenin başlıca faydaları şunlardır [5, 40, 41]:

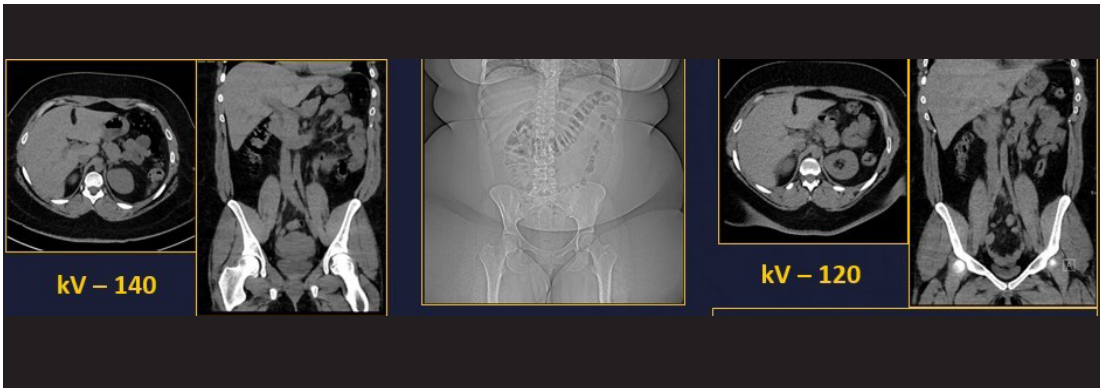
1. Radyasyon dozunun azaltılmasını sağlar. Bu özellikle çocuklarda, gençlerde ve sık aralıklarla BT çekilen hastalarda oldukça faydalıdır (Resim 9).
2. Düşük kV dokularda daha yüksek parankimal kontrast sağlar. kV azaldığı zaman ortalama foton enerjisi azalır ve iyot atomunun k sınırına (33,2 keV) yaklaşır. Böylece fotoelektrik etki ile iyot atomu ile etkileşim ve X ışını atenüasyonuna bağlı olarak daha yüksek kontrast elde edilir (Resim 10).
3. Düşük kV tekniği ile kontrastlı incelemelerde daha az kontrast madde dozu ve daha düşük



Resim 11. Seksen yaşındaki renal yetmezlikli hastada 24 mL kontrast madde enjeksiyonu sonrası 80 kV'de yapılan incelemede torakoabdominal aort anevrizması izlenmektedir. Kontrast maddenin düşük dozuna rağmen oldukça iyi tanısal görüntüler elde edilmiştir.

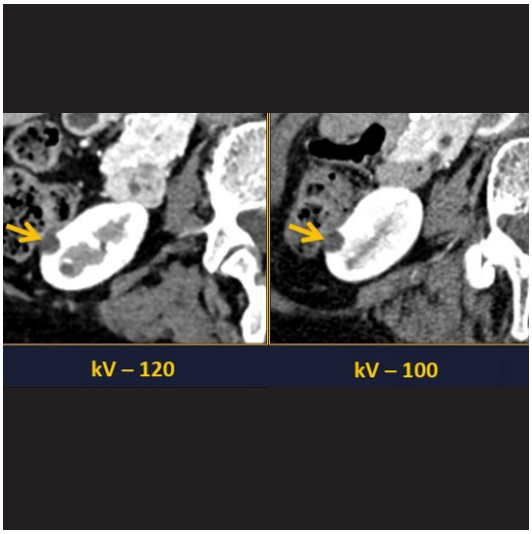
Resim 12. Hepatosellüler karsinom tanılı 72 yaşındaki erkek hastada radyofrekans ablasyon öncesi BT incelemede CTDIvol 14,44'dür.

EĞİTİCİ NOKTA



Resim 13. Düşük kV uygulamasında görüntüde gürültü artmaktadır. Topogramda hastanın çok kilolu olduğu görülmektedir. 140 kV'de alınan görüntüde gürültü 10,6 iken 120 kV'de gürültü 13,3'e yükselmiştir. 140 kV'deki kontrast-gürültü oranı (CNR) 14,6 iken 120 kV'de 13'e inmiştir. Sinyal-gürültü oranı (SNR) 3,6'dan 3,1'e düşmüştür.

Resim 14. A-C. Foton açlığı (starvasyonu) görülmesi düşük kV uygulamanın sınırlamalarındandır. Bu hastalarda kV artırılması ve IR tekniği kullanılması gerekmektedir. Elli yaşındaki çok kilolu hasta, (vücut kitle indeksi: 67,2 kg/m2). (A) Topogram görüntüsünde yumuşak doku gölgesindeki artış izlenmektedir. (B) 120 kV'de FBP ile elde edilen görüntüde gürültü 28,1 olup sağdaki renal subkapsüler hematom (Ok) net olarak izlenememektedir. (C) 140 kV'de IR ile elde edilen görüntüde gürültü 18,1'e düşmüş ve subkapsüler hematom izlenebilmektedir (Ok).



Resim 15. Düşük kV'li BT incelemelerde attenuasyonda artış izlenir. Bazı lezyonların takibinde farklı kV ile incelemeler yapıldığında değerlendirmede yanlışlığa neden olabilir. Sağ böbrekte 1,1 cm çapında kortikal kisti olan hastada 120 kV'de kistin atenuasyon değeri 15 HU'dir (Ok). 100 kV'de takip BT incelemesinde atenuasyonu 23 HU ölçülmüştür.

enjeksiyon hızı ile inceleme yapılabilir. Bu nedenle özellikle böbrek yetmezliği olan hastaların incelemelerinde yardımcı olur (Resim 11).

Düşük kV'nin farklı klinik uygulama alanları mevcuttur. Bunlardan bir tanesi vasküler nöroradyoloji uygulamalarıdır (Video 1. See corresponding video/movie images at https://doi.org/10.5152/trs.2020.838). Diğer bir örnek ise girişimsel radyoloji uygulamalarıdır (Resim 12 ve Video 2. See corresponding video/movie images at https://doi.org/10.5152/trs.2020.838).

Düşük kV uygulamanın sınırlamaları ise şunlardır [36, 42]:

1. Görüntüde gürültünün artmasına neden olur. Tüm parametreler sabitken kV azaltılırsa gürültü artar, CNR ile SNR (signal-to-noise) azalır ve özellikle kilolu hastalarda görüntü kalitesi azalır (Resim 13).
2. Foton starvasyonu (açlığı) görülür. Kilovoltu azaltmak ortalama ve pik foton enerjilerini de azaltır. Görüntünün tanısal kalitesini korumak için ya yüksek kV kullanılmalı veya IR gibi rekonstrüksiyon yöntemleri kullanılmalıdır (Resim 14).
3. Düşük kV de streak (metalik cisimlere bağlı) artefakt artar ve görüntü kalitesini düşürür.
4. Düşük kV'li BT incelemelerde atenuasyonda artış izlenmektedir (Resim 15). Bu nedenle özellikle bazı lezyonların takibinde farklı kV ile incelemelerde yanlışlığa neden olabilir.

Düşük kV'de tanısal kalitede görüntüler elde edebilmek için ya mAs artırılmalı ya da IR algoritmaları kullanılmalıdır. Bu şekilde mAs'daki küçük artışlar ve IR yönteminin gürültü azaltma algoritmi ile görüntü kalitesinde çok ödün vermeden radyasyon dozunda önemli azaltım sağlamaktadır (Resim 16) [36].

Tekrarlamalı (Iterative) Rekonstrüksiyon (IR)

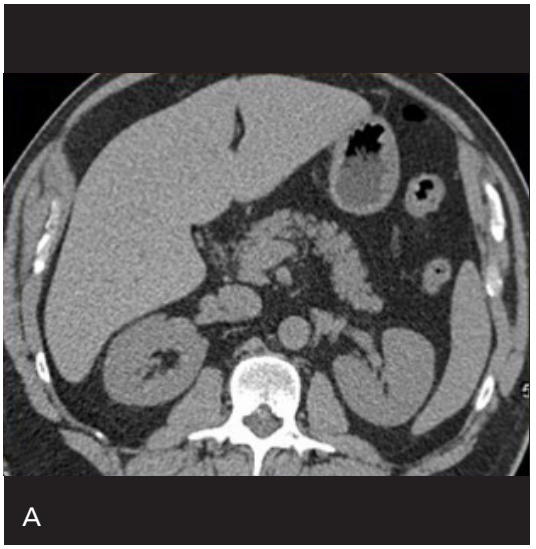
BT'de dedektöre ulaşan ham veriden (raw data) uzaysal ya da kontrast çözünürlüğü yüksek görüntüler elde etmek için uygulanan matematiksel işlemlere rekonstrüksiyon algoritması adı verilir.

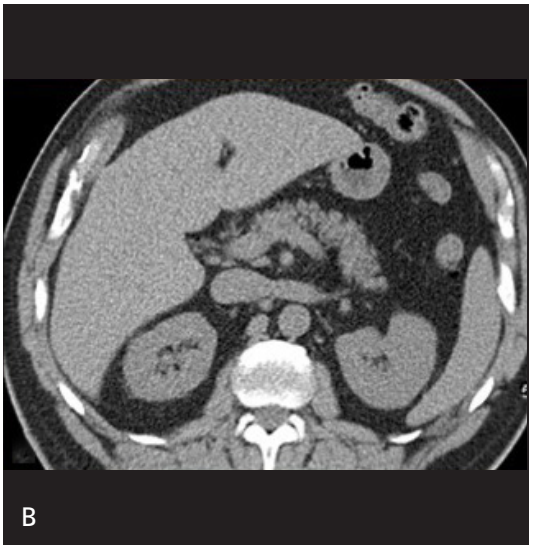
Normal BT teknolojilerinde filtrelenmiş geri yansıtmalı (filtered back projection-FBP) rekonstrüksiyon algoritması kullanılır [42, 43]. Bu teknik hızlı görüntü işleme olanağı sağlar. Saniyede 20 görüntüye kadar hızlı görüntü oluşturabilmektedir. Ancak bunun önemli bir dezavantajı, ham veride mevcut olan gürültüyü azaltmaz ve görüntü boyunca yayar. Bunun üstesinden gelmek dozu artırmakla mümkün olabilir.

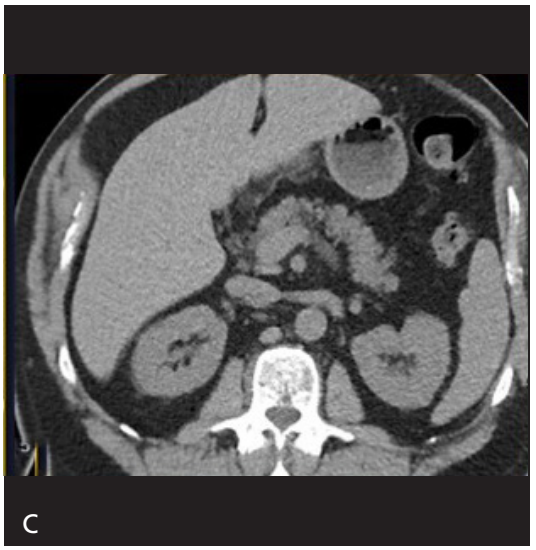
Tekrarlamalı rekonstrüksiyon gelişmiş bir görüntü rekonstrüksiyon algoritmasıdır. IR tekniğinde önce düşük doz uygulanarak bir ham veri elde olunur ve bundan bir görüntü oluşturulur. Bu görüntü ham verideki tüm görüntü bilgilerini içermekdir. Görüntüyü negatif etkileyen önemli miktarda gürültü de içerir. Daha sonra tekrarlayan düzeltmelerle görüntü netliği azaltılmadan ve veri kaybına neden olmadan gürültü ortamdan temizlenir [5, 42-44].

Tekrarlamalı rekonstrüksiyon yöntem uygun bir görüntü kalitesine, %30-60'a varan oranda az dozla ulaşmayı sağlayabilir. Bazı durumlarda bu oranları daha da düşürmek mümkündür. Düşünülen patoloji ve incelenecek bölgeye göre en uygun doz ayarlaması yapılmalıdır (Resim 17). Çeşitli firmaların, farklı adlarla anılan IR teknikleri vardır (GE: ASIR ve VEO;

EĞİTİCİ NOKTA







Resim 16. A-C. IR yöntemi ile görüntü kalitesinde çok ödün vermeden radyasyon dozunda önemli düşüş sağlanabilir. (A) 120 kV'de FBP ile elde edilmiş görüntüde etkin doz 11,5 mSv, gürültü ise 16,3'tür. (B) Aynı hastanın kV'si 100 de indiğinde FBP etkin dozu 7,7 mSv olup gürültü 22,3'e yükselmiştir. (C) 100 kV de IR tekniği ile yine aynı etkin dozda (7,7 mSv) gürültü 11,4'e inmiş ve görüntü kalitesi yükselmiştir.

Philips: iDose; Toshiba: AIDR; Siemens: SAFIRE ve ADMIRE).

IR tekniği düşük doz avantajı yanında incelemeler sırasında yüksek masa ve gantri hızlarına çıkılmasına da olanak sağlar. Tekniğinin en önemli dezavantajı, reknostrüksiyon süresinin FBP tekniğine göre daha uzun olmasıdır [42].

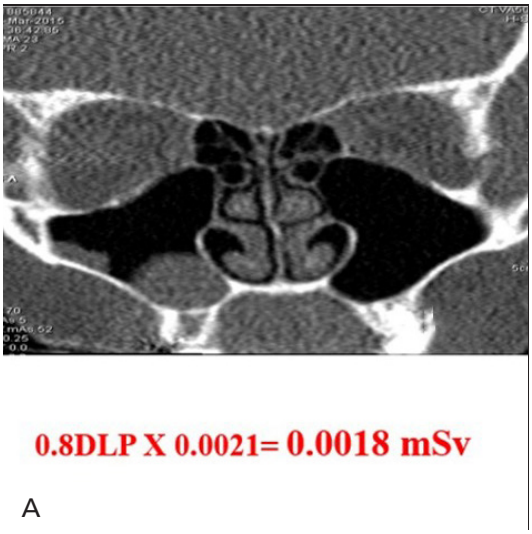
Doz Kontrol ve Takip Sistemleri

Günümüzde geniş tabanlı doz kontrol ve takip sistemleri sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır. Geliştirilen doz yönetim ve takip merkezleri ve programları ile uygulama temelli ve hasta temelli doz takipleri yapılabilmektedir. Bu sistemlerde farklı marka ve modellerle yapılan değişik incelemelerden gelen doz bilgileri hasta bazında saklanarak doz takibi olanağı sağlanır.

Uygun bir doz takibi için her bir tetkik için doz takibi ve kaydı yapılmalı, her hasta için doz takibi yapılmalı ve bunların kayıt ve takiplerini yapacak doz yönetim merkezleri kurulmalıdır.

SONUÇ

BT birçok klinik durumda vazgeçilmez bir tanı yöntemidir. Her ne kadar radyasyona bağlı riskler içerse de gerekli klinik durumlarda



Resim 17. A, B. Çok düşük dozda (0,0018 mSv) yapılan paranazal sinüs incelemesi. Iteratif rekonstrüksiyon (Siemens ADMIRE=Advanced Modeled Iterative Reconstruction) (A) kullanmadan önce ve (B) kullandıktan sonra elde olunan görüntüler. IR sonrası görüntü kalitesi artmıştır. Bu dozda çevre yapıları değerlendirmek mümkün olmamakla beraber paranazal sinüsleri değerlendirmek için yeterlidir (Prof. Dr. Ercan Karaarslan'dan).

(justification), belli prensiplere ve doz azaltma stratejilerine (optimisation) dikkat edilerek yapıldığı taktirde alınan risk minimal düzeylerde olup tetkikin sağlayacağı faydalar karşısında kıyaslanmayacak düzeydedir. En iyi BT tekniği hastanın klinik sorununa çözüm sağlayacak görüntüyü en düşük dozda elde edebilen tekniktir.

Teşekkür: Resim 1, 5, 8 ve 17 için Prof. Dr. Ercan Karaarslan'a teşekkür ederiz.

Video 1. Düşük kV tekniği ile 1,1 mSv'de elde olunan serebral BT anjiografide 54 yaşındaki kadın hastada sağ MCA'da 1,3 cm çapındaki sakküler anevrizma izlenmektedir.

Video 2. Hepatosellüler karsinom tanılı 72 yaşındaki erkek hastada radyofrekans ablasyon öncesi BT incelemede CTDIvol 14,44'dür. Video görüntüsünde işlem esnasında CTDIvol 3,6 olarak ölçülmüş ve önemli derecede radyasyon azaltımı sağlanmıştır.

Kaynaklar

[1]. Ceyhan Bilgici M, Başekim CÇ, Yazıcı Z, Çakmakçı H, Pabuşçu Y, Coşkun A. Çocuklarda bilgisayarlı tomografi ve radyasyon güvenliği - radyolog bilgilendirme platformu. Türk Radyoloji Derneği. Available from: URL: https://www.turkrad.org.tr/assets/bilimsel-calisma/Doz-Brosur-MART-radyologlar.pdf?

[2]. Başekim CÇ, Öztürk E. Radyasyon güvenliği açısınan doz kontrolü. BT ve ÇKBT (erişkin ve pediatrik). TURKRAD 2007. Kongres Kurs Kitabı. 27-31 Ekim 2007.

[3]. Işık Z, Selçuk H, Albayram S. Bilgisayarlı tomografi ve radyasyon. Klinik Gelişim 2010; 3: 16-8.

[4]. Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Hamberg LM, Blake MA, Shepard J-A, et al. Strategies for CT radiation dose optimization. Radiology 2004; 230: 619-28. [Crossref]

[5]. Başar Y, Karaarslan E. Bilgisayarlı tomografide doz hesaplama ve düşük doz uygulamaları. In Gelal F, editor. Radyoloji Fiziği. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri; 2019.p.92-100.

[6]. AL-Rammah TY. CT radiation dose awareness among paediatricians. Ital J Pediatr 2016; 42: 77. [Crossref]

[7]. Brody AS, Frush DP, Huda W, Brent RL. Radiation risk to children from computed tomography. Pediatrics 2007; 120; 677-82. [Crossref]

[8]. Pierce DA, Preston DL. Radiation related cancer risks at low doses among atomic bomb survivors. Radiat Res 2000; 154: 178-86. [Crossref]

[9]. International Commission on Radiological Protection. ICRP-60. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Oxford, UK: Pergamon Press; 1991.

[10]. Smith-Bindman R, Lipson J, Marcus R, Kim K-P, Mahesh M, Gould R, et al. Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer. Arch Intern Med 2009; 169: 2078-86. [Crossref]

[11]. Başekim CÇ. Radyasyon doz kontrolü ve doz azaltma yöntemleri-pediatrik BT inceleme. Türkiye Klinikleri Radyoloji Özel Sayısı 2011; 4: 69-73.

[12]. Ceyhan M. Pediatrik BT incelemelerinde radyasyon dozu. TRD İzmir Şubesi Pediatrik Radyoloji Sempozyumu Kitabı 2009; 47-9.
[13]. The ALARA (as low as reasonably achievable) concept in pediatric CT intelligent dose reduction: Multidisciplinary conference organized by the Society of Pediatric Radiology-August 18-19, 2001. Pediatr Radiol 2002; 32: 217-31.
[14]. Slovis TL. The ALARA concept in pediatric CT: Myth or reality? Radiology 2002; 223: 5-6. [Crossref]
[15]. Food and Drug Administration. FDA public health notification: Reducing radiation risk from computed tomography for pediatric and small adult patients. Pediatr Radiol 2002; 32: 314-6. [Crossref]
[16]. Frush DP. Pediatric CT: Practical approach to diminish the radiation dose. Pediatr Radiol 2002; 32: 714-7. [Crossref]
[17]. McCollough CH, Primak AN, Saba O, Bruder H, Stierstorfer K, Raupach R, et al. Dose performance of a 64-channel dual-source CT scanner. Radiology 2007; 243: 775-84. [Crossref]
[18]. Li J, Udayasankar UK, Toth TL, Seamans J, Small WC, Kalra MK. Automatic patient centering for MDCT: Effect on radiation dose. AJR 2007; 188: 547-52. [Crossref]
[19]. Yilmaz MH, Albayram S, Yasar D, Ozer H, Adaletli I, Selçuk D, et al. Female breast radiation exposure during thorax multidetector computed tomography and the effectiveness of bismuth breast shield to reduce breast radiation dose. J Comput Assist Tomogr 2007; 31: 138-42. [Crossref]
[20]. Marsh RM, Silosky M. Patient shielding in diagnostic imaging: Discontinuing a legacy practice. AJR Am J Roentgenol 2019; 212: 755-7. [Crossref]
[21]. Deak PD, Langner O, Lell M, Kalender WA. Effects of adaptive section collimation on patient radiation dose in multisection spiral CT. Radiology 2009; 252: 140-7. [Crossref]
[22]. Karcaaltıncaba M. Kardiyak bilgisayarlı tomografide güncel gelişmeler. Trd Sem 2013; 1: 1-5. [Crossref]
[23]. Frush DP. Strategies of dose reduction. Pediatr Radiol 2002; 32: 293-7. [Crossref]
[24]. Cody DD, Moxley DM, Krugh KT, O'Daniel JC, Wagner LK, Eftekhari F. Strategies for formulating appropriate MDCT Techniques when imaging the chest, abdomen, and pelvis in pediatric patients. AJR Am J Roentgenol 2004; 182: 849-59. [Crossref]
[25]. Karabulut N, Ariyürek M. Low dose CT: Practices and strategies of radiologists in university hospitals. Diagn Interv Radiol 2006; 12: 3-8.
[26]. Kanal KM, Stewart BK, Kolokythas O, Shuman WP. Impact of Operator-Selected Image Noise Index and reconstruction slice thickness on patient radiation dose in 64-MDCT. AJR Am J Roentgenol 2007; 189: 219-25. [Crossref]
[27]. Althén JN. Automatic tube-current modulation in CT - a comparison between different solutions. Radiat Prot Dosimetry 2005; 114: 308-12. [Crossref]
[28]. Kalra MK, Maher MM, D'Souza RV, Rizzo S, Halpern EF, Blake MA, et al. Detection of urinary tract stones at lowradiation-dose CT with z-axis automatic tube current modulation: Phantom and clinical studies. Radiology 2005; 235: 523-9. [Crossref]
[29]. Mulkens TH, Bellinck P, Baeyaert M, Ghysen D, Van Dijck X, Mussen E, et al. Use of an automatic exposure control mechanism for dose optimization in multi-detector row CT examinations: Clinical evaluation. Radiology 2005; 237: 213-23. [Crossref]
[30]. Deetjen AG, Möllmann S, Conradi G, Rolf A, Schmermund A, Hamm CW, et al. Use of automatic exposure control in multislice computed tomography of the coronaries: Comparison of 16-slice and 64-slice scanner data with conventional coronary angiography. Heart 2007; 93: 1040-3. [Crossref]
[31]. Jangland L, Sanner E, Persliden J. Dose reduction in computed tomography by individualized scan protocols. Acta Radiol 2004; 45: 301-7. [Crossref]
[32]. Francone M, Napoli A, Carbone I, Cavacece M, Nardis PG, Lanciotti K, et al. Noninvasive imaging of the coronary arteries using a 64-row multidetector CT scanner: Initial clinical experience and radiation dose concerns. Radiol Med 2007; 112: 31-46. [Crossref]
[33]. Sağsöz ME, Alper F. Kardiyak multi dedektör bilgisayarlı tomografide (MDBT) radyasyon dozu. Trd Sem 2013; 1: 16-25. [Crossref]
[34]. Paterson A, Frush DP. Dose reduction in paediatric MDCT: General principles. Clin Radiol 2007; 62: 507-17. [Crossref]
[35]. Hamberg LM, Rhea JT, Hunter GJ, Thrall JH. Multi-detector row CT: Radiation dose characteristics. Radiology 2003; 226: 762-72. [Crossref]
[36]. Seyal AR, Arslanoglu A, Abboud SF, Sahin A, Horowitz JM, Yaghmai V. CT of the abdomen with reduced tube voltage in adults: A practical approach. Radiographics 2015; 35: 1922-39. [Crossref]
[37]. Sigal-Cinqualbre AB, Hennequin R, Abada HT, Chen X, Paul J-P. Low-kilovoltage multi-detector row chest CT in adults: Feasibility and effect on image quality and iodine dose. Radiology 2004; 231: 169-74. [Crossref]
[38]. Schueller-Weidekamm C, Schaefer-Prokop CM, Weber M, Herold CJ, Prokop M. CT angiography of pulmonary arteries to detect pulmonary embolism: Improvement of vascular enhancement with low kilovoltage settings. Radiology 2006; 241: 899-907. [Crossref]
[39]. Kaza RK, Platt JF, Goodsitt MM, Al-Hawary MM, Maturen KE, Wasnik AP, et al. Emerging techniques for dose optimization in abdominal CT. Radiographics 2014; 34: 4-17. [Crossref]
[40]. Huda W, Lieberman KA, Chang J, Roskopf ML. Patient size and x-ray technique factors in head computed tomography examinations. I. Radiation doses. Med Phys 2004; 31: 588-94. [Crossref]
[41]. Nakayama Y, Awai K, Funama Y, Liu D, Nakaura T, Tamura Y, et al. Lower tube voltage reduces contrast material and radiation doses on 16-MDCT aortography. AJR Am J Roentgenol 2006; 187: 490-7. [Crossref]
[42]. Mayo-Smith WW, Hara AK, Mahesh M, Sahani DV, Pavlicek W. How i do it: Managing radiation dose in CT. Radiology 2014; 273: 657-72. [Crossref]
[43]. Xu Y, Zhang T, Hu Z, Li J, Hou H-J, Xu Z-S, et al. Effect of iterative reconstruction techniques on ima-

ge quality in low radiation dose chest CT: A phantom study. Diagn Interv Radiol 2019; 25: 442-50. [Crossref]

[44]. Gonzalez-Guindalini FD, Ferreira Botelho MP, Töre HG, Ahn RW, Gordon LI, Yaghmai V. MDCT of chest, abdomen, and pelvis using attenuation-based automated tube voltage selection in combination with iterative reconstruction: An intrapatient study of radiation dose and image quality. AJR Am J Roentgenol 2013; 201: 1075-82. [Crossref]

Bilgisayarlı Tomografide Radyasyon Doz Kontrolü ve Düşük Doz Çekim Teknikleri

C. Çınar Başekim, Atilla Arslanoğlu

Sayfa 130

Radyasyon içeren yöntemlerle yapılan incelemelerde hastaları radyasyondan koruma ve en az dozu vermek konusunda iki önemli nokta vardır. Öncelikle yapılacak incelemenin gerekliliği (justification) değerlendirilmelidir; tetkikin sağlayacağı yararlılık diğer tetkiklere göre daha yüksek olmalıdır; AHARA (Benefits as High as Reasonably Achievable). Eğer tetkik yapılacaksa optimal şekilde (optimisation) yapılmalıdır, doz mümkün olduğunca düşük (ALARA-Dose as Low as Reasonably Achievable) ve işlemin de mümkün olduğunca güvenilir (ASARA-Procedures as Safe as Reasonably Achievable) şekilde yapılması gerekir.

Sayfa 133

Gelişmiş BT cihazlarında kolimasyon üst düzeydedir. Bu nedenle kesit alanı dışında kalan organların maruz kaldıkları eksternal radyasyon önemsenmeyecek düzeydedir. Bu organlar genelde internal saçılma sonucu radyasyona maruz kalabilir ki bu durumda dışarıdan yapılacak koruma hiçbir yarar sağlamaz. Görüntü alanı dahilinde olan organlarda radyasyon koruyucu kalkanlar kullanmak uygun kullanılmadığı taktirde doz artımına neden olabilir; gelişmiş cihazların çoğunda bulunan otomatik doz ayarlama sistemleri nedeni ile eğer dedektöre yeterli doz gelmezse sistem dozu artırma şeklinde bir düzenlemeye gidebilir.

Sayfa 134

Tüp akımı ve radyasyon dozu arasındaki ilişki doğrusaldır (Doz $\propto$ mAs). Tüp akımını %50 azaltmak radyasyon dozunu %50 azaltır. Pratikte doz azaltma parametreleri içerisinde en kolay uygulanabilen parameter tüp akımını azaltmaktır. Ancak bunun dikkatsiz yapılması gürültüyü artırarak görüntü kalitesinin düşmesinde neden olabilir.

Sayfa 137

Geriye dönük EKG kapılamalı teknik kalp hızı değişikliklerinden daha az etkilenir, ancak doz daha fazladır. İleriye dönük EKG kapılamalı teknik kalp hızı değişken olmayan hastalarda daha iyi sonuç verir. Bu yöntemde maruz kalınan radyasyon miktarı daha azdır. Gelişmiş yöntemlerde koroner BT incelemede doz 1mSv altına kadar düşebilmektedir.

Sayfa 139

Düşük kV incelemenin başlıca faydaları şunlardır:

1. Radyasyon dozunun azaltılmasını sağlar. Bu özellikle çocuklarda, gençlerde ve sık aralıklarla BT çekilen hastalarda oldukça faydalıdır.
2. Düşük kV dokularda daha yüksek parankimal kontrast sağlar. kV azaldığı zaman ortalama foton enerjisi azalır ve iyot atomunun k sınırına (33,2 keV) yaklaşır. Böylece fotoelektrik etki ile iyot atomu ile etkileşim ve X ışını atenüasyonuna bağlı olarak daha yüksek kontrast elde edilir.
3. Düşük kV tekniği ile kontrastlı incelemelerde daha az kontrast madde dozu ve daha düşük enjeksiyon hızı ile inceleme yapılabilir. Bu nedenle özellikle böbrek yetmezliği olan hastaların incelemelerinde yardımcı olur.

Sayfa 141

IR tekniğinde önce düşük doz uygulanarak bir ham veri elde olunur ve bundan bir görüntü oluşturulur. Bu görüntü ham verideki tüm görüntü bilgilerini içermekdir. Görüntüyü negatif etkileyen önemli miktarda gürültü de içerir. Daha sonra tekrarlayan düzeltmelerle görüntü netliği azaltılmadan ve veri kaybına neden olmadan gürültü ortamdan temizlenir.

Bilgisayarlı Tomografide Radyasyon Doz Kontrolü ve Düşük Doz Çekim Teknikleri

C. Çınar Başekim, Atilla Arslanoğlu

1. Uyarlanmış (Adaptive) kolimasyon nedir?
   a. Vücut kesit düzlemine göre uyarlanmış kolimasyondur.
   b. İncelenecek bölgenin başlangıç ve sonuç bölümlerine uyarlanmış kolimasyondur.
   c. Kardiyak incelemelerde kalp boyutuna uyarlanmış kolimasyondur.
   d. Radyasyona duyarlı yüzeyel organların korunmasına uyarlanmış kolimasyondur.
   e. Kardiyak incelemelerde EKG ile senkronize çalışan kolimasyondur.

2. Aşağıdaki incelemelerin hangisinde düşük mAs tekniği tercih edilmez?
   a. Akciğer parankiminde metastaz taraması
   b. BT pnömokolon incelemesi
   c. BT anjiografi incelemesi
   d. Paranazal sinüs incelemesi
   e. BT rehberliğinde girişimsel işlemlerde

3. Hangisi açısal (angular) modülasyonun özelliklerinden değildir?
   a. Tüp akımındaki ayarlama hasta kesit anatomisine göre yapılır.
   b. Doz ayarlaması projeksiyon bilgileri kullanılarak gerçek zamanlı yapılır.
   c. Yan topogram bilgilerine göre doz ayarlaması ön-arka projeksiyon topogram bilgilerine göre daha değerlidir.
   d. x-y planlı modülasyon olarak da bilinir.
   e. Tüpün bir dönüşünde elde olunan doz bilgileri sonraki kesitte dozu ayarlamada kullanılır.

4. Tekrarlamalı (Iterative) rekonstrüksiyon tekniğinin filtrelenmiş geri yansıtmalı rekonstrüksiyon tekniğine göre en önemli dezavantajı hangisidir?
   a. Rekonstrüksiyon süresi daha uzundur.
   b. IV kontrastlı incelemelerde iyi sonuç vermez.
   c. Kilolu hastalarda dozda sağladığı düşün yeterli değildir.
   d. Masa hızını düşük tutmak gerekir.
   e. Bu teknikle alınan ham görüntülerde gürültü uzaklaştırılmıştır.

5. Hangisi düşük kVp uygulamanın sınırlamalarından değildir?
   a. Görüntüde gürültünün artmasına neden olur.
   b. Görüntü kalitesi açısından şişman hastalarda daha iyi sonuç verir.
   c. Foton starvasyonu (açlığı) görülür.
   d. Streak artefakt artar.
   e. Düşük kV'li BT incelemelerde atenuasyonda artış izlenebilir, bu nedenle farklı kV ile yapılan lezyon takibinde yanlışlığa neden olabilir.

Cevaplar: 1b, 2c, 3c, 4a, 5b

TRD 1924 TÜRK RADYOLOJİ DERNEĞİ

TÜRK RADYOLOJİ SEMİNERLERİ

Trd Sem 2020; 8: 148-154

PET/BT Uygulamaları

Recep Savaş

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- PET/BT cihazını ve ünitesini tanımak
- Çekim uygulamaları ve hasta hazırlığını bilmek
- PET/BT'nin klinik uygulamalarını bilmek
- PET/BT ile ilgili tanımlama, endikasyon ve tuzakları bilmek

Savaş R. PET/BT Uygulamaları. Trd Sem 2020; 8: 148-154.

GİRİŞ

EĞİTİCİ NOKTA

PET/BT, iki ayrı cihazın birleştirilerek tek bir cihaz haline getirildiği hibrid bir moleküler görüntüleme yöntemidir. PET (Positron Emission Tomography); vücuttaki perfüzyon, metabolizma ve reseptörler ile fonksiyonlar hakkında in vivo kantitatif bilgi veren noninvaziv bir görüntüleme yöntemidir. Siklotron ünitelerinde radyonüklid kullanılarak yapılan radyofarmasötikler insan vücuduna girdikten sonra farklı yönde gama ışını oluşturur ve bu ışınlar PET kristallerince algılanarak görüntüye dönüştürülür. Her uygulama için özel bir radyofarmasötik kullanılmakla birlikte en sık onkolojik uygulamalar için Flor-18 florodeoksiglikoz (FDG) kullanılır. PET görüntülerinin rezolüsyonu düşüktür [1-4].

BT ise vücudun ince bir diliminden geçen X ışını emiliminin, dedektör aracılığı ile ölçülerek görüntü oluşturması temeline dayanır ve yüksek rezolüsyona sahip anatomik görüntü oluşturur. Oluşan BT görüntüsü aynı zamanda PET görüntülerinde atenüasyon düzeltme amaçlı kullanılır [3].

PET/BT ÇEKİM UYGULAMALARI

PET/BT Ünitesi: En önemli bölümünü çekim odası yani PET/BT cihazı oluşturur. Cihaz MR cihazı ile benzer bir dış görünüşe sahiptir. Yani uzun ve yaklaşık 70 cm gantry açıklığına sahip bir cihazdır. Bazı cihazlar bütün iken bazılarında PET'den BT ayrılabilen bir yapıdadır. Sıcak oda ismi verilen yer FDG'nin geldiği ve enjeksiyona hazırlandığı odadır. Yoğun kurşun bloklardan oluşur. Sıcak denilmesi burada yoğun bir radyoaktivitenin olmasından dolayıdır. Enjeksiyon odası, hastanın rahatça uzanabildiği, bir koltuğun olduğu sessiz ve sakin bir odadır. Burada FDG enjeksiyonu yapılır ve hasta çekim öncesi bekletilmeye başlar. Oda içinde hasta rahat ettirilmelidir.

Hasta tuvaleti, özel bir gideri olan sisteme sahiptir. Hastaların çekime alınmadan önce ve çekim sonrası mesaneyi boşaltmaları istenir. FDG, idrar yolları ile atıldığı için tuvaletlerin de farklı olması gerekir. Bekleme salonu özellikle çekim öncesi ve sonrası iki farklı yer olması gerekir. PET/BT ünitesi içinde veya uzak

Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, İzmir, Türkiye

✉ Recep Savaş • recepsavas@gmail.com

© 2020 Türk Radyoloji Derneği.
Tüm hakları saklıdır.

doi: 10.5152/trs.2020.879
turkradyolojiseminerleri.org

bir alanda olabilen iş istasyonu odası, çekilen görüntülerin yorumlandığı bir odadır. İş istasyonu hem PET, hem BT görüntülerini hem de ikisini birleştiren füzyon görüntülerini gösterebilmelidir [2, 4].

Radyofarmasötikler: PET tetkikinde kullanılan; siklotron ünitelerinde veya jeneratörler ile üretilen radyofarmasötikler yarılanma ömürleri dakika veya saniye ile anılacak kadar kısa olup bozunma sırasında 511 keV gibi yüksek bir enerjiye sahip gama ışını yayarlar. Siklotron üniteleri firmadan firmaya farklılık göstermekle birlikte; küçük ölçekli sadece tek bir hastaneye yetecek kadar olabileceği gibi, çok büyük ölçekli ve tüm ülkeye hizmet edebilecek kadar olabilir. F-18 ile işaretli FDG yarı ömrü 110 dakika olup bir yerden başka bir yere transfer edilebilir. Yarılanma ömrü kısa olan birçok radyonüklid ancak siklotron ünitesi ve PET cihazı birbirine yakın olduğu durumlarda kullanılabilir (C-11, N-13 ve benzeri). Birçok ülkede siklotron ünitelerinde FDG yanında daha az oranda F-18 sodyum fluorid (NAF) üretilmekte diğer flurokolin ve DOPA benzeri ürünler üretilmemektedir [1].

EĞİTİCİ NOKTA

Günümüzde en çok kullanılan radyofarmasötik glikoz analogu olan F-18 FDG olup hemen çoğu kanser vakalarında görüntülemede kullanılır. F-18 FDG, yaklaşık 110 dakika yarı ömre sahip olup siklotron ünitelerinden değişik şehirlere dağıtılabilmektedir [1].

Prostat kanseri ve nöroendokrin tümör görüntülemesinde ise Ga-68; siklotron yerine büyük hastanelerde jeneratör ile üretilebilmektedir. Nöroendokrin tümörler için Ga-68 DOTA-TATE, prostat kanseri olgularında da Ga-68 PSMA ürünü kullanılır [5, 6]. Radyofarmasötiklerin çoğu teşhis için kullanılırken daha az oranda tedavi etme amacı ile de kullanılabilir.

EĞİTİCİ NOKTA

Hasta hazırlığı: Tetkikten bir gün önce başlayan hazırlık dönemi vardır. Öncelikle hastaların istirahat etmeleri yoğun kas aktivitelerinde bulunmamaları, bol su tüketmeleri önerilir. Yine sigara ve kahve içilmemesi önerilir. Çekimden en az 4 saat önceyi içine alan açlık gereklidir. Ama su içmeye devam edilmelidir. Çekim öncesi enjeksiyon odasında ılık bir odada dinlendirilir. Hastanın üşümemesi gereklidir. Aksi takdirde kahverengi yağ dokusunda tutulum olur. Çekime başlamadan önce hastanın açlık kan şekeri ölçülür ve mesaneyi boşaltması istenir. Açlık kan şekeri 200 mg/dL ve daha yüksek ise çekim yapılmamalıdır. Çünkü ortamda glikoz var demektir ve FDG'nin hücreye girmesi zorlaşır, mevcut bir tümörü görüntüleme şansı azalır [7].

EĞİTİCİ NOKTA

Çekim öncesi hastanın boy ve kilosu bilinmelidir. PET cihazının düzgün standart tutulum değerinin (standardized uptake value-SUV) değeri hesaplayabilmesi için bu iki değer gereklidir. Hastaya çekimden yaklaşık 45 dakika önce kilogram başı 0,1-0,15 milicurie FDG dozu hesaplanarak intravenöz (İV) yolla verilir ve enjeksiyon odasında uygun koşullarda istirahat etmesi beklenir [7].

Çekim ve sonrası: Çekimler sıklıkla beyinden pelvis bitimine veya nadiren beyinden ayak ucuna kadar yapılır. Çekim sırasında önce BT görüntüleri elde edilir. Cihaza bağlı olmakla birlikte tüm vücut 15-20 saniyede görüntülenir. BT çekimi ya düşük doz ya da standart doz şeklinde yapılır. Ancak görüntü kalitesinin artırılması ve iyi bir raporlama için standart dozda BT çekilmeli, İV kontrast madde enjekte edilmelidir. BT çekimi ardından PET çekimi yapılır. PET tetkiki de 20-30 dakika sürmektedir. Bazen hastalara geç çekim alınması gerekebilir.

Çekim sonrası hastaya bol su içmesi, yemek yemesi, sık idrara gitmesi ve yaklaşık iki saat insanlardan uzak bir alanda beklemesi söylenir [7].

Raporlama: Elde edilen PET ve BT görüntüleri raporlanmak üzere iş istasyonuna gönderilir. Burada BT, PET ve füzyon görüntüler aksiyel, sagittal ve koronal düzlemde görüntülenebilir. Raporlamada, vücutta fizyolojik tutulum yerleri bilinmelidir. Beyin ve kalp en fazla FDG tutulumu gösteren bölgelerdir. FDG atılımı böbrekler yoluyla olduğu için böbrek, üreter ve mesanede yine FDG görülebilir. Bunun dışında her organın kendi doku özelliğine has tutulum paterni vardır. Overlerde menstrüel siklus değişimine göre tutulum gözlenebilir. Yoğun kas aktiviteleri ile kaslarda, üşüme ile kahverengi yağ dokusunda, anemi ile kemik iliğinde tutulum gözlenebilir. Mide ve barsak duvarlarında da tutulum sıkça görülmekte olup

BT bu bölgelerdeki tutulumun fizyolojik-patolojik ayrımında çok önem taşır [1, 4].

BT'de dansite ölçümü yapıldığı gibi PET iş istasyonunda görüntüler üzerinden, standart uptake değer yani SUV ölçümü yapılır. SUV değeri dokudaki aktivite konsantrasyonu ile doğru, hastaya uygulanan doz ve hasta ağırlığı ile ters orantılı bir formülasyonu vardır. Bu değer aslında lezyon içindeki radyoaktivitenin veya glikoz kullanımının yarı kantitatif karşılığıdır, SUV değeri minimum, maksimum ve ortalama olarak hesaplanabilir. Genel olarak raporlarda SUV değeri yazıldığında SUVmax dan bahsedilmektedir. SUV için bilinen 2,5 değeri mediastenin kan havuz değeridir ve aslında akciğer lezyonları için kullanılır. Her dokunun SUV değeri farklı olduğu için bu rakam organlara göre değişmektedir. Çok yüksek SUV değerlerinde benign inflamatuar lezyonlar olabileceği gibi çok düşük değerlere sahip maligniteler de olabilir. Bu nedenle SUV'un daha çok ardışık çekilen tetkiklerde kıyaslama amaçlı kullanılması daha mantıklı görünmektedir [1, 3, 6, 8].

Tuzaklar: PET/BT'de elde olunan görüntülerde fizyolojik olaylar, maligniteyi taklit eden lezyonlar, FDG tutmayan lezyonlar, tedavi sonrası değişiklikler, teknik hatalar ve raporlama hatası sayılabilecek en önemli tuzaklardır [4, 7]. Hastada kan şekerinin yüksek olması, milimetrik küçük lezyon varlığı, malignitenin nekroz barındırması ya da aktivitesinin düşük olması nedeniyle lezyonlar FDG tutmayabilir. Yine kalp ve beyin gibi anatomik alanlar fizyolojik nedenlerle FDG tutarken, birçok infeksiyon ve aktif inflamasyon dokusu, yapılan biyopsi ve cerrahi müdahaleler, radyoterapi gibi tedaviler maligniteyi taklit eder tarzda FDG tutabilir. Yine hastada mevcut travma ve kırıklar ile bazı hamartom, polip gibi benign lezyonlar da maligniteyi düşündürür tarzda tutulum yapabilir [7, 8].

PET/BT KLİNİK UYGULAMALARI

Onkolojik Uygulamalar

PET/BT en çok tanı, evreleme, yeniden evreleme ve tedavi sonrası değişiklikleri görüntüleme amaçlı kullanılır. Çekimde beyinden pelvis bitimine kadar vücut bölümü dahil edilir. Malign melanom ve multipl myelom ile alt ekstremite tümörlerinde beyinden ayak ucuna dek tüm vücut çekimi yapılır.

Onkoloji olgularında endikasyonlar çok geniş olup akciğer kanserinden lenfomaya, malign melanomdan sarkomlara kadar değişik birçok patolojiyi içine alır [7, 10, 11]. Ancak genel endikasyonlar aşağıdaki gibidir: [2]

- Tanı amaçlı PET/BT çekimi diğer yöntemlerle tespit edilen malignite şüpheli kitlelerde metabolik karakterizasyon amacıyla kullanılır. Örneğin akciğerde mevcut 1 santimetreden büyük nodül ya da kitlelerde kullanılabilir. Kitlenin metabolik aktivitesi yanı sıra eşlik eden diğer lezyonlar (örneğin lenfadenopati, organ metastazları) saptanabilir. PET/BT aynı zamanda invaziv tanısal bir işlem için, örneğin heterojen ve büyük kitlelerde ya da yeri belirlenemeyen tümörlerde biyopsi yerinin belirlenmesi için kullanılabilir. Primeri bilinmeyen tümör metastazı varlığında primer tümör yerini belirlemek için, özellikle baş-boyun ve karaciğer metastazlarında sıklıkla kullanılmaktadır.
- Evreleme, kanser tanısı almış hastalarda hastalığın yaygınlığının belirlenmesini ifade eder. Evreleme amaçlı PET/BT endikasyonu olan ve radyoterapi (RT) uygulanması düşünülen tüm tümörlerde aynı zamanda RT planlama endikasyonu ile de PET/BT uygulanabilir.
- Yeniden evreleme, kanserin ilk tedaviden sonraki takip aşamasında herhangi bir nüks saptanması veya rekürrens lehine bulgular olmasını ifade eder. Bu durumda başka metastazların olup olmadığını araştırmaya ya da hastalığın yaygınlığını göstermeye yönelik PET/BT çekimi yapılır. Tümör belirteçlerinin yükseldiği veya diğer tetkiklerle yeni çıkan bir malignite bulgusu olduğunda tümör rekürensinin saptanması için PET/BT çekilebilir.
- Tedaviye yanıtın değerlendirilmesi, kemoterapi (KT) veya RT'nin tamamlanmasından sonra tümörün verdiği yanıtı araştırmaya yönelik bir ifadedir. Bu amaçla PET/BT endikasyonu için kemoterapi tamamlandıktan sonra en erken iki hafta, radyoterapi tamamlandıktan sonra ise en erken üç ay geçmiş olması gereklidir.

EĞİTİCİ NOKTA

- Kemosensitivitenin belirlenmesi, sadece KT ile tedavi edilen ve alternatif KT protokolleri uygulanabilecek kanserlerde, tümörün uygulanan KT protokolüne erken dönemde (1.-3. kür sonrası) verdiği yanıtı araştırmaya yönelik bir uygulamadır. Bu amaçla PET uygulanabilmesi için tedaviye başlanmadan önce PET ile evreleme çalışmasının da yapılmış olması gereklidir [2, 4, 7].

- Radyoterapi planlamada rehberlik amaçlı: Özellikle baş-boyun, akciğer ve jinekolojik maligniteler başta olmak üzere tümör volümü ve sınırları hipermetabolik alana göre belirlenir [11].

Diğer Uygulamalar

PET/BT çekimi yukarıdaki endikasyonlarla sınırlı değildir. Örneğin tedavi edilemeyen yüksek ateş olgularında odağın yerinin belirlenmesi, vaskülit sendromlarında tutulan damarın yerinin ve aktivasyon kriterinin belirlenmesi, paraneoplastik sendromlar ve ailede yüksek kanser riski olan olgularda erken tanı için tarama amaçlı kullanılabilir. Ancak bu durumda üç hekim onayı istenmektedir.

Beyin ve kalp amaçlı sadece bu bölgelere yapılan çekimlerin hem hazırlığı hem de çekim tekniği ve süresi farklıdır.

Beyin amaçlı PET/BT endikasyonu; beyin tümörlerinde diğer yöntemlerle tanı konulamayan kitle lezyonlarının karakterizasyonu, radyasyon nekrozu-rekürren/rezidiv tümör ayrımı, kognitif bozukluklar, Alzheimer Hastalığının erken evresinde tanı, Alzheimer Hastalığı tanısının doğrulanması ve diğer demanslardan ayırıcı tanısında, cerrahi yapılması planlanan dirençli epilepsi hastalarında odağın yerinin belirlenmesi amacıyla kullanılır [2, 3, 13].

Kalp için yapılan PET/BT ise miyokard dokusunun canlılığını saptama amaçlıdır. Miyokard perfüzyonu SPECT ile tanı koyulamayan veya şüpheli sonuç alınan hastalarda infarkt dokusunda miyokard canlılığının belirlenmesi ya da revaskülarizasyon ya da transplant öncesi miyokard canlılığının tayini için kullanılır. Prostat kanser uygulamaları için tüm vücut Ga 68 PSMA ve nöroendokrin tümör uygulamaları için Ga 68 Dotatate kullanılmaktadır. Kemik metastazlarında özellikle prostat, meme ve akciğer kanserinin kemik metastazları tanısında 18F-NaF kullanılabilir [2, 4, 8].

SONUÇ

PET/BT günlük rutinimizde kullanılan hibrid bir görüntüleme yöntemidir. Hala en sık onkolojik görüntüleme amaçlı ve radyofarmasötik olarak F18-FDG kullanılmaktadır. Hem çekim hazırlığı hem de çekim protokolü özel uygulamaları gerektirmektedir. Cihazın yarısını yani BT'yi radyoloji doktorları iyi bilirken diğer yarısı PET tarafını da bilmesi önem arzetmektedir.

Kaynaklar

[1]. Sharma P, Singh H, Basul S, Kumar R. Positron emission tomography-computed tomography in the management of lung cancer: An update. South Asian J Cancer 2013; 2: 171-8. [Crossref]

[2]. Savas R. PET/BT nedir, endikasyonları nelerdir? Klinik Gelişim 2010: 23; 40-44.

[3]. Brady Z, Taylor ML, Haynes M, Whitaker M, Mullen A, Clews L, et al. The clinical application of PET/CT: A contemporary review. Australas Phys Eng Sci Med 2008; 31: 90-109. [Crossref]

[4]. Savas R. PET/CT applications. Normal and pathology. Turkiye Klinikleri J Radiol-Special Topics 2011; 4: 74-7.

[5]. Cook GJR, Wegne EA, Fogelman I. Pitfalls and artifacts in 18FDG PET and PET/CT oncologic imaging. Semin Nucl Med 2004; 34: 122-33. [Crossref]

[6]. Meyer GJ, Waters SL, Coenen H, Luxen A, Maziere B, Langstorm B. PET radiopharmaceuticals in Europa: Current use and data relevant for the formulation of summaries of product characteristics (SPCs). Eur J Nucl Med 1995; 22: 1420-32. [Crossref]

[7]. Savaş R. Akciğer kanserinde PET/BT. TRD Sem 2014; 2: 326-39. [Crossref]

[8]. Giammarile F, Castellucci P, Dierckx R, Lobato EE, Farsad M, Hustinx R, et al. Non-FDG PET/CT in diagnostic oncology: A pictorial review. Eur J Hybrid Imaging 2019; 20: 1-46. [Crossref]

[9]. Bilgin SS, Bilgin M, Savas R, Erdogan EB. Inflammatory fibroid polyp of the stomach mimics malignancy on 18F FDG PET/CT imaging. Clin Nucl Med 2016; 41: 712-3. [Crossref]

[10]. Ceylan N, Doğan S, Kocaçelebi K, Savaş R, Çağrici U. Contrast enhanced CT versus integrated PET-CT in pre-operative nodal staging of non-small cell lung cancer. Diagn Interv Radiol 2012; 18: 435-40. [Crossref]

[11]. Ilica AT, Kocacelebi K, Savas R, Ayan A. Imaging of extranodal lymphoma with PET/CT. Clin Nucl Med 2011; 36: e127-38. [Crossref]

[12]. Akagunduz OO, Savas R, Yalman D, Kocacelebi K, Esassolak M. Can adaptive threshold-based metabolic tumor volume (MTV) and lean body mass corrected standard uptake value (SUL) predict prognosis in head and neck cancer patients treated with definitive radiotherapy/chemoradiotherapy? Nucl Med Biol 2015; 42: 899-904. [Crossref]

[13]. Tarlaci S, Savas R, Kocacelebi K. Teaching neuroimages: Primary progressive aphasia: PET demonstration. Neurology 2011; 76: 114. [Crossref]

PET/BT Uygulamaları

Recep Savaş

Sayfa 148
PET/BT, iki ayrı cihazın birleştirilerek tek bir cihaz haline getirildiği hibrid bir moleküler görüntüleme yöntemidir.

Sayfa 149
Günümüzde en çok kullanılan radyofarmasötik glikoz analogu olan F-18 FDG olup hemen çoğu kanser vakalarında görüntülemede kullanılır.

Sayfa 149
Nöroendokrin tümörler için Ga-68 DOTA-TATE, prostat kanseri olgularında da Ga-68 PSMA ürünü kullanılır.

Sayfa 149
Çekimden en az 4 saat önceyi içine alan açlık gereklidir.

Sayfa 149
BT çekimi ya düşük doz ya da standart doz şeklinde yapılır. Ancak görüntü kalitesinin artırılması ve iyi bir raporlama için standart dozda BT çekilmeli, İV kontrast madde enjekte edilmelidir. BT çekimi ardından PET çekimi yapılır.

Sayfa 150
PET/BT en çok tanı, evreleme, yeniden evreleme ve tedavi sonrası değişiklikleri görüntüleme amaçlı kullanılır.

PET/BT Uygulamaları

Recep Savaş

1. PET/BT ünitesi içinde aşağıdakilerden hangisi bulunmaz?
   a. PET/BT cihazı
   b. Soğuk oda
   c. Dinlenme odası
   d. Bekleme salonu
   e. İş istasyonu veya rapor odası

2. PET/BT'de kullanılan radyofarmasötiklerin ortak özelliği için doğru olanı işaretleyiniz.
   a. PET/BT cihazı içinde üretilebilir.
   b. En sık kullanılan ajan glikozdur.
   c. Bozunma sırasında alfa ışınları yayarlar.
   d. Yarı ömürleri çok uzundur.
   e. Yüksek enerjili (511keV) ışın yayarlar.

3. Nöroendokrin tümör görüntülemede aşağıdakilerden hangisi kullanılır?
   a. F18-FDG
   b. Ga-68 Dotatate
   c. Ga-68 Psma
   d. F19-NaF
   e. Timidin

4. Prostat kanseri görüntülemede aşağıdakilerden hangisi kullanılır?
   a. F18-FDG
   b. Ga-68 Dotatate
   c. Ga-68 Psma
   d. F19-NaF
   e. Timidin

5. Aşağıdakilerden hangi klinik uygulamalarda genel olarak PET/BT kullanılmaz?
   a. Primer kanser tanısı
   b. Myokard doku canlılığı
   c. Alzheimer hastalığı
   d. Primeri bilinmeyen metastaz varlığında
   e. İnterstisyel akciğer hastalığı

Cevaplar: 1b, 2e, 3b, 4c, 5e