

Bilgisayarlı Tomografide Yeni Görüntü İşleme Teknikleri

Yasin Sarıkaya¹ , Mehmet Ruhi Onur² 

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 artırılması, 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)

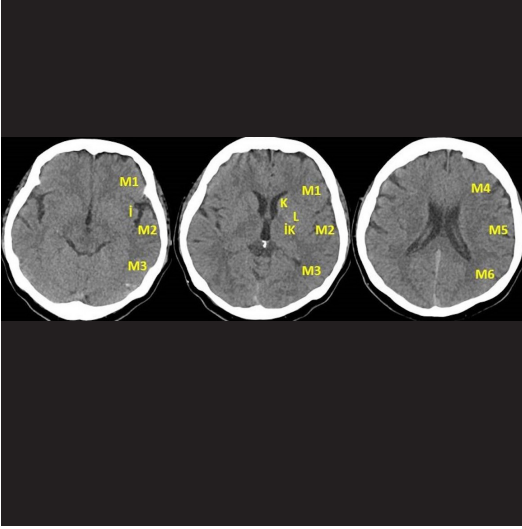
Alberta İnme Programı Erken BT Skoru kontrastsız BT'de orta serebral arter (MCA)

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 densite değerlerini otomatik olarak ölçen yazılım her iki serebral hemisferde densite 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-

¹Dr. Sami Ulus Kadın Doğum, Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Radyoloji Kliniği, Ankara, Türkiye

²Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

✉ Mehmet Ruhi Onur • ruhionur@yahoo.com

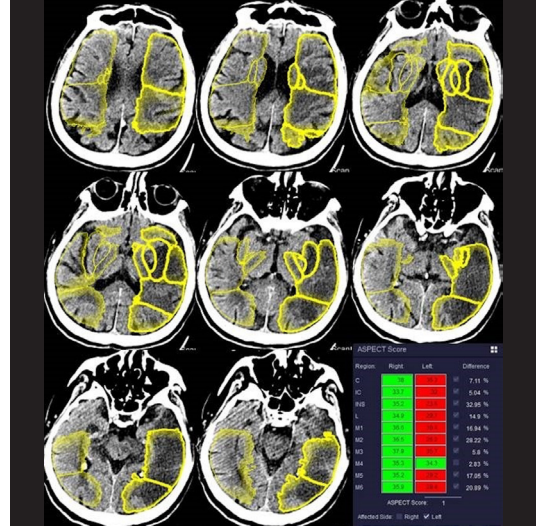


Resim 1. Kontrastsız beyin BT'de ASPECTS'de kullanılan anatomik alanlar. Kaudat nukleus (K), lenti-form nukleus (L), internal kapsül (İK), insular korteks (İ), frontal operkulum (M1), anterior temporal lob (M2), posterior temporal lob (M3), supragangliyonik düzeyde sırasıyla M1, M2 ve M3 süperiorunda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

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 skortlama sisteminin BT ASPECT skortlama sistemine göre erken iske mi tanısında sensitivitesi daha yüksek olup iske mi tedavisine klinik yanıtı öngörmede daha başarılıdır [2].

Amerikan Kalp Derneği ve Amerikan İnme Derneği (AHA/ASA) tarafından hazırlanan akut iskemik inme kılavuzunda klinik skorla-



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 densite değerleri ile karşılaştırılarak ASPECTS skoru hesaplanmıştır.

ma yöntemleriyle birlikte ASPECTS mekanik trombektomi kararı alma süreçlerinde kullanılmaktadır. ASPECTS $\geq$ 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 $\leq$ 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 sirkülasyon akut iskemik inmenin de klinik yanıtını öngörmek için benzer şekilde PC-ASPECTS skortlama sistemi oluşturulmuştur. Posterior serebral arter vasküler sulama alanının değerlendirilmesi [talampus (her biri 1 puan), oksipital lob (her biri 1 puan), sebellar hemisfer (her biri 1 puan), mezensefa-

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 sağlarsa 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 gangliyon seviyesi) her saniye görüntülenmesi ile elde edilir. Çok dedektörlü BT sistemleri ile artık tüm beyin perfüzyon BT görüntülenmesi 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].

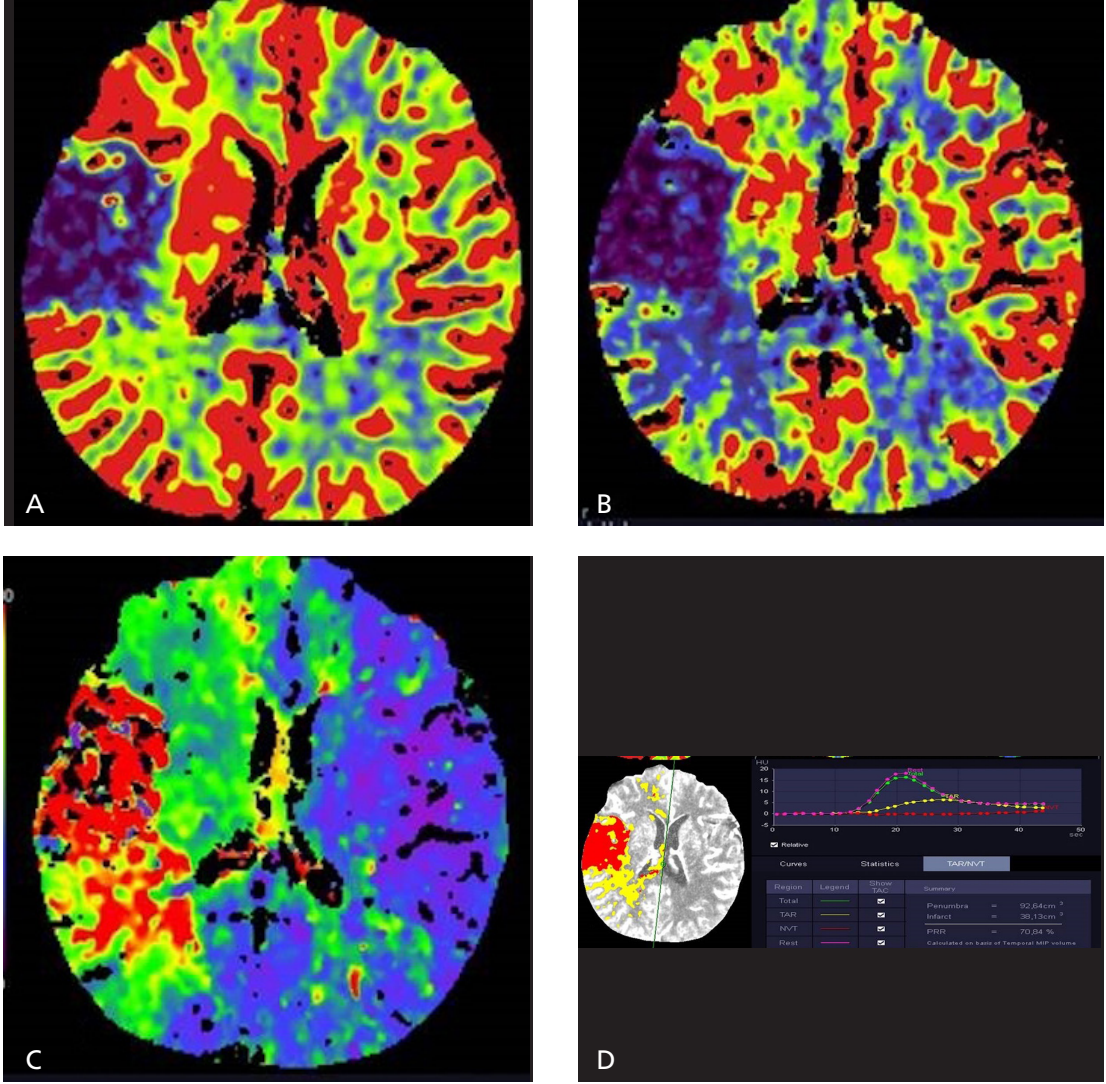
Perfüzyon BT ile serebral kan hacmi (CBV), serebral kan akımı (CBF), kontrast piki için geçen zaman (TTP), ortalama kontrast geçiş zamanı (MTT), rezidü fonksiyonun tepe noktasına ulaşması için geçen zaman (Tmax) ve gecikme zamanı (DT) gibi hemodinamik özel-

likler kontralateral hemisfer ile karşılaştırılarak iskemik dokular belirlenir [10]. Perfüzyon BT'de azalmış CBV ve CBF, artmış MTT ve TTP özelliği gösteren alan kor enfarktı (iske-mik 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 (RAPID) 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)

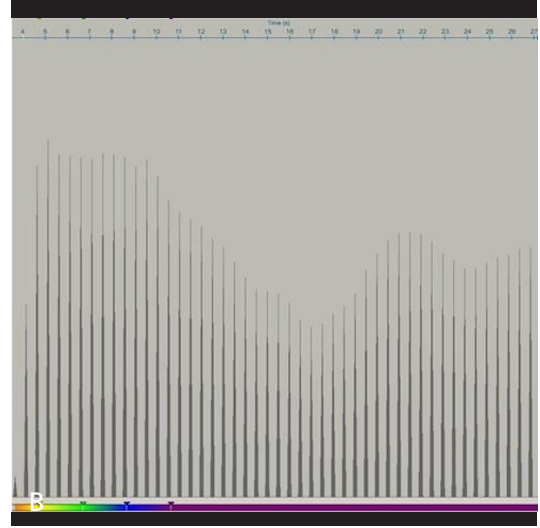
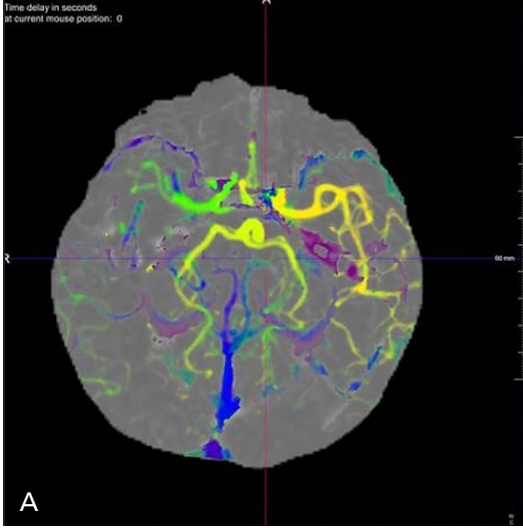
Dört boyutlu BT anjiyografi (4-B BTA) 3-B BTA görüntülerinin işlenmesi tekniği olup serebral damarların maksimum kontrast enhansmanı gösterme sürelerinin hesaplanarak farklı renk kodlarıyla gösterilmesi ile karakterizedir. Yazılımın arteriyel segmentasyon yapması sonrası zaman atenuasyon eğrileri ile 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



Resim 3. A-D. Akut iskemik inmede beyin perfüzyon BT. Acil servise sol üst ve alt ekstremitelerde 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].



Resim 4. A, B. Dört boyutlu BT anjiyografi. Akut arteriyel iske mi nedeniyle hospitalize edilen 78 ya şındaki 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 seyrekleşt iği 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 ettiğ i izlenmektedir.

TORAKS GÖRÜNTÜLEMEDE BT GÖRÜNTÜ İŞLEME TEKNİKLERİ

Kardiyak Görüntüleme

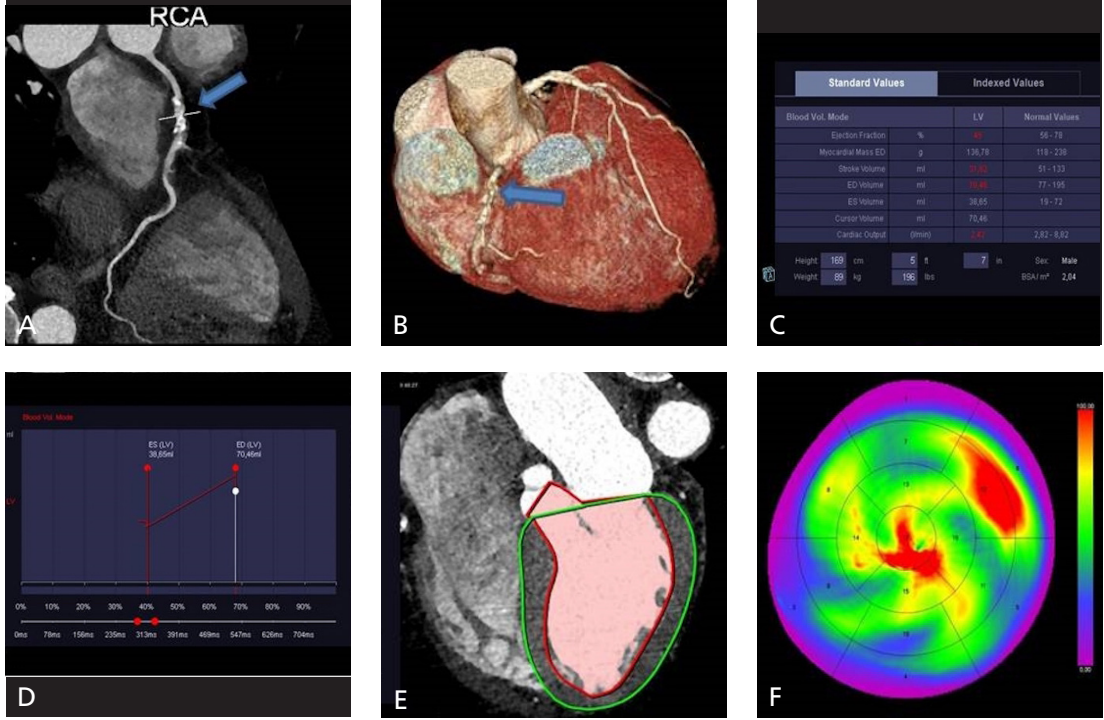
Fraksiyonel akım rezervi ölçümü

Fraksiyonel akım rezervi (FFR) aslında akımı değil basıncı ölçme metodudur [20]. FFR invaziv koroner anjiyografi 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 postprocessing görüntü işleme yöntemidir. Görüntü oluşturmada standart koroner BT anjiyografi 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 gelmediğ i 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 perikoronar 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 inflamatuvar markerlarında ve major kardiyovasküler olay riskinde artış bulunmuş olup disfonksiyonel EYD'nin erken plak formasyonu ve inflamasyonu ile ilişkili olabileceğ i söylenmektedir. EYD dan-



Resim 5. A-F Göğüs ağrısı şikayeti bulunan 50 yaşında erkek hastaya yapılan kontrastlı 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, kardiyak 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 perikoronar yağ dokunun da koroner ateroskleroz ile ilişkisi vardır [28].

Plak değerlendirilmesi

Koroner BTA stenoz derecesinin yanı sıra 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 yapılabilir. Çift enerji BT'den elde edilen bu bilgi akut ve kronik pulmoner tromboemboli (PTE), akciğer maligniteleri ve parankimal hastalıklar gibi çeşitli akciğer hastalıklarının 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 periferik 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 kullanılabilir. 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 anormallliği 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].

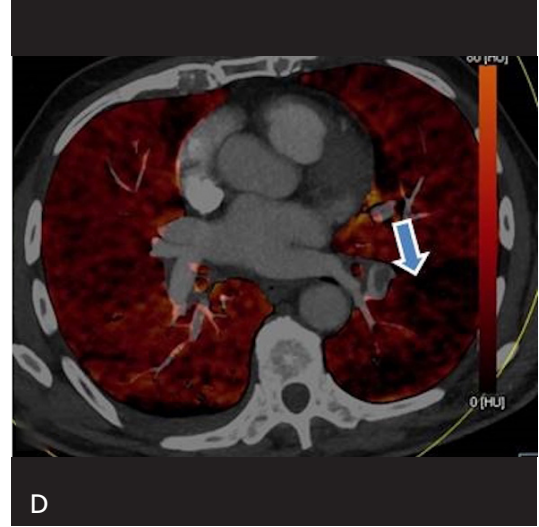
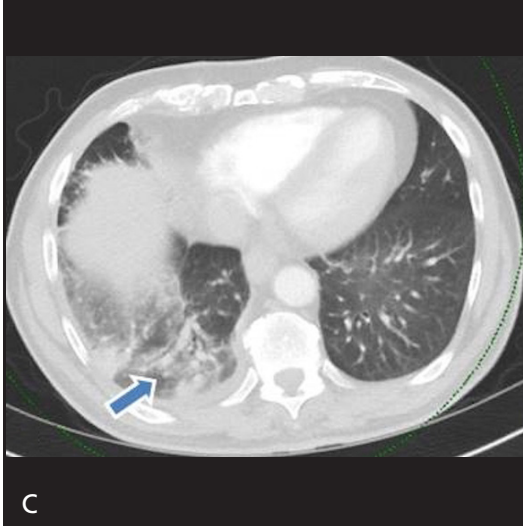
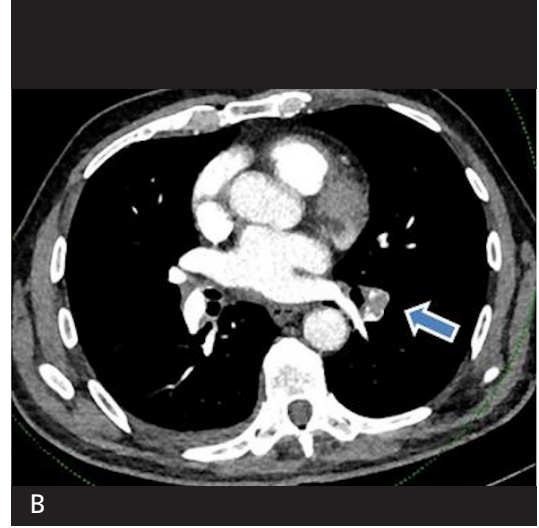
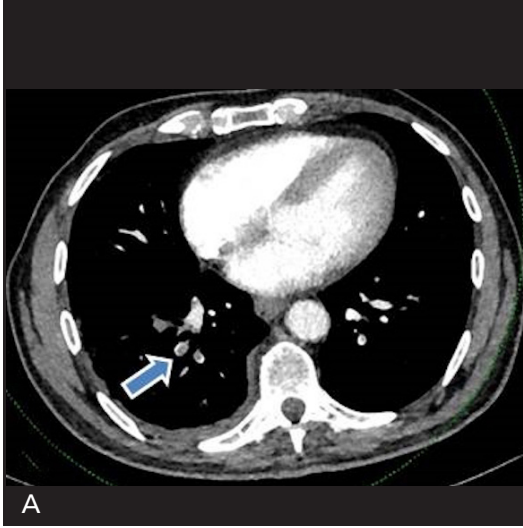
Toraks BT'de kardiyak pulmoner ödem ve akut interstisyel akciğer hastalığı buzlu cam dansitesi olarak bulgu verebilir. Çift enerji BT'de ise kontrast madde verilerek elde edilen iyot dansite görüntülerinde kardiyak pulmoner ödemde buzlu cam alanlarında normal parankime göre belirgin farklılık olmazken; 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 lokorejiyonel tedavi (transarteriyel kemoembolizasyon-transarteriyel 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].

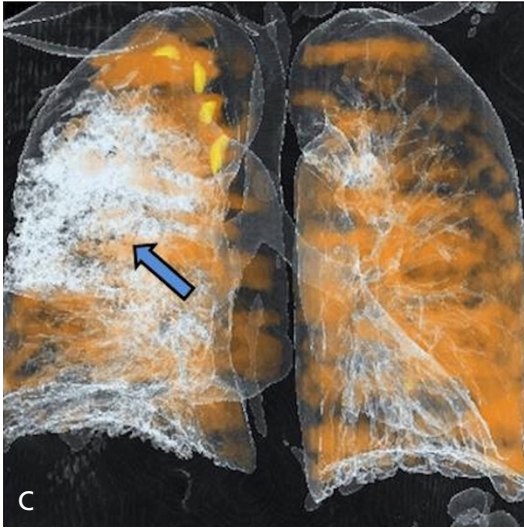
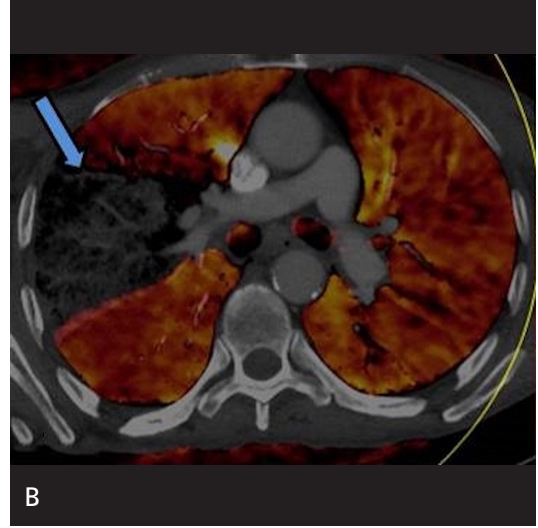
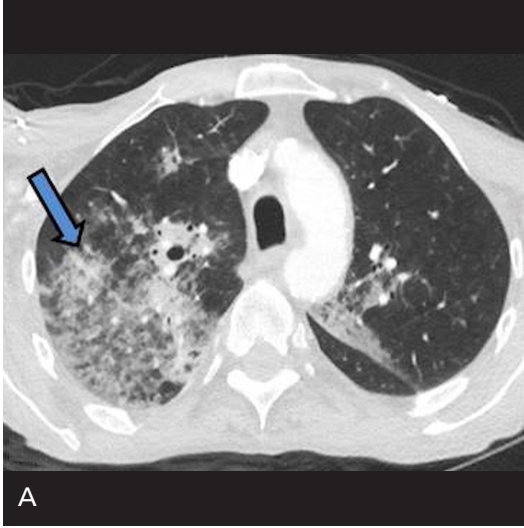
BT'de karaciğer volüm ölçümü manuel veya otomatize olarak yapılabilir. Manuel yöntemde karaciğer konturları her birkaç kesitte bir radyolog tarafından çizilmekte ve ardından volüm hesabı yapılmaktadır. Bu



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 enfarktisi 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 teknolojiye ileriye gidenler 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 dantileri 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

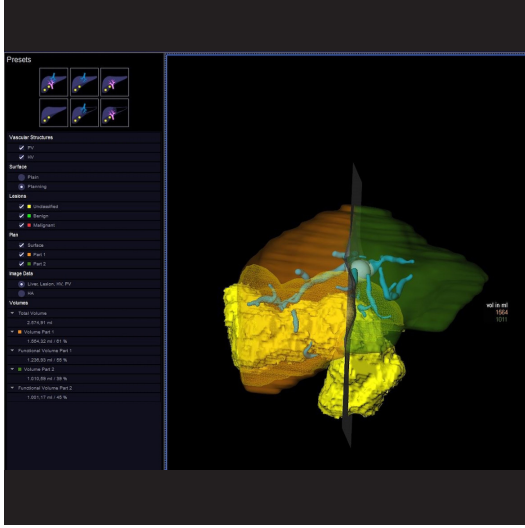
Çift enerji BT'nin temel prensibi aynı anatomik bölgenin iki ayrı enerji düzeyinde (genellikle 80 ve 140 kVp) görüntülenmesini yapmak ve dokuları farklı enerji seviyelerindeki farklı davranışlarını ortaya koyarak birbirinden ayırt etmektir. Çekim sonrası yazılım programları kullanılarak 40 ile 200 kiloelektronvolt (keV) değerleri arasındaki enerji seviyelerinde görüntüler oluşturulabilmektedir. Düşük enerji seviyeleri iyot, kalsiyum gibi yüksek atom numaralı maddelerin 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

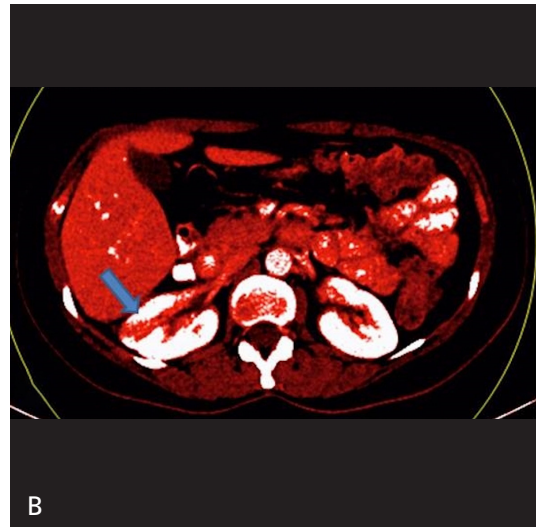
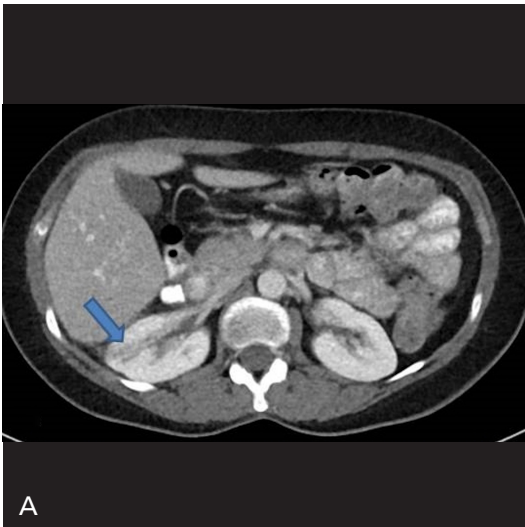


Resim 8. Karaciğer hacim hesabı. 52 yaşında hepatoselüler karsinom tanılı hastanın transarteriyel kemoembolizasyon öncesi yapılan karaciğer hacim hesaplamasında sarı renkli kodlanan alan portal ven invazyonu bulunan tümör hacmini, turuncu renkli alan tümörsüz sağ lob hacmini, yeşil renkli alan ise tümörsüz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

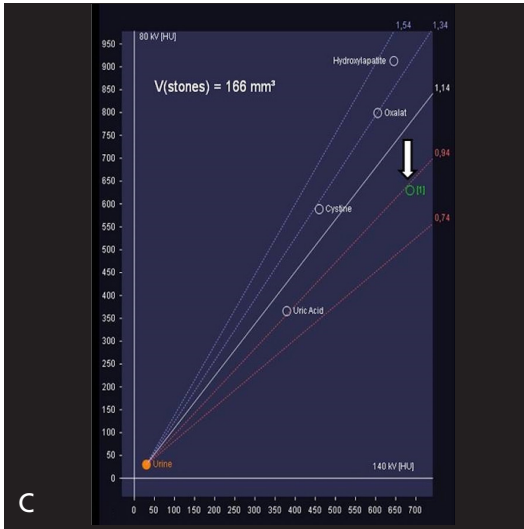
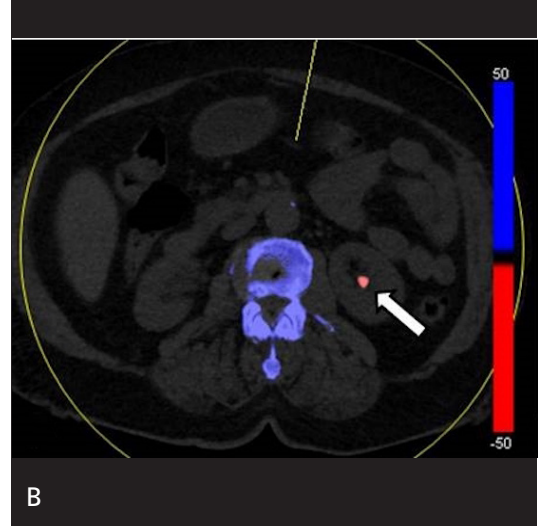
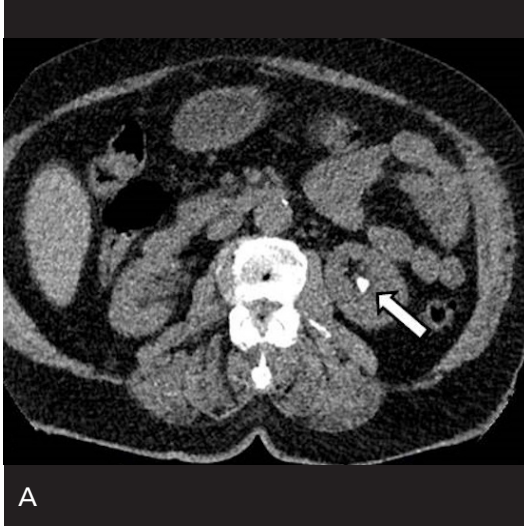
BT kullanılarak lezyon/karaciğer kontrastının artırılması ve bu sayede lezyonların daha seçilebilir hale getirilmesi de mümkündür. Çift enerji BT'nin karaciğerde bir diğer kullanım alanı karaciğer demir yükünün belirlenmesidir. Konvansiyonel BT'de karaciğerde yağlanma varlığında karaciğer dansitesi ve demir yükü arasındaki lineer ilişki bozulurken, çift enerji BT'de yağlanma varlığında dahi sanal demir yükü görüntüleri güvenilirliğini sürdürmektedir [42].

Böbrek

Hipodens böbrek lezyonları konvansiyonel venöz faz BT'de sıklıkla saptanan insidental lezyonlardır. 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 ayırtilmesi kolay olmayan fokal pyelonefrit gibi inflamatuvar 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 atenuasyon 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 hematoma 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 voxel’lerden 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 kantitatif 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 korelasyon 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 kantitatif 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 absorpsiyon 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].

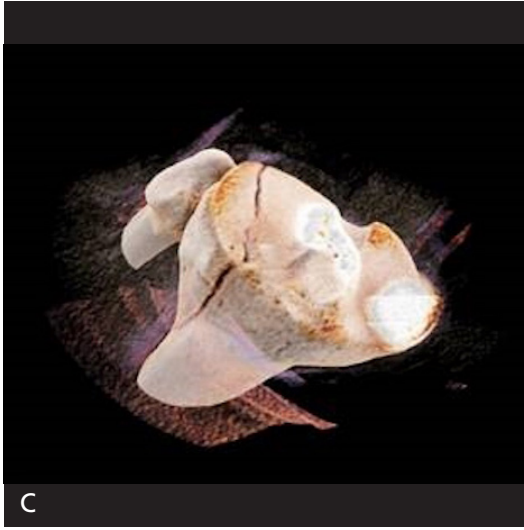
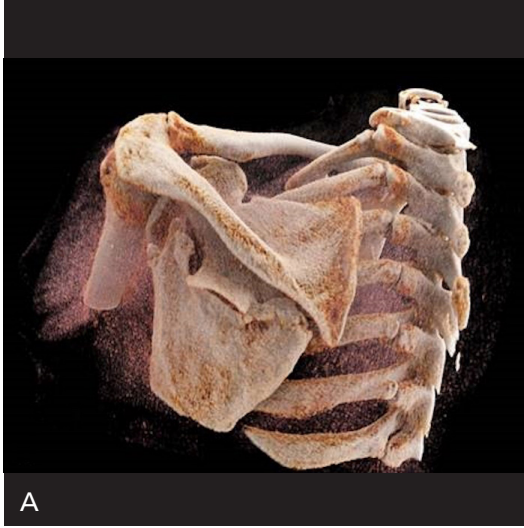
CR henüz rutin kullanıma girmemiş olmakla birlikte birçok çalışmada CR’nin faydalı klinik uygulamaları tanımlanmıştır. Ortopedik cerrahide, otolaringolojide ve kranyofasyal cerrahide preoperatif değerlendirmede kullanılabilmektedir. Kompleks anatominin ortaya konması sayesinde CR cerrahların anatomiye 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)

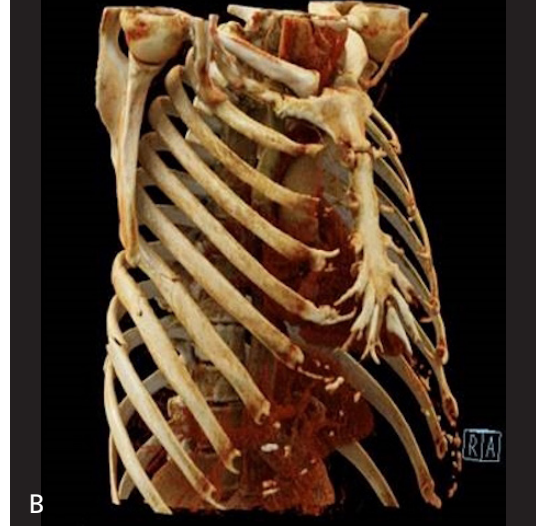
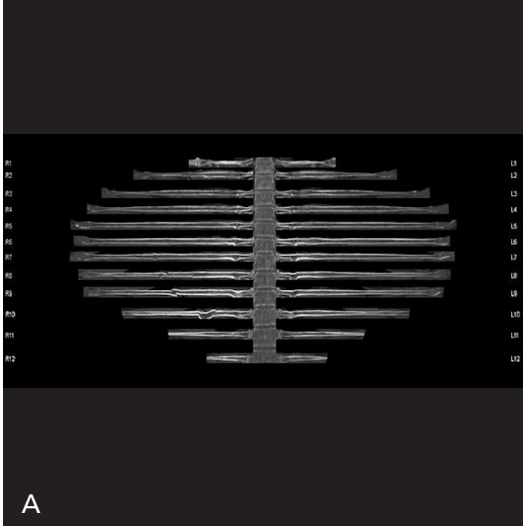
Günümüzde BT’nin artan sıklıkta kullanılmasıyla birlikte görüntülerin hızlı ve güvenilir şekilde değerlendirilmesini sağlayacak yazılımlara ihtiyaç duyulmaya başlanmıştır. Bu amaca hizmet eden yazılımlardan biri de kostalar, pelvis ve kalvaryum gibi kompleks anatomiye sahip kemiklerde değerlendirme sürelerinin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



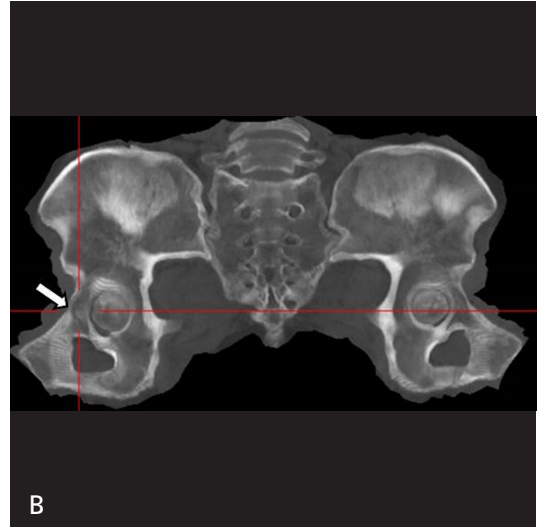
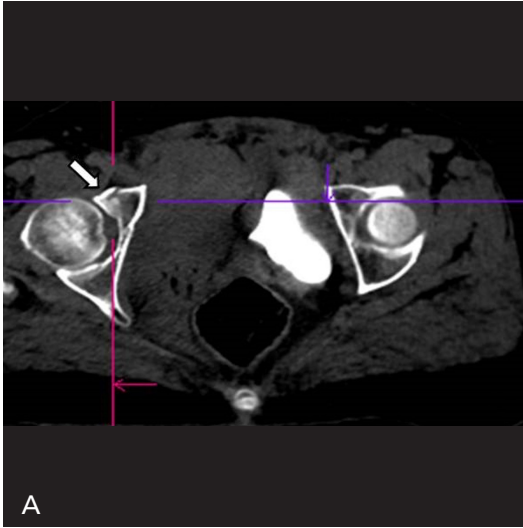
Resim 11. A-D. Cinematic Rendering'in travmada kullanımı. (A) Skapulada deplase parçalı kırık; (B) Le-fort tip 3 maksillofasial kırık; (C, D) Tibia plato kırığı

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 irrégülaritesi 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 kullanılabilir (Resim 13) [59, 60].

SONUÇ

Görüntü işleme tekniklerinin kullanıldığı yazılımlar çok dedektörlü BT'nin tanınabilirliğini artırır. Bu teknikler ile BT ile elde olunan görüntülerin yeni ve farklı kalitatif özelliklerle

rinin 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, Panagiotou 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, Göllitz 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, Göllitz 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, Kälisch 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 dolundaki gecikme zamanını ortaya koyarak iskemik alanı besleyen kollaterallerin durumlarını morfolojik olarak tanımlamanın yanı sıra 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 periferik 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 absorpsiyon 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

- Aşağıdakilerden hangisi ASPECTS değerlendirmesinde kullanılan anatomik bölgelerden birisi değildir?
 - Kaudat nukleus
 - Lentiform nukleus
 - Talamus
 - İnternal kapsül
 - İnsular korteks
- Aşağıdakilerden hangisi penumbra alanını gösteren perfüzyon BT parametrelerinden birisi değildir?
 - Azalmış CBF
 - Uzamış MTT
 - Uzamış Tmax
 - Azalmış CBV
 - Uzamış TTP
- Aşağıdakilerden hangisi kor enfarkt alanını göstermede en iyi perfüzyon BT parametresidir?
 - Azalmış CBF
 - Uzamış MTT
 - Uzamış Tmax
 - Azalmış CBV
 - Uzamış TTP
- Akciğer parankimi değerlendirmesinde çift enerji BT kullanımıyla ilgili aşağıdakilerden hangisi yanlıştır?
 - Çift enerji BT pulmoner BTA ile pulmoner arter trombüsü ve parankimal perfüzyon değerlendirmesi aynı tetkikle yapılabilmektedir.
 - Akut PTE'ye bağlı perfüzyon defekti periferik yerleşimli ve kama şekilli olup segmental veya lobar dağılıma uyar.
 - Akut PTE'de parankimal enfarkt alanı genellikle perfüzyon defektiyle benzer boyutta olmaktadır.
 - Çift enerji BT perfüzyon görüntülerinde pnömonide heterojen artmış veya azalmış iyot dağılımı görülürken ateletazide homojen artmış iyot dağılımı vardır.
 - Amfizemde ve hava hapsinde pulmoner sirkülasyonda azalmanın sonucu olarak perfüzyon defekti görülür.
- Cinematic rendering (CR) ve volüm rendering (VR) arasındaki farklılıklardan hangisi yanlıştır?
 - VR'de 3-B görüntü oluşumunda ışığın emisyon ve absorpsiyon özellikleri kullanılır.
 - CR'de ışığın emisyon, absorpsiyon ve saçılma özelliği 3-B görüntü oluşturmada kullanılır.
 - VR'de kullanılan sentetik ışık kaynaklarının aksine CR'de yüksek dinamik aralıklı ışık haritaları kullanılarak doğal aydınlatma sağlanır.
 - CR, voksel rengi ve saydamlığının belirlenmesi aşamalarında VR ile aynı yöntemi kullanır.
 - Işığın kompleks fizik özelliklerini dikkate alması sayesinde VR'de oluşturulan 3-B görüntü daha gerçekçidir.