

BT İncelemelerde Görüntü Kalitesi ve Artefaktlar

Gökçe Kaan Ataç¹ , Tolga İnal² 

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 ışılama 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 uyarıcı 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, intervalı ve rekonstrüksiyon algoritmaları öncelikle düşünülmelidir. Görüntü kalitesinin ana elemanları 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 görüntü ve artefaktların da mutlaka

¹Ufuk Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

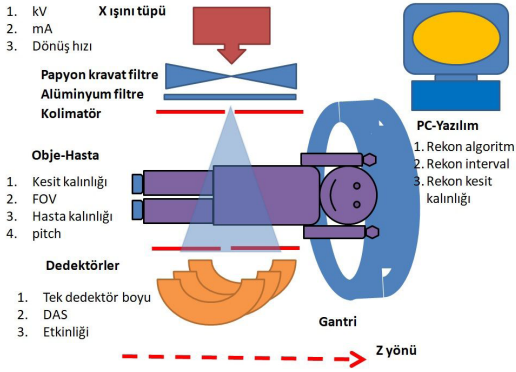
²Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

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

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

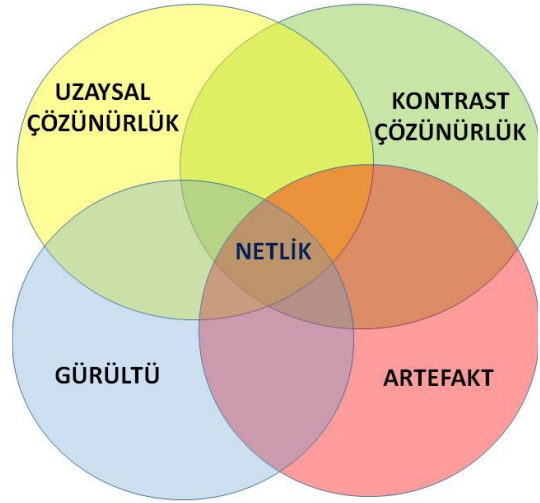
Değişken*	Düşük Çözünürlük	Yüksek Çözünürlük	Düşük Kontrast	Yüksek Kontrast	Açıklama
kV	Azalırsa	Artarsa	Artarsa	Azalırsa	
mA	Azalırsa	Artarsa	Azalırsa	Artarsa	
Dönüş hızı	Azalırsa	Artarsa	Azalırsa	Artarsa	
Pitch	Artarsa	Azalırsa	Artarsa	Azalırsa	Z aksında çözünürlük
FOV	Artarsa	Azalırsa	-	-	Kontrasta 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

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

**Resim 2.** Netlik ve parametre ilişkisi

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 Tıbbi İlaç ve Cihaz Kurulunun 2015 yılında yayınlamış olduğu yönerge ile ülke çapında akredite kuruluşlar tarafından takip edilmeye başlanmıştır [12].

İkinci ele alınacak yön, görüntünün tanınabilirliği yani performansı, klinik olarak değeridir. Bu tamamen göreceli bir kavram olarak görülmekte, bu alanda çalışan bilim insanları ve literatürün ortak kaniya varmadığı bir alandır. Çeşitli yöntemler denenmiş ve geliştirilmeye 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 tabii ki görüntü kalitesi tüm radyolojik modalitelerde olduğu gibi hastaya verilen radyasyon dozu ile sıkı bir ilişki içindedir. Görüntü kalitesi ve hastanın bu işlemde 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].

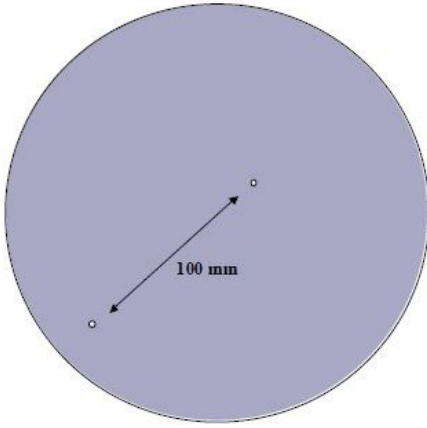
BT'DE GÖRÜNTÜ KALİTESİ (FİZİKSEL/CİHAZ/TEKNOLOJİ)

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.

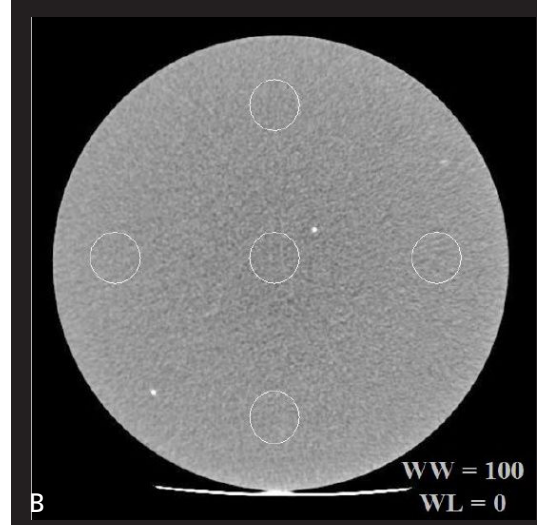
Görüntü Kalite Testleri

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 kesiti-nin (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 doğrusalılığı

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 numaraları 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

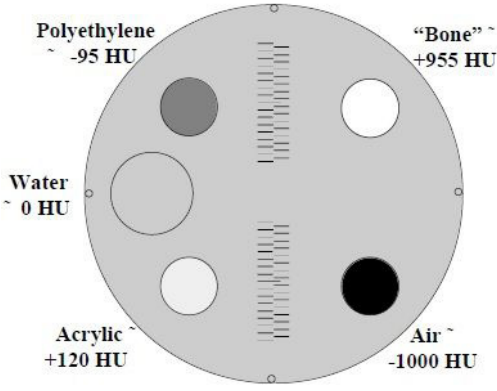
numarası ile elde edilen BT numarası uyum içerisinde olmalıdır (Resim 4).

Düşük kontrast ayırma gücü

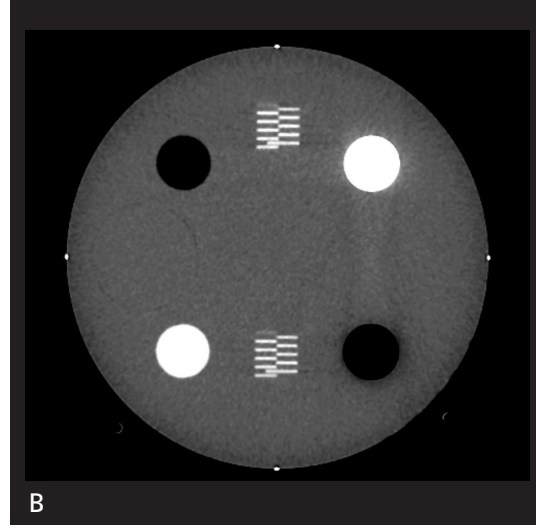
Testin amacı, sistem ayırma gücü sınırının üzerindeki boyutlarda ancak ayırt edilebilen düşük kontrasttaki objelerin ayırma gücünün belirlenmesidir. Klinik uygulamalarda konvansiyonel X-ışın sistemlerine göre x-ışın bilgisayarlı tomografisi sistemlerinin en etkin faktörü düşük kontrast ayırma gücüdür. Objeye 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

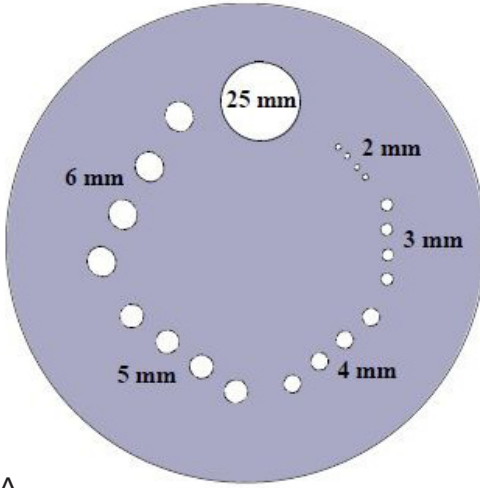


A

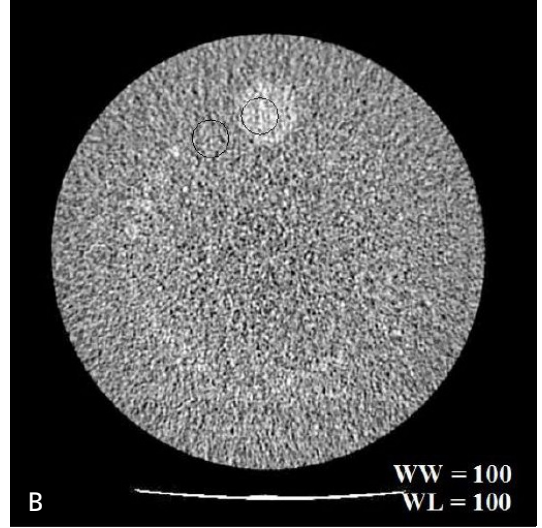


B

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



A



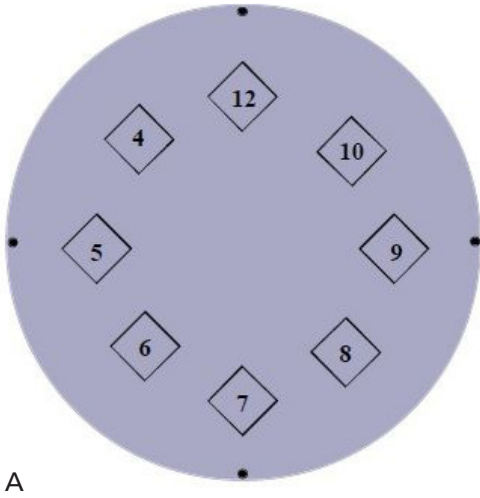
B

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

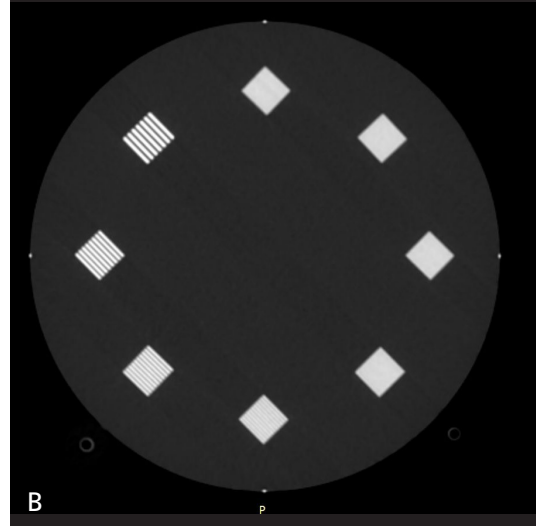
kontrast ayırma gücü çizgi çifti/cm olarak ifade edilir. Bir sistemin ayırma gücü, iki objenin yerleştirilebildiği ve hala ayrı iki obje olarak görüntülenebildiği minimum mesafe olarak ifade edilir. Bu tanım görüntülenen objenin şekline bağlı olduğu için pratik değildir. Yüksek kontrast ayırma gücü görsel 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 eksenini boyunca ayırma gücü olarak da adlandırılır. Basitçe görüntülenmiş kesit kalınlığı, tipik olarak z eksenini boyunca kesit profilinin FWHM'u



A



B

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.

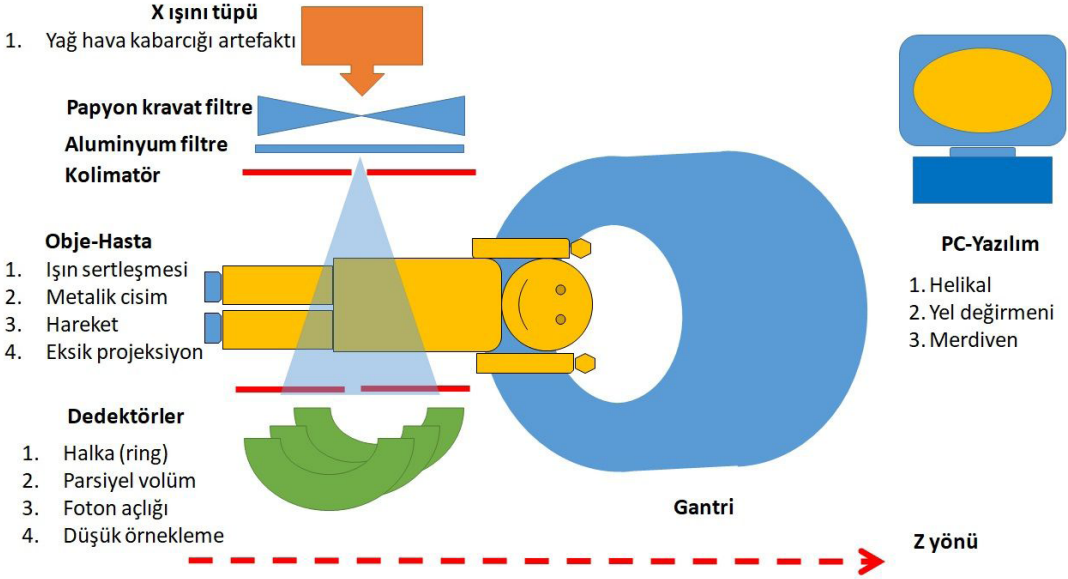
Son yıllarda yapılan çalışmalarla rutinleşen bu testlere ek olarak ölçülmesi önerilen metrikler eklenmiştir. Bunların en başında görev tabanlı görüntü kalite metrikleri gelmektedir. Modüler transfer fonksiyonu hesaplamının yanı sıra görev tabanlı transfer fonksiyonu hesaplanarak, bir gözlemcinin önceden 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.**



Resim 7. Görüntüleme zincirine göre 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 maaşef 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

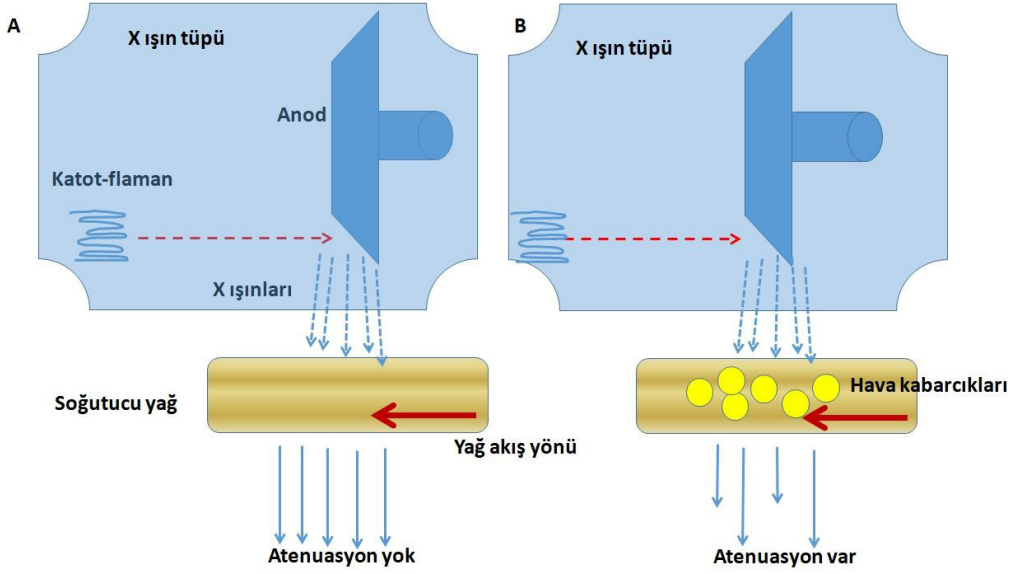
artefaktları tek bir ölçümde, gölgelenmeler ise bir grup dedektör veya kesitteki gerçek değerlerden kayma ile ortaya çıkabilir. Hal-ka artefaktları tek dedektörün yaptığı ölçüm hatalarına, helikal artefaktlar ise rekonstrüksiyona bağlı oluşur [20-24].

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 ısınması- nı önlemek için haube içinde soğutma amacıyla yağ dolaşımı sağlanmaktadır. Bu haznenin içinde hava kabarcıkları oluşması halinde, ışınlama sırasında x ışın fotonlarının hava kabarcıklarının



Resim 8. Haubenin içinde x ışını tüpünün ısınmasını azaltmak için kullanılan ve devamlı hareket eden yağın içindeki hava kabarcıkları x ışını fotonlarını attenuue 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 tanınabilir soruna yol açabilecek hipodens alanlar şeklinde görüntülenebilir (Resim 8) [25, 26].

Filtrelerden Kaynaklanan Artefaktlar

Yarım ay artefaktları

Cone beam BT uygulamalarının maksillo-fasiyal 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

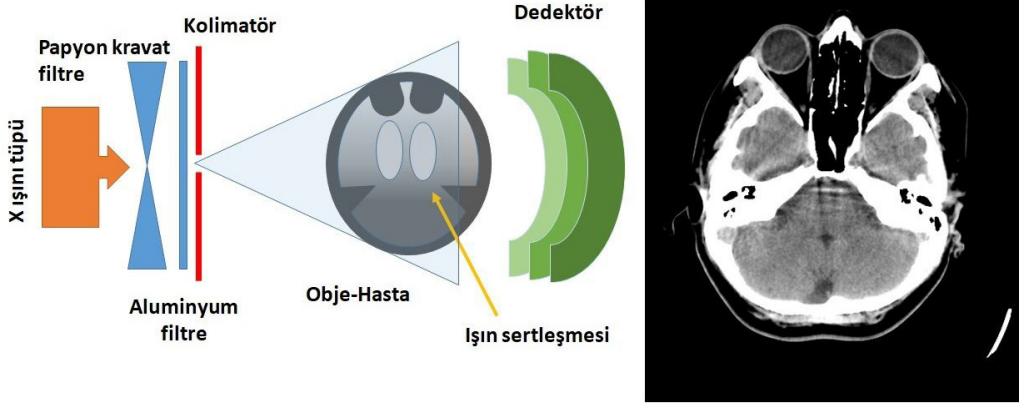
fotonlardan düşük enerjileri olanların attenuasyonuna bağlı olarak kaybolur ve kalan yüksek enerjili fotonlar nedeniyle “sertleşir” yani ortalama enerjisi artar. Dedektöre ulaşan fotonlar cupping (kahve fincanı) ve koyu renkli bantlar şeklinde çizgisel artefaktlar oluşturabilir (Resim 9) [27].

Cupping artefaktları

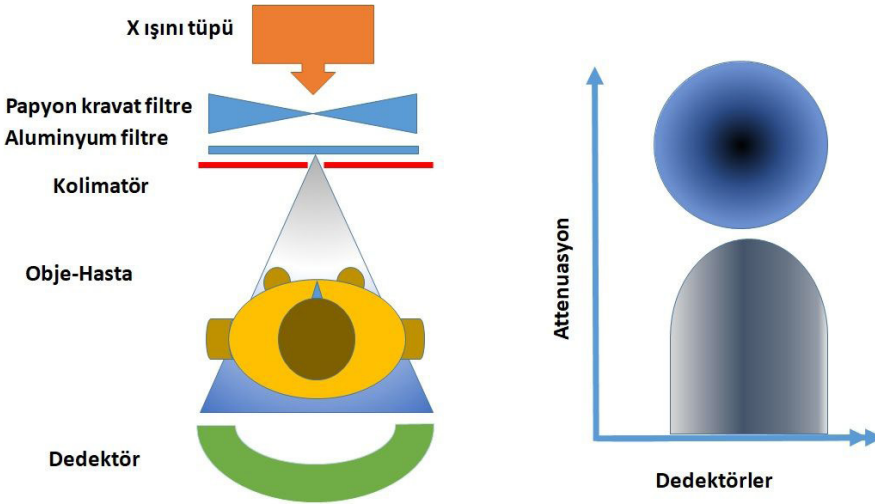
Cupping artefaktları, kesiti yuvarlak olan objenin merkezinde artan kalınlığa bağlı ışın demetinde oluşan “sertleşme” nedeniyle resimde objenin merkezinde beklenenden daha yoğun dansite oluşması ile gerçekleşir (Resim 10) [28].

Vücudun iki yoğun bölümü arasında, örneğin temporal apeksler veya iki iliak kanat arasında çizgilenme şeklinde oluşan ışın sertleşmesi ise benzer şekilde lateralden gelen ışınlardan daha az enerjili-delici olanların attenuue 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.



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.



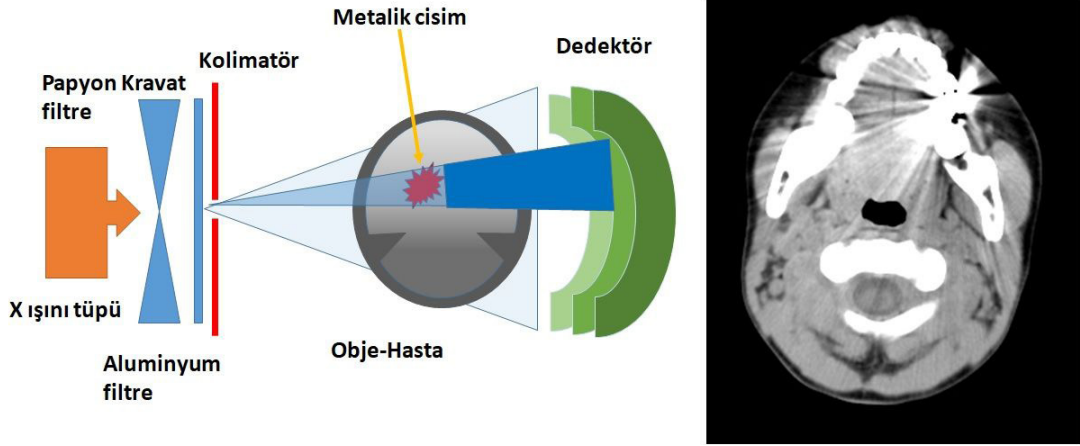
Resim 10. Cupping artefaktları hastanın daha kalın olan orta bölümünde x ışını fotonlarının, hastanın çevre bölümlerine göre daha fazla attenuue olarak sertleşmesi nedeniyle oluşabilir. Kelebek filtreler bu etkiyi azaltmak için geliştirilmiştir.

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 olduğu 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 gantri-yi açlandırması veya hastaya uygun pozisyon vermesi de ışın sertleşmesi artefaktlarını önlemek için uygulanabilir [29-34].

Metalik Artefaktlar

Tarama alanında 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 açılması, kilovoltun deliciliğinin artırılması ve daha ince kesitler alınması ile artefaktın olumsuz etkisi azaltılabilmektedir. 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

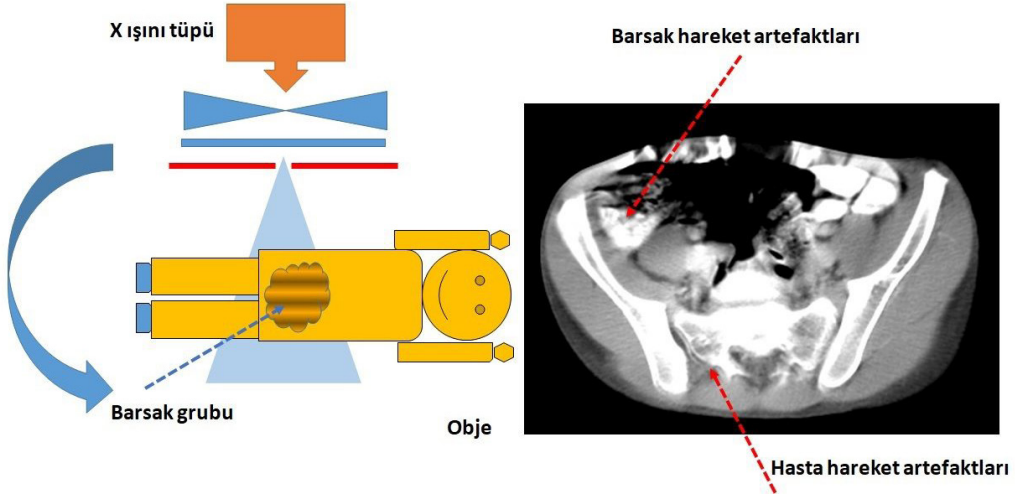
Hasta hareketleri de oluşturulan BT resminde çizgilenme veya gölgelenme şeklinde artefaktlar oluşturabilir. Bu durumda da hasta ya da tekniker tarafından engellenebilecek hareketler hastaya telkin veya yardımcı mekanik destek malzemeleri kullanılarak önlenabilir.

Özellikle pediatrik ve bilinci kapalı hastalarda uygun şartlar olduğunda sedasyon da denenebilir.

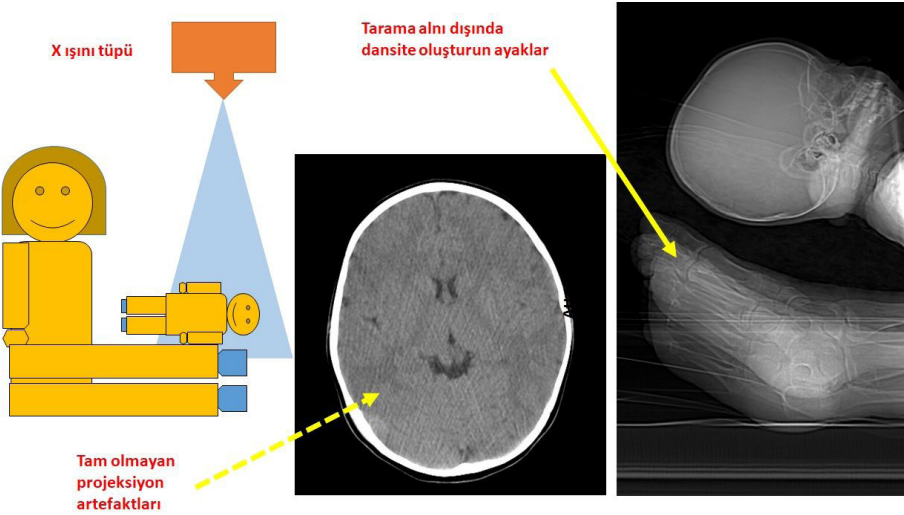
Bu önlemlerin etkili ya da yeterli olmadığı durumlar için üretici firmalar tarafından geliştirilen yöntemler mevcuttur. **BT cihazının her dönüşünde topladığı bilgiyi arttırmak için, tüpün 360 dereceden daha az veya fazla dönüşü ile bilgi toplayan yöntemler kullanılmaktadır. Tüpün 360 dereceden yaklaşık 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 expo-jura bağlı çözünürlük kaybını da göze almak gerekir.** Yazılımsal olarak hareket artefaktlarını azaltan önlemler dışında, kardiyak tetikleme yazılımı, özellikle koroner arter patolojisi ve pulmoner emboli araştırmak amaçlı pulmoner BT Anjiyografi çalışmalarında etkili olabilir. Bu teknikte, kalbin en az hareket ettiği noktada alınan görüntüler kullanıldığı için kalp hareketine bağlı artefaktlar azalmaktadır (Resim 12).

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



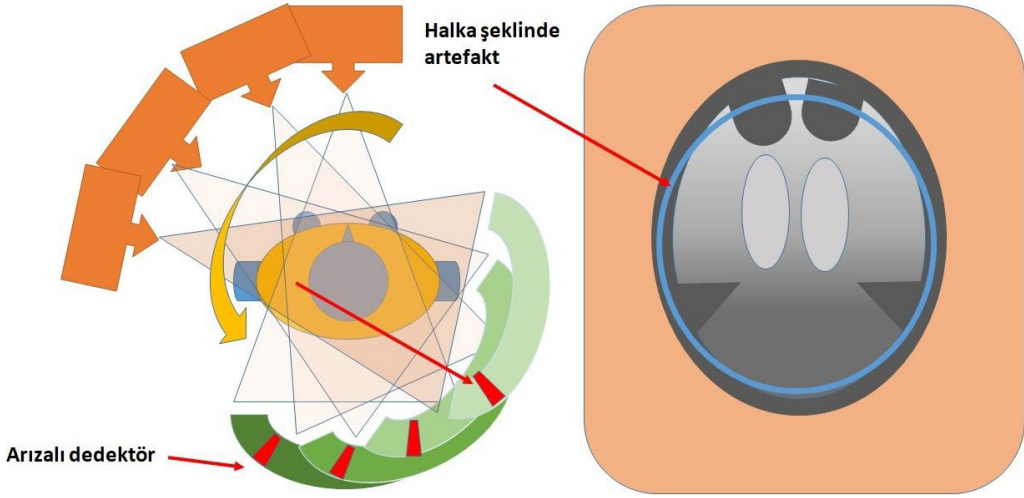
Resim 13. Eksik projeksiyon artefaktı olarak bebek hastanın kranyum BT'si sırasında FOV dışından gelen çizgiler seçilmektedir. Bunun nedeni, bebeğin rahat etmesi ve hareket etmemesi amacıyla annesi ayağına yatırılarak gantriye bu şekilde alınması ve fotonların bebekten önce annenin ayak kemiklerinde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



Resim 14. Halka artefaktları, üçüncü nesil BT cihazlarında arızalı 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

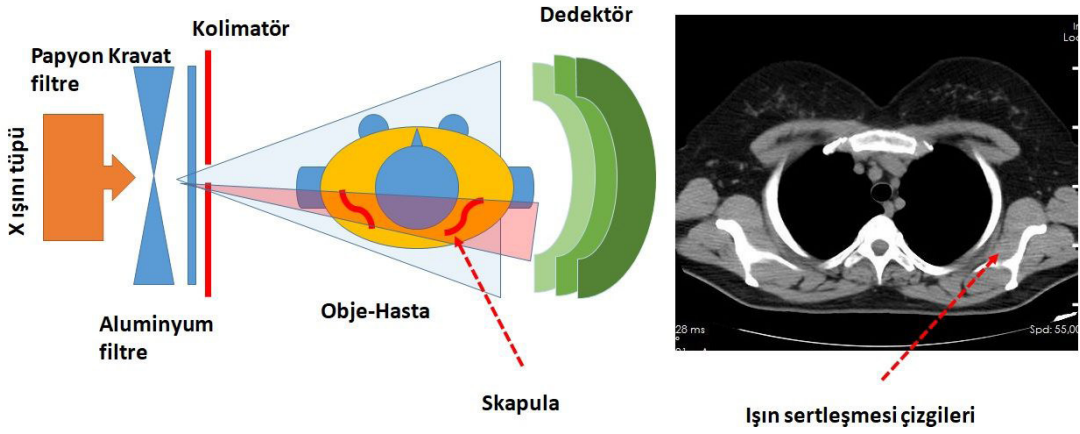
Kesit alınan anatomide, ışın demetine tam olarak girmeyen objelerin görüntülenmesinde ortaya çıkabilir. Kesit kalınlığını azaltılması, bu artefaktların azaltılmasında etkili olabilir. Burada azalan kesit kalınlığının, tüp akım kompensasyonu uygulanmadığında resimde oluşan gürültüyü arttıracaklarını da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

Foton Açlığı (Starvation) Artefaktı

Vücudun daha kalın bölümlerinden geçen x ışını demetinin ileri derecede attenué olmasına bağlı gürültülü ve çizgisel artefaklı bir görünüm oluşabilir. Bu artefaktın neden, x ışın fotonlarının kesitten geçerken, dedektörün algılayabileceğinden daha düşük deliciliğe kadar attenué olmaları, dedektörde yeterli elektrik sinyal oluşturamamalarıdır (Resim 15). X ışın demeti deliciliğinin artırılması, 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.

Düşük Örnekleme (Undersampling) Artefaktı

Görüntü kalitesini belirleyen en önemli özelliklerden birisi de 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 ulaşmasına bağlı hesaplanacak dansite oluşamamasıdır.

oluşmasına yol açar (Resim 16). Birbirine eşit uzaklıktaki ince çizgilenmeler, pek çok artefakta 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 örnekleme 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

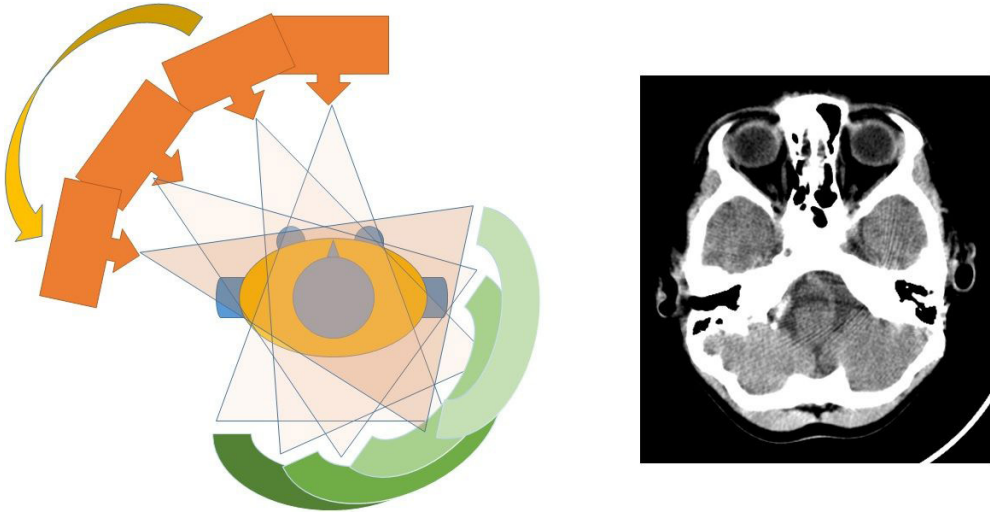
Helikal artefaktlar

Aksiye ve spiral BT uygulamalarında artefaktlar benzerlik göstermektedir. Helikal taramada, interpolasyon algoritmasından kaynak-

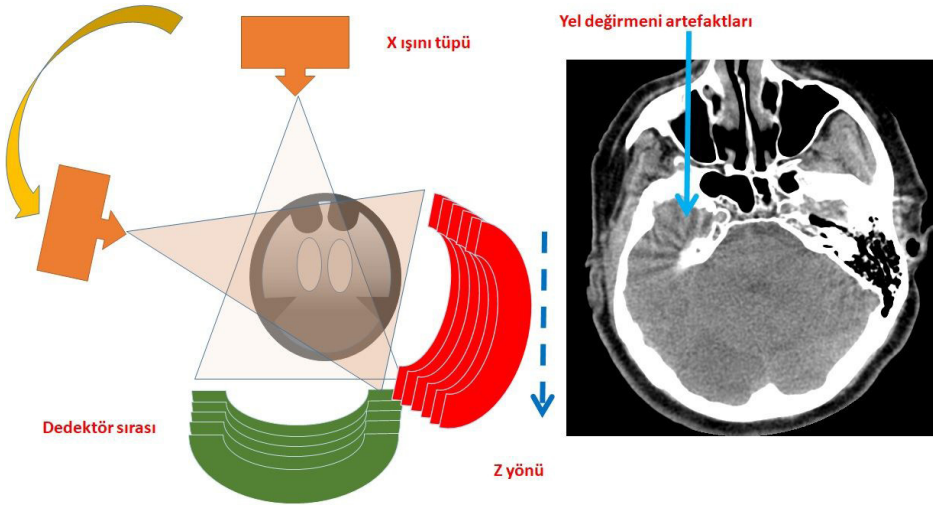
lanan kendine özgü artefaktlarda oluşabilir. Burada özellikle koni biçimli ve yuvarlak bir yapının taranmasında, algoritmadaki ağırlık faktörlerinden kaynaklanan yuvarlaklık kayıpları oluşabilmektedir. Kesit kalınlığının azaltılması, 180 derece spiral interpolasyon kullanımı, pitch değerinin azaltılması hatta aksiyel modda tarama şansının değerlendirilmesi düşünülmelidir.

Yel değirmeni artefaktları ise spiral interpolasyon kullanımında, artan dedektör sayısı 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, tüpten 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.

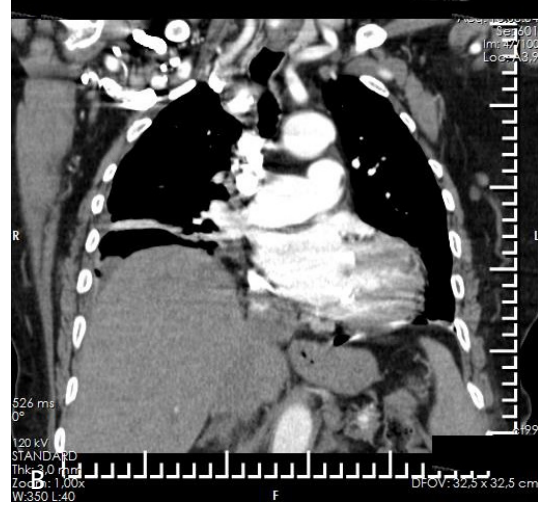


Resim 17. Sağ temporal kemik apeksine yakın ince kesitlerde yelpaze şekline birbirinden uzaklaşan çizgiler şeklinde yeldeğirmeni artefaktları görülmektedir.

ri kullanılmaktadır. BT üretici firmalar, yeni dedektör dizilim şekilleri ve rekonstrüksiyon 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 rekonstrüksiyonlarda hatta volum ve yüzey rendering görüntü-

lerinde, obje yüzeyinde merdiven basamakları şeklinde artefaktlar oluşmasına neden olabilmektedir. Aksiyel kesitlerin kullanımında daha belirgin olan bu düzensizlikler spiral modda tarama ve ince kesitli rekonstrüksiyonların 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: Wiley-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. Radiography 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, Werncke 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 JGI. 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 iterative 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 image 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, Ghafari-an 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 imaging. *Semin Musculoskelet Radiol* 2019; 23: e68-81. [\[Crossref\]](#)
- [39]. Goo HW, Goo JM. Dual-energy CT: New horizon in medical imaging. *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 Gruenke 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, intervalı 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 işlemde 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 gidirmeleri 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 ölçümünden 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 sertleşmesi ise benzer şekilde lateralden gelen ışınlardan daha az enerjili-delici olanların attenué 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 attenué olmasına bağlı gürültülü ve çizgisel artefaklı bir görünüm oluşabilir. Bu artefaktın neden, x ışın fotonlarının kesitten geçerken, dedektörün algılayabileceğinden daha düşük deliciliğe kadar attenüé olmaları, dedektörde yeterli elektrik sinyal oluşturmamalarıdır.

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 tanıs olup olmadığının kararını radyolog vermelidir.
 - c. Her zaman en yüksek çözünürlükteki görüntü oluşturulmalıdır.
 - d. Görüntü kalitesi ve hastanın bu incelemeden aldığı radyasyon tanıs olan görüntü için optimize edilmelidir.
 - e. Artefaktlar klinik görüntü yanında fantom görüntülerinde de görülebilir.
4. Artefaktlar ile ilgili hangisi yanlıştır?
 - a. Haube içindeki soğutucu yağda x ışını attenuasyonuna neden olan hava baloncukları artefakt oluşturabilir.
 - b. Metalik artefaktlar metale uzak bölümlerde, metale yakın olan alandan daha yoğun oluşur.
 - c. Cone artefaktlarını düzeltmek için kelebek (bow tie) filtreler, mevcut Al filtrelerle eklenmiştir.
 - d. Hareket artefatlarını 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 artefakt çifti yanlıştır?
 - a. Kalp pili-metalik artefakt
 - b. Kesit kalınlığı çok artmış hastada, iki skapula arasında aşırı foton attenuasyonu-foton açlığı artefaktı
 - c. Taşipnesi olan hastada diyafragmadan geçen aksiyel kesitler-hareket artefaktları
 - d. Dedektör sırasındaki tek detektörde işlev bozukluğu-ışın sertleşmesi artefaktı
 - e. Kalın aksiyel kesitlerden koronal düzlemde reformat imajlar oluşturulması-merdiven artefaktı