

Nükleer Tıp Hibrit Görüntülemelerde Görüntü Kalitesine Etki Eden Faktörler ve Görüntü Optimizasyonu

Feryal Çakır¹

Özet

Bu bölüm, nükleer tıpta kullanılan hibrit görüntüleme sistemlerinde görüntü kalitesi ile kantitatif performansı belirleyen teknik bileşenleri özetler. Görüntü kalitesi; lezyon saptanabilirliği, kontrast, gürültü ve uzaysal çözünürlük gibi ölçülebilir metrikler üzerinden değerlendirilir ve klinik amaca göre hedef metrik tanımlama yaklaşımı benimsenir. Donanımsal bileşenler kapsamında dedektör teknolojisi ve geometrisi, kolimatör özellikleri, görüş alanı ve sayım-hızı sınırlılıkları ele alınır. Bilgi edinme aşamasında enjekte edilen aktivite ile bilgi edinim süresi bileşimi, yatak başına bilgi edinim süresi, matris ile piksel /voksel boyutu, örnekleme açısı, enerji penceresi seçimi, solunum ve hasta hareketi yönetimi ile hasta özelliklerinin gürültü / kontrast dengesine etkisi açıklanır. Bilgisayarlı tomografi bileşeninde tüp gerilimi ve tüp akımı seçimi, metal artefaktları ve bilgisayarlı tomografi tabanlı foton azalım haritasının doğruluğu; manyetik rezonans görüntülemelerde ise manyetik rezonans tabanlı foton azalım düzeltmesinde segmentasyon hataları, bobin/implant zayıflatması ve zaman uyumsuzluğu tartışılır. Görüntü yeniden yapılandırılması ve düzeltme zincirinde foton azalım ve saçılma düzeltmeleri, ölü zaman düzeltmesi, nokta yayılım fonksiyonu ve uçuş zamanı modellemesi, iterasyon-alküme seçimi, sonradan filtreleme ve kısmi hacim etkisinin hem görüntü görünümü hem de standartlaştırılmış tutulum değeri ve aktivite ölçümlerine etkisi özetlenir. Son olarak, merkezler arası karşılaştırılabilirlik için çapraz kalibrasyon, fantom temelli doğrulama, standart parametre raporlama ve sürekli kalite kontrol/kalite güvencesi zinciri vurgulanır; optimizasyonun tek bir evrensel protokol yerine tanımlı klinik soruya uygun, ölçülebilir hedeflerle yürütülmesi önerilir.

1 Dr., Ankara Etlik Şehir Hastanesi, Nükleer Tıp Kliniği, Orcid: 0009-0004-8260-367X, feryal_060881@hotmail.com

1.GİRİŞ

Hibrit görüntüleme; nükleer tıbbın uzun yıllardır sürdürdüğü fonksiyonel görüntüleme yaklaşımını aynı incelemede anatomik bilgiyle bütünleştiren ‘fonksiyonel görüntüleme–anatomik korelasyon’ düzeyine taşımıştır. Bu bütünleşme; görüntü yorumunu yalnızca görsel değerlendirmeye sınırlamayıp, tekrarlanabilir ve karşılaştırılabilir kantitatif metriklere dayalı bir değerlendirme yaklaşımını giderek daha merkezi hâle getirmiştir. Güncel klinik pratikte hibrit sistemler; yalnızca lezyon saptama, evreleme ve tedavi yanıtı değerlendirmesi için değil; aynı zamanda standardize edilebilir nicel ölçümler üzerinden klinik karar süreçlerini güçlendiren platformlar olarak konumlanmaktadır. Bu nicel çerçeve; standartlaştırılmış tutulum değeri (Standardized Uptake Value, SUV ve türevleri), aktivite konsantrasyonu (kBq/mL), kinetik parametreler ve görüntü-temelli dozimetri için kullanılan girdileri kapsar (Boellaard et al., 2015; Kinahan et al., 2020). Bu dönüşüm güzel görüntünün tek başına yeterli olmadığını; özellikle nicel uygulamalarda toplam ölçüm belirsizliğinin kontrol edilmesi gerektiğini göstermektedir. Bu nedenle, nicel çıktılar için hata bileşenlerinin sistematik olarak yönetilmesi ve sonuçların tekrarlanabilirlik ile yeniden üretilebilirlik düzeylerinde güvence altına alınması zorunludur (Boellaard et al., 2015; Kinahan et al., 2020).

Nicel doğruluğun güvenilir biçimde elde edilebilmesi için hibrit görüntüleme performansı; görsel kontrast ve keskinliğin ötesinde, kalite kontrol zinciri ve fiziksel düzeltmelerin doğruluğu (foton azalım saçılım, ölü-zaman vb.), gürültü davranışı ve zaman içindeki kararlılık gibi bileşenlerin bileşkesi olarak ele alınmalıdır (Dickson et al., 2023; Koole et al., 2023). Bu nedenle performans yönetimi, tek seferlik kabul testlerinden ibaret olmayıp; kalite kontrol (Quality Control, QC) ve kalite güvencesi (Quality Assurance, QA) çerçevesinde tanımlı sıklıklarla yürütülen, tolerans dışındaki sapmaların erken yakalanmasını hedefleyen rutin bir süreç olarak kurgulanmalıdır (Koole et al., 2023; American Association of Physicists in Medicine [AAPM], 2019a). Benzer biçimde, cihaz performansının ortak bir ölçme ve raporlama dili ile izlenmesi; hem merkez içi süreklilik hem de merkezler arası karşılaştırılabilirlik ve harmonizasyon açısından kritik önem taşır (Dickson et al., 2023; Koole et al., 2023).

Görüntü optimizasyonu, tek bir evrensel parametre seti tanımlamaktan ziyade; belirli bir klinik görev için performans hedeflerini ve klinik kısıtları birlikte optimize eden çok değişkenli bir problemdir. Optimum ayarlar, hedeflenen çıktıya göre (örn. lezyon saptama performansı, SUV kararlılığı, aktivite konsantrasyonu doğruluğu, kinetik parametre güvenilirliği veya görüntü-temelli dozimetri belirsizliğinin azaltılması) değişebilmektedir.

Hibrit sistemlerde görüntü kalitesi ve kantitatif performans; sistem donanımının belirlediği fiziksel sınırlar, veri toplama (bilgi edinme) ve görüntü işleme/rekonstrüksiyon olmak üzere üç unsurun birlikte etkisiyle belirlenir. Sisteme ait donanımsal faktörler; Pozitron Emisyon Tomografisi (Positron Emission Tomography, PET) için dedektör teknolojisi ve geometrisi, zaman çözünürlüğü ve uçuş zamanı (TOF) kapasitesi, enerji çözünürlüğü ve eksenel görüş alanı, Tek Foton Emisyonlu Bilgisayarlı Tomografi (Single Photon Emission Computed Tomography, SPECT) için kolimatör tasarımı (delik çapı/uzunluğu, septa kalınlığı) ve dedektör-kolimatör yanıtı, Bilgisayarlı Tomografi (Computed Tomography, BT/CT) bileşeni için ise tüp-detektör mimarisi ve spektral/foton akısı özellikleri gibi bileşenleri içerir. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) bileşeninde ise B0 homojenliği ve kararlılığı, gradyan sistem performansı (lineerlik, slew-rate) ve RF iletim/alım zinciri ile koil mimarisi üzerinden görüntü kalitesini ve kantitatif ölçümlerin tekrarlanabilirliğini belirgin biçimde etkiler. Bu değişkenler, standardize performans testleri ile nicel olarak karakterize edilir. PET ve SPECT performans ölçümleri NEMA test çerçevelerinde raporlanırken (National Electrical Manufacturers Association [NEMA], 2018a, 2018b), CT performans değerlendirmesi görev-tabanlı metrikleri de içeren AAPM raporlarıyla sistematikleştirilmiştir (American Association of Physicists in Medicine [AAPM], 2019b). MRG için gürültü, homojenite ve geometrik distorsiyon gibi metriklerin ölçümü ise MRG'ye özgü NEMA prosedürleri ve QA raporlarıyla tarif edilir (NEMA, 2021a, 2021b, 2021c).

Veri toplama (bilgi edinme) parametreleri; hasta hazırlığı ve biyolojik değişkenliği azaltmaya yönelik ön koşullar (örn. enjeksiyon-çekim zamanlaması), bilgi edinme süresi (PET'te yatak başı süresi; SPECT'te projeksiyon süresi ve projeksiyon sayısı), matris ve zoom seçimi, enerji penceresi tanımları ile BT/MRG protokol parametreleri gibi unsurları kapsar (Heathcote et al., 2010; Koole et al., 2023). Görüntü işleme (rekonstrüksiyon) parametreleri ise; foton azalımı ve saçılma gibi fiziksel etkilerin düzeltilmesi, ölü-zaman düzeltilmesi, iteratif yeniden yapılandırma ayarları ile nicel çıktının doğrulanmasına yönelik analiz adımlarını kapsar (Boellaard et al., 2015; Dickson et al., 2023).

Nicel hibrit görüntülemede temel hedef, yalnızca iyi görünen görüntü değil; farklı cihaz ve merkezlerde karşılaştırılabilir ölçüm üretmektir. Rekonstrüksiyon ve düzeltme zincirindeki seçimler lezyon kontrastını artırma bile nicel metriklerde merkezler arası uyumu etkileyebilmektedir. Bu nedenle merkezler arası harmonizasyon yaklaşımı; standardize bilgi edinme-yeniden yapılandırma hedefleri ve fantom temelli uygunluk değerlendirmeleri ile ölçümlerin cihaz/merkez bağımlılığını azaltmayı ve nicel performansı tanımlı kabul aralıkları içinde tutmayı amaçlar (Kaalep et al., 2018).

Bu bölümün amacı, hibrit görüntüleme görüntü kalitesini belirleyen etkenleri donanımın fiziksel sınırları, bilgi edinme parametreleri, düzeltme zinciri –yeniden yapılandırma parametreleri, harmonizasyon başlıkları altında tek bir çerçevede birleştirerek, okuyucuya klinik soruya uygun protokol optimizasyonu için uygulanabilir bir yaklaşım sunmaktır.

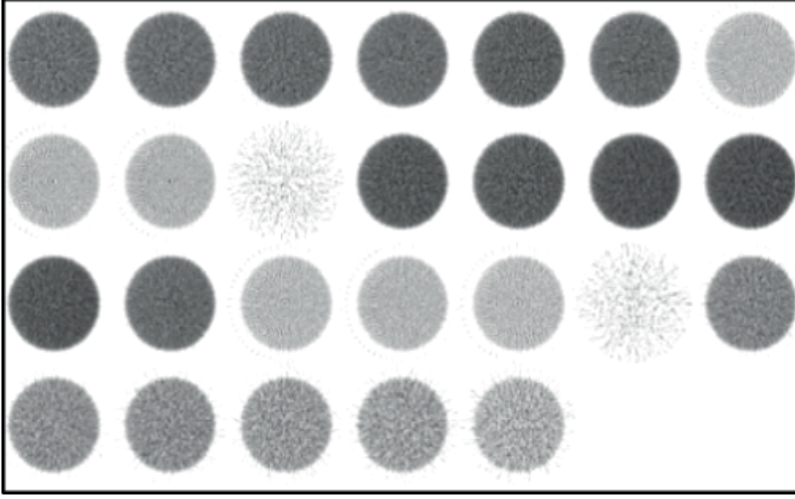
1. HİBRİT GÖRÜNTÜLEMEDE GÖRÜNTÜ KALİTESİNE ETKİ EDEN FAKTÖRLER

1.1. Hibrit Görüntüleme Görüntü Kalitesini Etkileyen Donanımsal Faktörler

Hibrit sistemlerde görüntü kalitesi ve nicel doğruluk, yalnızca daha iyi rekonstrüksiyon veya daha fazla sayım ile belirlenmez. Dedektör tasarımı ve geometrisi, elektronik-zamanlama altyapısı, sayım hızı–ölü zaman davranışı ve hibrit eşleşmenin (PET/CT, SPECT/CT, PET/MR) mekanik–geometrik kararlılığı gibi donanımsal bileşenlerin birlikte belirlediği fiziksel sınırlar tarafından şekillenir. Bu nedenle donanımsal performans, düzenli QC/QA ve artefakt farkındalığı ile rutin klinik kullanıma güvenli şekilde taşınmalıdır (International Atomic Energy Agency-IAEA, 2014).

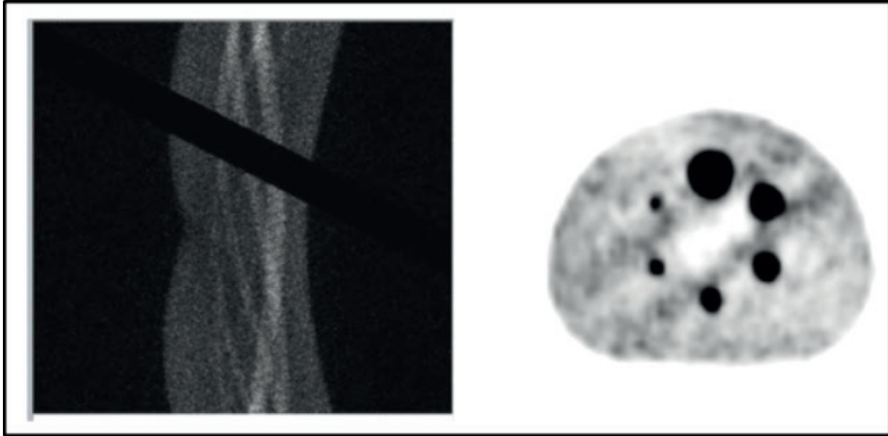
1.1.1 PET: Dedektör Blokları, Sinyal İşleme Elektroniği ve Ham Veri Üzerinden Donanım Kaynaklı Artefaktlar

PET, binlerce sintilasyon kristali–fotodetektör elemanının blok mimarisi içinde organize edildiği bir yapıdır. Bu elemanların enerji çözünürlüğü, zamanlama performansı ve blok içi/arası kazanç–uniformite özellikleri, aktivite dağılımının doğru belirlenmesi için kritik önemdedir. Donanım kaynaklı arızalar (Şekil 1) yeniden yapılandırma sonrası görüntüde çoğu zaman genel kalite düşüşü veya sıra dışı bulgularla ortaya çıkabilir.



Şekil 1. Bellek kartı arızası (10. ve 20. görüntüler) ile olay sıralama/ayıklama problemlerini (7-9. ve 17-19. görüntüler) gösteren aksiyel 2-B PET görüntüleri (PET/CT atlas on quality control and image artefacts (Human Health Series No. 27; STI/PUB/1642, p. 32), by International Atomic Energy Agency [IAEA], 2014, Vienna: IAEA dan alıntılanmıştır)

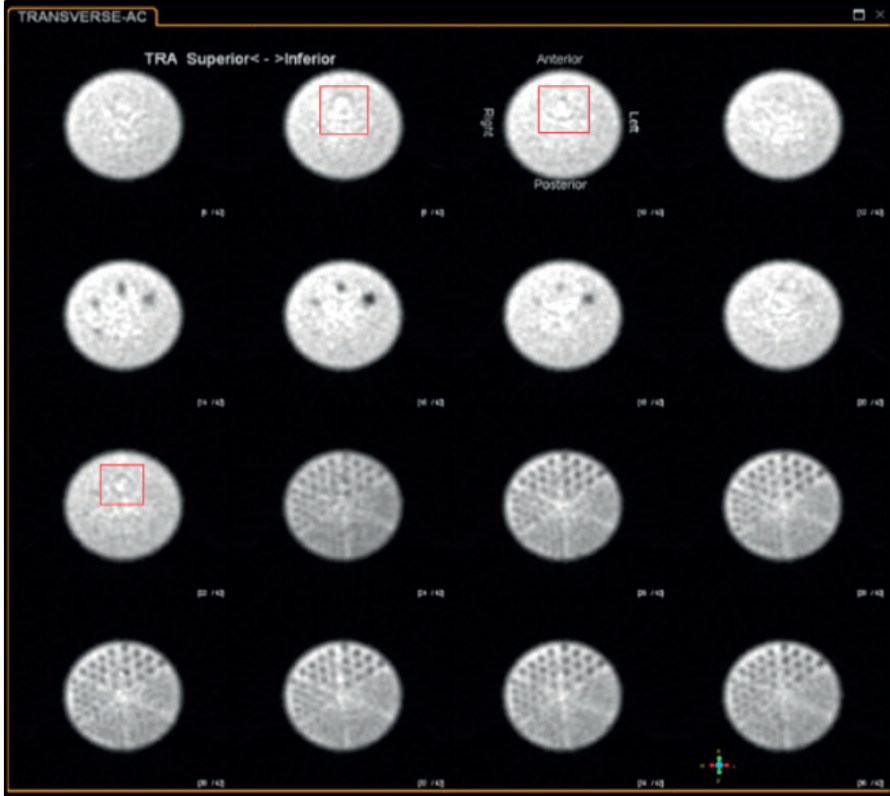
Buna karşın ham veride (örn. sinogram) blok hatası, modül devre dışı kalması veya normalizasyon sapması gibi paternler daha erken ve daha seçici biçimde yakalanabilir (Şekil 2). Bu nedenle ham veri temelli kontrol, klinik nicel doğruluğu korumada pratik bir erken uyarı basamağıdır (IAEA, 2014).



Şekil 2. İki çalışmayan dedektör bloğu bulunan PET ile elde edilmiş NEMA/IEC fantomuna ait emisyon sinogramı ve rekonstrükte görüntü (PET/CT atlas on quality control and image artefacts (Human Health Series No. 27; STI/PUB/1642, p. 29), by International Atomic Energy Agency [IAEA], 2014, Vienna: IAEA dan alıntılanmıştır)

1.1.2 SPECT: Donanım Kaynaklı Tipik Artefaktlar

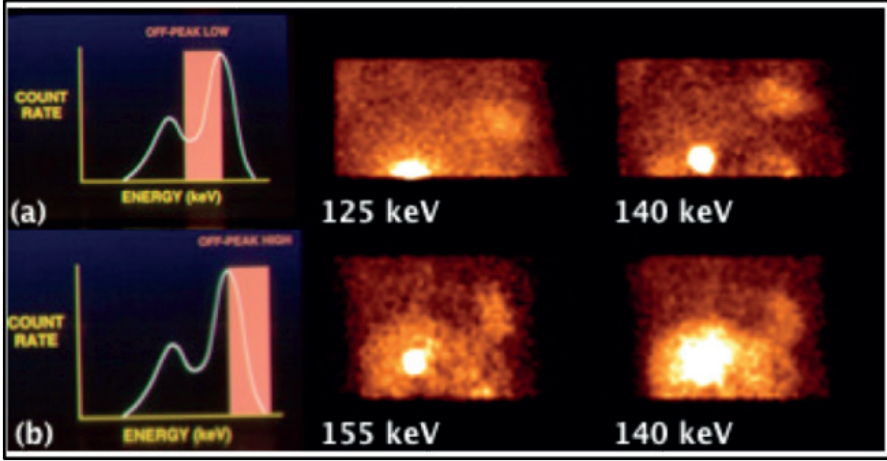
SPECT’te donanım kaynaklı artefaktların görünmemesi, hem tomografik görüntü yorumunun güvenilirliği hem de kantitatif ölçümlerin doğruluğu açısından kritiktir. Klinik pratikte en sık ve en ayırt edici paternlerden biri halka (ring) artefaktıdır. Bu patern çoğunlukla dedektör yanıtındaki non-uniformite (Şekil 3), COR (center-of-rotation) ofseti veya hatalı/uygunsuz uniformite (flood) düzeltme devresi ile ilişkilidir (IAEA, 2019).



Şekil 3. Dedektör non-uniformitesini yansıtan Jaszczak fantomuna ait SPECT kesit görüntüleri (SPECT/CT atlas of quality control and image artefacts (Human Health Series No. 36; STI/PUB/1860, p. 36), by International Atomic Energy Agency [IAEA], 2019, Vienna: IAEA dan alınmıştır)

Bunun yanında enerji piki kayması (Şekil 4), gantri–dedektör başlığı mekanik hizalanma hataları, çift dedektörlü (çift başlı) sistemlerde dedektör başlıkları arası geometrik uyumsuzluk ve dedektörler arası hassasiyet uyumsuzluğu gibi mekanik/elektronik sapmalar, projeksiyon verisine yansiyarak rekonstrüksiyon

kesitlerinde homojenliği bozabilir ve kontrast-gürültü dengesini olumsuz etkileyebilir (IAEA, 2019).



Şekil 4. Miyokard perfüzyon SPECT çalışmasına ait projeksiyon görüntüleri (a) 125 keV ve 140 keV için düşük enerji penceresi kullanımı (b) 115 keV ve 140 keV için yüksek enerji penceresi kullanımı. (SPECT/CT atlas of quality control and image artefacts (Human Health Series No. 36; STI/PUB/1860, p. 43), by International Atomic Energy Agency [IAEA], 2019, Vienna: IAEA dan alıntılanmıştır)

1.1.3 PET/SPECT/BT: Hibrit Mimarinin Getirdiği Entegrasyon Sorunları

BT verisi, PET/BT ve SPECT/BT de hem anatomik referans hem de BT temelli foton azalım düzeltmesi (BT-AC) için kullanıldığından, BT'deki hatalar PET, SPECT kantifikasyonuna doğrudan yansiyabilir. Yüksek yoğunluklu materyallerin BT sayılarında oluşturduğu sapmalar, BT-PET-SPECT görüş alanı (Field of View, FOV) örtüşmesinin bozulması ve ardışık görüntülemeye bağlı hareket, BT-AC haritasında lokal hatalara ve buna bağlı nicel sapmalara neden olur (IAEA, 2014).

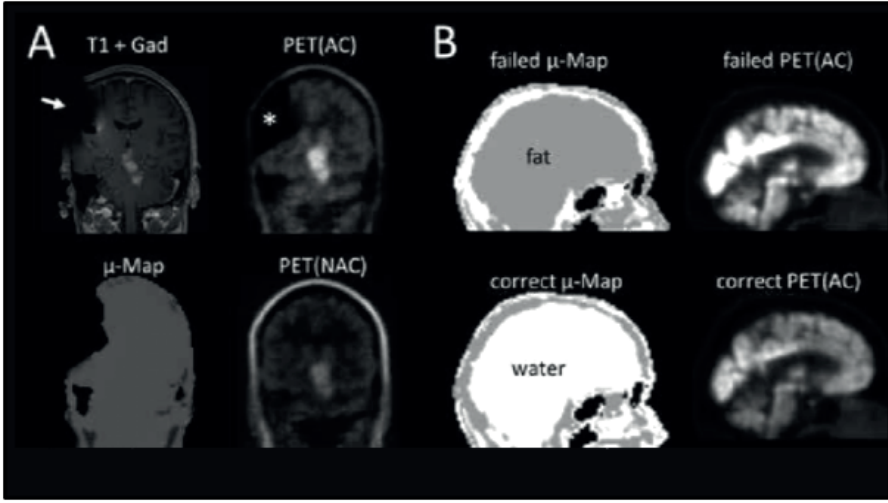
Örneğin BT transvers FOV'u, PET-SPECT FOV'unu periferde kapsamadığında, ilgili bölge azalım haritası dışında kalır ve aktivite konsantrasyon dağılımı olduğundan farklı görülebilir. (Şekil 5). Sentetik FOV genişletme çözümleri bulunsa da bu durum entegrasyon kaynaklı tipik bir sınırlılıktır (IAEA, 2014).



Şekil 5. ¹¹¹In işaretli monoklonal antikor ile yapılan bir SPECT/BT incelemesine ait koronal görüntüde, hastanın her iki kolu boyunca BT trunkasyonu görülmektedir. BT'deki bu trunkasyon, trunkasyona uğrayan anatomiye komşu bölgelerde büyük BT sayılarına (kırmızı oklar) yol açmakta ve bunun sonucu olarak bu bölgelerde radyoaktivite tutulumu yapay biçimde artmış görünmektedir (beyaz oklar). (Human Health Series No. 36; STI/PUB/1860, p. 104), by International Atomic Energy Agency [IAEA], 2019, Vienna: IAEA dan alıntılanmıştır)

1.1.4. PET/MR: Hibrit Mimarinin Getirdiği Entegrasyon Sorunları

PET/MR sistemlerinde artefaktlar ve sistematik nicel sapmaların önemli bir bölümü, BT yerine MR'dan türetilen foton azalım düzeltme haritasının (MRAC) doğruluğuna bağlıdır. MR sinyali 511 keV zayıflatma katsayılarını doğrudan temsil etmediğinden, kemik ve akciğer gibi dokuların hatalı sınıflanması, sınırlı MR görüş alanına bağlı trunkasyon ve RF koillerinin attenuasyonunun haritaya eksik/yanlış yansıtılması PET kantifikasyonunda bölgesel yanlışlıklara yol açabilir (Keereman et al, 2013; Mehranian et al., 2016). Bu hatalar her zaman belirgin bir artefakt üretmeyebilir ancak SUV, aktivite konsantrasyonu gibi metriklerde sistematik hata oluşturarak klinik yorumlamayı etkileyebilir. Dolayısıyla PET/MR'da artefakt yönetimi, yalnızca görüntü eşleşmesi değil; MRAC üretim stratejisi ve donanım bileşenlerinin (özellikle koiller) azalım modeline dahil edilmesi bağlamında, düzeltme zinciri perspektifiyle ele alınmalıdır (Mehranian et al., 2016).



Şekil 6. A, B: Atenuiasyon (foton azalım) düzeltmesi (AC) ile ilişkili artefaktlar. (A) Bu hastada MR sinyali, ventriküler beyin şantının yakın çevresinde belirgin şekilde bozulmuştur [T1 gadolinyumlu (Gad) görüntüde ok]. Bunun sonucunda sistem, AC için Dixon VIBE sekansından doğru bir μ -haritası (μ -map) türetemez (μ -map) ve bu bölge başın bir parçası olarak değil, hava olarak yanlış sınıflandırılır. Dolayısıyla etkilenen voksellerde düzeltilmiş PET bilgisi mevcut değildir [PET(AC)'de yıldız işareti] ve bunun yerine düzeltilmemiş PET verilerinin değerlendirilmesi gerekir [PET(NAC)]. (B) Sistem, yağ ve suya ait atenuiasyon değerlerini hatalı biçimde atanmıştır (hatalı μ -map); doğru atama ise altta gösterilmektedir (doğru μ -map). Foton atenuiasyon değerlerinin yanlış atanması, rekonstrüksiyon sonrası PET sinyalinin genel olarak olduğundan yüksek tahmin edilmesine yol açar [hatalı PET(AC)]. (https://www.researchgate.net/figure/A-B-Attenuation-correction-AC-related-artefacts-A-In-this-patient-the-MR-signal-is_fig5_290441613)

1.2. Hibrit Görüntülemelerde Görüntü Kalitesini Etkileyen Bilgi Edinme Parametreleri

Hibrit görüntülemelerde (PET/BT, SPECT/BT, PET/MR) bilgi edinme parametreleri; sistemin ürettiği ham sinyalin hangi sayım istatistiği düzeyinde (aktivite-süre bileşimi), hangi uzaysal örnekleme şemasında (matris, vokseller/piksel boyutu, kesit kalınlığı), hangi hareket yönetimi yaklaşımıyla (nefes paterni, gating/yeniden hizalama stratejileri) ve hangi anatomik referansla (BT veya MR) toplanacağını tanımlar. Anatomik bileşen, yalnızca lokalizasyon amacıyla değil; aynı zamanda foton azalım düzeltmesi başta olmak üzere düzeltme zincirinin kritik bir girdisi olarak emisyon verisinin kantitatif doğruluğunu belirler. Bu nedenle bilgi edinimindeki seçimler; lezyon saptanabilirliği, görüntü yapısı, uzaysal çözünürlük ve kantitatif sapma (örn. SUV veya aktivite

konsantrasyonu) üzerinde doğrudan belirleyicidir (Boellaard, 2009b; Boellaard et al., 2015).

1.2.1. PET Bilgi Edinme Parametreleri

Klinik PET’te görüntü kalitesini pratikte en güçlü biçimde belirleyen unsur, hastadan toplanan toplam sayım istatistiği (dolayısıyla gürültü–kontrast dengesi) olup bu istatistik esasen enjekte edilen aktivite ile yatak başına (bed position) bilgi edinim süresi çarpımının ve sistem duyarlılığının bir fonksiyonudur (Boellaard, 2009a). Sayım istatistiği azaldığında görüntü gürültüsü artar, bu durum özellikle küçük/düşük kontrastlı lezyonların saptanabilirliğini düşürür ve kantitatif ölçümlerin (SUV vb.) tekrarlanabilirliğini olumsuz etkiler (Boellaard et al., 2015).

Bununla birlikte, aktivitenin artırılması doğrusal bir iyileşme sağlamaz çünkü aktivite yükseldikçe saçılma ve random olaylar ile ölü zaman kısıtları belirginleşir ve gürültü gibi etkin istatistik göstergeleri plato yapabilir. Ayrıca hasta ağırlığı/ vücut kitle indeksi arttıkça foton azalımı ve saçılma artışı nedeniyle etkin sayımlar azalır. (Queiroz et al., 2014). Bu nedenle günlük rutinde sabit süre yaklaşımı yerine; hasta profili ve sistem tipine göre tanımlanmış aktivite–süre protokol optimizasyonu kullanmak daha rasyoneldir. Çok merkezli nicel uyum hedefleniyorsa, bu seçimin formülle standardize edilmesi ve merkezler arası karşılaştırılabilirliğin Avrupa Nükleer Tıp Derneği (European Association of Nuclear Medicine, EANM) bünyesindeki Avrupa Akreditasyon Programı (European Accreditation Programme, EARL) kapsamında korunması önerilir (Boellaard et al., 2015; EANM Forschungs GmbH [EARL], 2023).

PET’te karşılaştırılabilir SUV ölçümü için en kritik klinik adımlardan biri enjeksiyon–çekim arasındaki tutulum (uptake) süresinin standardizasyonudur. Uptake zamanı, radyofarmasötüğün biyodağılımını ve lezyon/arka plan kontrastını etkilediği için aynı hastada farklı günlerde veya farklı merkezlerde uptake süresinin değişmesi, tedavi yanıtı gibi SUV temelli yorumlarda belirsizliği artırır. EANM kılavuzu, FDG enjeksiyonu ile görüntüleme başlangıcı arasında 60 dk’lık bir aralığı önerir ve kabul edilebilir pencereyi 55–75 dk olarak tanımlar. Ayrıca gerçek enjeksiyon–çekim aralığının mutlaka kaydedilmesini ve bunun genellikle “aktivitenin kalibrasyon zamanı” ile aynı olmadığını bilinmesini vurgular (Boellaard et al., 2015; ACR–ACNM–SNMMI–SPR, 2021).

Tarama kapsamı (örn. kafa tabanı–uyluk, tüm vücut) ile yatak sayısı ve yataklar arası örtüşme, vücut boyunca gürültünün homojenliğini ve dolayısıyla SUV kararlılığını etkileyen temel bilgi edinim parametreleridir. EANM, çoğu onkolojik endikasyonda kafa tabanı–uyluk kapsamının yeterli olduğunu;

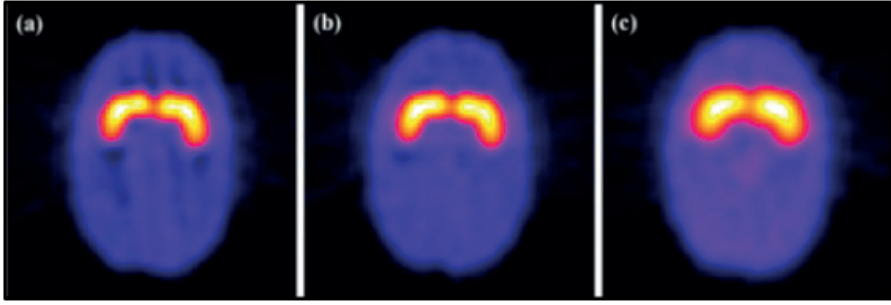
klirik gereksinime göre daha uzun (tüm vücut/ekstremitte veya beyin dahil) kapsamın protokolle tanımlanabileceğini belirtir (Boellaard et al., 2015). Buna ek olarak, UPICT (Uniform Protocols for Imaging in Clinical Trials) protokolünde yataklar arası örtüşme miktarının toplam tarama süresini değiştirdiği; tarama süresindeki bu değişimin de pratikte gereken enjekte dozla birlikte düşünülmesi gerektiği açıkça vurgulanır. Örtüşmenin yetersiz olduğu bölgelerde yatak sınırlarında gürültü artışı ve duyarlılık dalgalanması görülebilir. Bu etki, PET sistemlerinin aksiyel duyarlılık profilindeki kenar/merkez farklılıklarıyla da ilişkilidir. NEMA NU 2-2018 kapsamında aksiyel duyarlılık profilinin tanımlanması ve değerlendirmede aksiyel FOV'un merkezi bir bölümünün esas alınması, kenar bölgelerde duyarlılık düşüşünün nicel ölçümleri etkileyebileceğine işaret eden teknik bir çerçeve sağlar (Boellaard, 2009a; National Electrical Manufacturers Association [NEMA], 2018). Bu nedenle klinikte tarama kapsamı-yatak sayısı- yataklar arası örtüşme seçimi, cihazın aksiyel görüş alanına uygun biçimde protokolle sabitlenmelidir.

1.2.2. SPECT Bilgi Edinme Parametreleri

SPECT'te bilgi edinme, yeniden yapılandırmanın girdi verisini tanımladığı için görüntü kalitesini doğrudan şekillendirir. Bu aşamada yapılan seçimler; projeksiyon verisinin sayım istatistiğini, açısız ve uzaysal örnekleme, saçılma ve septal penetrasyon bileşenlerini ve hastaya bağlı hareket etkilerini belirler. Bu nedenle edinim parametreleri; yeniden yapılandırma algoritması ne kadar gelişmiş olursa olsun, elde edilebilecek nihai görüntü kalitesinin ve kantifikasyon performansının üst sınırını belirleyen temel kontrol noktasıdır. Kantitatif SPECT/BT uygulamalarında bu önem daha da artar çünkü hedef yalnızca görsel olarak kabul edilebilir görüntü değil, tekrarlanabilir ve doğrulanabilir aktivite kantifikasyonudur (Dickson et al., 2023).

Bilgi edinim tasarımı, yeniden yapılandırmanın matematiksel stabilitesi ve uzaysal doğruluğu için yeterli açısız örnekleme sağlarken, aynı zamanda klinik amacın gerektirdiği sayım istatistiğini karşılamalıdır. Bu iki eksen çoğu zaman birbirini sınırlar. Örneğin projeksiyon sayısını artırmak açısız örnekleme iyileştirirken, toplam bilgi edinim süresi sabitse her projeksiyona düşen süre azalır; piksel başına sayım düşer, gürültü artar ve düşük kontrastlı lezyonların saptanabilirliği zorlaşabilir (Dickson et al., 2023). Bu nedenle optimizasyon, tek bir parametreyi artırma yaklaşımıyla değil; klinik soruya göre (lezyon saptanabilirliği, sınır keskinliği veya kantitatif doğruluk/tekrarlanabilirlik) bilgi edinim parametrelerinin birlikte ele alınmasıyla gerçekleştirilmelidir. (Dickson et al., 2023).

Kolimatör seçimi SPECT sisteminde duyarlılık ve uzaysal çözünürlüğü birlikte belirleyen en baskın bileşenlerden biridir. Bu seçim yalnızca çözünürlük-duyarlılık dengesi değil aynı zamanda izotop enerjisine bağlı septal penetrasyon ve saçılma yükü üzerinden artefakt riskinin yönetimidir. Klinik pratikte izotop enerjisi ile uyumsuz kolimatör kullanımı görüntüde artefaktlar üretebilir (Şekil 7). (International Atomic Energy Agency [IAEA], 2019).



Şekil 7. ^{99m}Tc ile görüntülenen striatal fantomda kolimatör tipinin görüntü keskinliği ve gürültüye etkisi: (a) LEUHR, (b) LEHR, (c) MEGP. Bilgi edinme; 3,3 mm piksel boyutu, 120 projeksiyon ve 15 cm dönüş yarıçapı ile toplam 10 dakikada gerçekleştirilmiş; görüntüler Butterworth filtreli FBP ile (cut-off: 0,45 Nyquist; mertebesi: 10) yeniden yapılandırma ile elde edilmiştir. Kolimatör geometrisine bağlı olarak uzaysal çözünürlük-duyarlılık dengesi değişmekte; özellikle daha kalın septalı MEGP kolimatörde çözünürlükte yumuşama görülebilmektedir (Human Health Series No. 36; STI/PUB/1860, p. 60), by International Atomic Energy Agency [IAEA], 2019, Vienna: IAEA dan alıntılanmıştır)

Enerji penceresi seçimi ve saçılma yönetimi, bilgi edinim aşamasında kontrast ve kantitatif doğruluğu belirleyen bir diğer kritik kontrol noktasıdır. Enerji penceresinin amacı primer fotonları mümkün olduğunca korurken saçılma katkısını sınırlamaktır. Saçılma, kontrastı düşürmekle kalmaz, kantifikasyonda sayımın yanlış enerji bilgisi içermesine yol açarak sistematik sapmaları büyütebilir. Bu nedenle enerji penceresi yalnızca sayımı artıran bir parametre değil, görüntü kalitesi ve kantitatif doğruluk açısından kontrollü bir filtre gibi düşünülmelidir (IAEA, 2019). Kantitatif SPECT/BT'de enerji penceresi tanımı, kullanılacak saçılma düzeltme yaklaşımıyla birlikte protokolleştirilerek tekrarlanabilirlik ve merkezler arası karşılaştırılabilirlik hedefleriyle uyumlu hale getirilmelidir (Dickson et al., 2023).

Bilgi edinim geometrisi (orbit tipi, dönüş yarıçapı, hasta konturu takibi) kolimatör kaynaklı geometrik bulanıklık üzerinde doğrudan etkilidir. Dedektörün hastaya yaklaştırılması ve özellikle non-dairesel orbit / auto-

contour yaklaşımları, periferik yapıların çözünürlüğünü iyileştirebilir; ancak çarpma riski, immobilizasyon ekipmanları, hasta konforu ve SPECT/BT hizalaması gibi pratik sınırlılıkları vardır. (IAEA, 2019).

Açısal örnekleme (projeksiyon sayısı), yeniden yapılandırmanın stabilitesi için kritiktir. Örnekleme yetersiz kaldığında çizgisel/şeritlenme benzeri yapı bozulmaları, artefaktlar ve kantitatif sapmalar görülebilir. Bu nedenle projeksiyon sayısı seçimi; ne kadar çok o kadar iyi şeklinde değil, matriks/piksel boyutu, hedef lezyon boyutu ve planlanan filtreleme stratejisiyle uyumlu bir şekilde yapılmalıdır (Dickson et al., 2023). Benzer biçimde projeksiyon süresi ve toplam bilgi edinim süresi, SPECT görüntüsündeki gürültünün ana belirleyicisi olan sayım istatistiğini yönetir. Poisson istatistiği nedeniyle sayım arttıkça göreceli belirsizlik azalır, ancak süreyi uzatmak hareket artefaktına duyarlılığı artırır ve klinik iş akışını zorlayabilir (Dickson et al., 2023). Bu nedenle bilgi edinim süresi; klinik amaçla uyumlu bir sayım hedefi üzerinden planlanmalı, gerektiğinde aktivite süre kombinasyonu hasta özellikleri ve sistem performansına göre optimize edilmelidir (Dickson et al., 2023).

Uzaysal örnekleme kararları (matriks, piksel boyutu, zoom) da görüntü gürültüsünü doğrudan etkiler. Daha küçük piksel boyutu anatomik ve lezyon sınırlarının daha iyi temsil edilmesine katkı sağlasa da, aynı toplam sayımda piksel başına düşen sayımı azaltarak gürültüyü artırabilir. Bu nedenle matriks/zoom seçimi tek başına bir çözünürlük ayarı değil, sayım istatistiği ile birlikte ele alınması gereken bir örnekleme kararıdır (IAEA, 2019). Klinikte suboptimal bilgi edinim seçimlerinin görüntüde artefaktlara ve yorum hatalarına dönüşebileceğini gösteren vaka temelli yaklaşım, bu denge ihtiyacını pratik düzeyde destekler (IAEA, 2019).

SPECT/BT'ye özgü en kritik limitlerden biri, SPECT- BT görüntülerinin tam eşleşmemesidir. (misregistration) Bu durum hem görsel kaliteyi hem de kantitatif doğruluğu bozabilir. Hasta hareketi, pozisyon değişimi ve solunuma bağlı etkiler özellikle küçük lezyonlarda kontrast kaybı ve hatalı lokalizasyonla sonuçlanabilir (IAEA, 2019).

1.2.3. BT Bilgi Edinme Parametreleri

Hibrit görüntüleme sistemlerinde BT bileşeni; foton azalım düzeltilmesi (BT-AC) için doğrusal zayıflatma haritası üretmek, anatomik lokalizasyon sağlamak ve uygun endikasyonda tanısal BT bilgisi sunmak üzere farklı klinik görevler için konumlandırılmıştır. Bu nedenle BT protokolü tek tip değildir. BT-AC odaklı ultra-düşük doz, lokalizasyon amaçlı düşük doz ya da tanısal BT seçenekleri, klinik soruya göre belirlenir. (International Atomic Energy Agency [IAEA], 2014).

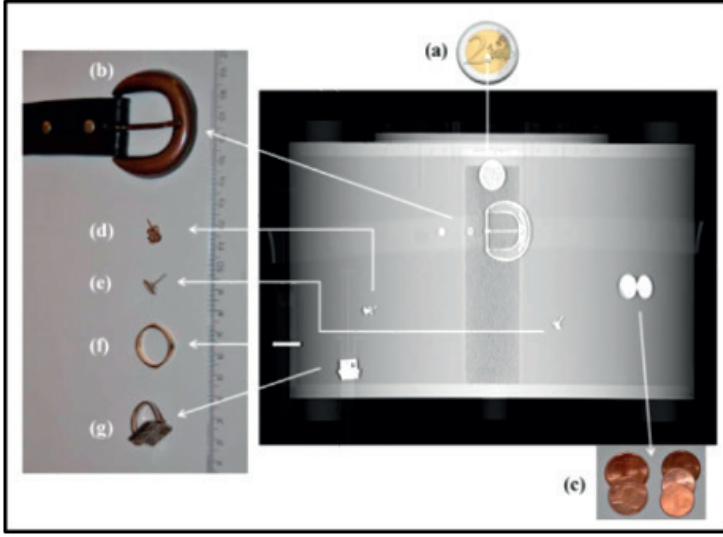
BT'de görüntü kalitesi ve hasta dozu; tüp gerilimi (kVp), tüp akımı–zaman (mA, mAs / efektif mAs), rotasyon zamanı, pitch ve kolimasyon/dedektör konfigürasyonu, tarama uzunluğu (scan length) ve yeniden yapılandırma (kesit kalınlığı, kernel/algoritma) tarafından birlikte belirlenir (Heathcote et al, 2010).

KVp; foton spektrumunu ve doku kontrastını belirler, aynı zamanda zayıflatma katsayılarının Hounsfield Unit (HU)'den μ 'ya dönüşümünü etkileyerek BT-AC zincirine yansır. Pratik bir yaklaşım olarak kVp arttıkça penetrasyon artar; ancak kontrast ve doz dengesi yeniden değerlendirilmelidir (Heathcote et al., 2010). BT-AC odaklı protokoller genellikle kabul edilebilir HU doğruluğu, düşük gürültü eşiği sağlayacak en düşük kVp ile hedeflenir. Hasta kalınlığı arttıkça kVp yükseltme ihtiyacı doğabilir. Tanısal BT hedefinde ise klinik endikasyon (örn. abdomen/toraks), kontrast kullanımı ve hasta boyutuna göre kVp seçimi ayrıca optimize edilir.

BT'de foton istatistiğini doğrudan belirleyen temel değişken mAs'tır (mA $\times$ rotasyon zamanı). mAs artarsa gürültü azalır fakat doz yükselir (Heathcote et al., 2010). Hibrit uygulamalarda iki kritik nokta bulunmaktadır. BT-AC için temel gereksinim; doğru zayıflatma haritası üretmek ve belirgin BT artefaktlarını önlemektir. Bu, tanısal BT'ye kıyasla daha düşük mAs ile sağlanabilir (Heathcote et al., 2010). Çok agresif doz düşürmede HU gürültüsü/artefaktları artırarak AC haritasını bozabilir; bu nedenle BT-AC için en düşük doz yaklaşımı, artefakt kontrolü ile birlikte yürütülmelidir (IAEA, 2014).

Helikal BT'de pitch, masa ilerlemesi ile gantry rotasyonu arasındaki ilişkiyi tanımlar. Pitch yükseltmek aynı anatomik alanı daha kısa sürede taramayı sağlar ancak aynı mA/mAs değerlerinde efektif örnekleme ve gürültü/doz dengesi değişir. Bu yüzden uygulamada efektif mAs kavramı önem kazanır (Heathcote et al, 2010).

BT'de tarama uzunluğu, doz–uzunluk çarpımı (Dose–Length Product, DLP)'ni doğrudan büyüten temel belirleyicilerdendir. Hibrit uygulamalarda BT kapsamı PET/SPECT kapsamıyla uyumlu planlanmalı, gereksiz anatomik alan taramasından kaçınılmalıdır (Heathcote et al., 2010). Pozisyonlama tarafında; kol pozisyonu, metal aksesuarlar (Şekil 8) ve solunum paterni BT-AC'yi etkileyebilecek artefaktlara zemin hazırlayabilir. Bu nedenle BT-AC hedefleniyorsa hasta hazırlığı ve immobilizasyon, artefakt minimizasyonu odaklı standardize edilmelidir (IAEA, 2014).



Şekil 8. Yedi metal nesnenin fantoma tutturulduğu önizleme taraması; nesnelerin tamamı kolaylıkla saptanabilmektedir. Parmak yüzükleri (f) ve (g), suyla doldurulmuş şırınga parmaklarına monte edilmiştir. Kalan nesneler ise doğrudan fantomun yüzeyine bantlanmıştır. (Human Health Series No. 36; STI/PUB/1860, p. 88), by International Atomic Energy Agency [IAEA], 2019, Vienna: IAEA dan alınmıştır)

1.2.4. MR Bilgi Edinme Parametreleri

PET/MR hibrit sistemlerinde MR yalnızca PET bulgularına anatomik eşlik sağlayan ek bir modül olarak değerlendirilemez çünkü PET kantifikasyon zincirinin kritik bir adımı olan foton azalım düzeltmesi, PET/MR'de çoğunlukla MR görüntülerinden türetilen azalım haritasına (MR-based attenuation correction, MRAC) dayanır. Bu nedenle MR bilgi edinimindeki kalite, stabilite ve artefakt profili; yalnız MR görüntüsünün okunabilirliğini değil, PET SUV doğruluğunu ve nicel ölçümlerin tekrarlanabilirliğini de belirler. PET'in kantitatif üretimi için BT- veya MR-tabanlı bir azalım haritasının gerekli olduğu ve PET/MR bileşeninde MR bilgi ediniminin kalite kontrol kapsamına alınmasının zorunlu olduğu vurgulanmaktadır (Koole et al., 2023).

PET/MR'da MRAC'ye hizmet eden bilgi edinim parametreleri, PET nicel doğruluğu açısından en kritik girdilerden biridir. Dolayısıyla MR bilgi edinim parametreleri yalnızca MR görüntü kalitesi hedefiyle değil, aynı zamanda MRAC haritasının güvenilir üretimi ve PET ile doğru hizalanması (registration) gözetilerek optimize edilmelidir (Koole et al., 2023).

MR'de ölçülebilir görüntü kalitesi, temelde örnekleme ve gürültü dengesini belirleyen bilgi edinim parametrelerinin birlikte etkisiyle oluşur. PET/MR bağlamında bu parametreler MRAC ve PET kantifikasyon hatasına taşınabilir olduğu için daha kritik hale gelir. Örneğin PET FOV'u ile uyumlu anatomik kapsama sağlanmadığında MRAC haritasında trunkasyon riski artar ve bu durum özellikle gövde periferinde azalım haritasının yanlış modellenmesine yol açabilir (Koole et al., 2023). Benzer şekilde matris/piksel boyutu (in-plane çözünürlük), kesit kalınlığı ve dilimler arası aralık; anatomik sınırların temsili ile gürültü arasında bir köprü oluşturur. Çok küçük piksel ve/veya çok ince kesit, anatomik keskinliği artırsa bile gürültü maliyeti doğurarak artefakt duyarlılığını yükseltebilir, buna karşılık kalın kesit ve dilimler arası boşluk, özellikle küçük anatomik yapıların ve sınırların temsilde kısmi hacim etkisini artırarak segmentasyon/sınıflama hatasına zemin hazırlayabilir ve MRAC doğruluğunu olumsuz etkileyebilir (Koole et al., 2023). 2B-3B edinim tercihi de benzer biçimde değerlendirilmelidir. 3B sekanslar izotropik voksel ve çok düzlemlili yeniden yapılandırma avantajı sağlarken hareket duyarlılığını artırabilir, bu nedenle PET yatak süresi, beklenen hareket profili ve hedef klinik görev birlikte gözetilmelidir (Koole et al., 2023).

Zamanlama parametreleri (TR/TE), flip angle, bant genişliği, echo train özellikleri ve hızlandırma yaklaşımları MR'de gürültü-kontrast-distorsiyon dengesini belirler. PET/MR'de bu denge; inceleme süresi uzadıkça hasta hareketinin artma ihtimali, MRAC üretimine giden MR verisindeki artefakt oluşumu gibi sebeplerden PET düzeltmelerine yansiyabilir ve SUV ölçümlerinde sistematik sapma oluşturabilir (Koole et al., 2023). Bu nedenle protokol tasarımında en yüksek MR çözünürlüğü hedefi tek başına optimizasyon kriteri değildir. Klinik görev- PET kantifikasyon güvenilirliği- süre/hareket riski birlikte optimize edilmelidir (Koole et al., 2023).

PET/MR'da koil konfigürasyonu, koil yerleşimi, hasta üstü aksesuarların standardizasyonu ve tarama odası disiplininin korunması hem güvenlik hem de ölçüm tekrarlanabilirliği açısından protokolün parçası olarak tanımlanmalıdır (Koole et al., 2023). Özellikle MRAC sekansları planlanırken distorsiyon ve sınıflama hatasına yatkın bölgelerde (örn. diyafram/akciğer tabanları, sinüsler, metal implant çevresi) kötü senaryo dikkate alınmalı; hareket azaltma stratejileri ve hizalama kontrol adımları rutin iş akışına entegre edilmelidir (Koole et al., 2023).

Çok merkezli uyum ve akreditasyon hedeflenen senaryolarda PET/MR'de azalım düzeltmesi süreçlerinin üretici tarafından önerilen prosedürlere uygun yürütülmesi ve sistemin sunduğu kalite kontrol araçlarının protokol

yaklaşımıyla birlikte işletilmesi önerilmektedir (EANM Forschungs GmbH [EARL], 2023).

1.3. Hibrit Görüntülemelerde Görüntü Kalitesini Etkileyen Yeniden Yapılandırma Parametreleri

Hibrit görüntülemelerde (PET/BT, SPECT/BT ve PET/MR) yeniden yapılandırma; projeksiyon verilerinin düzeltmeler (zayıflama, saçılma vb.) ile birlikte modele dâhil edilerek kesitsel görüntüye dönüştürüldüğü ve uzaysal çözünürlük–gürültü–kontrast–kantitatif sapma dengesinin nihai olarak belirlendiği kritik aşamadır. Bu nedenle yeniden yapılandırma seçimleri yalnız görsel kaliteyi değil; SUV, aktivite konsantrasyonu ve voksel tabanlı kantifikasyon gibi ölçümlerin doğruluğunu, tekrarlanabilirliğini ve merkezler arası karşılaştırılabilirliğini de doğrudan etkiler (Boellaard et al., 2015; Boellaard et al., 2025).

İteratif yeniden yapılandırma yaklaşımlarında (PET ve SPECT’te yaygın olarak OSEM (Ordered Subsets Expectation Maximization) algoritması ve türevleri) görüntü kalitesi temelde üç eksenin birlikte etkileşimiyle şekillenir. Modelleme; sistem geometrisi ve fiziksel süreçlerin (foton azalımı, saçılımı, çözünürlük modeli; SPECT’te kolimatör–dedektör yanıtı gibi) yeniden yapılandırma modelinde ne kadar doğru temsil edildiğini ifade eder. Model zenginleştirildikçe çözünürlük ve kontrast toparlanımı artabilir ancak yanlış veya eksik temsil artefaktlara ya da doku sınıflama hatalarına yol açarak kantitatif sapma üretebilir (Dickson et al., 2023; International Atomic Energy Agency [IAEA], 2019). Yakınsama ise güncelleme sayısı (iterasyon $\times$ subset) arttıkça aktivite dağılımının modele daha iyi uyumlanmasıyla ilişkilidir. Buna karşın gürültünün artma eğilimi nedeniyle tam yakınsama çoğu zaman klinik olarak hedeflenmez ve pratikte yeterli yakınsama ile kabul edilebilir gürültü arasında bir denge kurulması gerekir (Dickson et al., 2023). Bu dengeyi sürdürülebilir kılmak için düzenleme ve filtreleme stratejileri devreye girer. Erken durdurma, post-filtreleme ya da öncül bilgi temelli yaklaşımlar gürültüyü kontrol ederken, çoğu durumda uzaysal çözünürlükte yumuşama ve küçük lezyon kontrastında azalma gibi bir bedel yaratabilir (Tsutsui et al., 2017).

Klinik PET’te OSEM temelli yeniden yapılandırmada iterasyon ve subset seçimi, toplam güncelleme sayısı üzerinden gürültü ve kantitatif yakınsamayı birlikte belirler. Güncelleme sayısı düşük seçildiğinde yetersiz yakınsama özellikle küçük odaklarda toparlanım eksikliği ve SUV sapmalarına yol açabilir. Çok yüksek güncelleme ise gürültüyü ve gürültü korelasyonunu artırarak düşük kontrastlı lezyon saptanabilirliğini zorlaştırabilir (Boellaard et al., 2015; Tsutsui et al., 2017). Bu nedenle hedef klinik amaç (örn. tedavi yanıtı takibi, küçük

lezyon saptanabilirliği, çok merkezli harmonizasyon), güncelleme sayısı ve gürültü kontrol stratejileriyle birlikte ele alınmalıdır (Boellaard et al., 2015).

PSF (çözünürlük modelleme) ve TOF gibi sistem modelini zenginleştiren bileşenler kontrast toparlanımını artırabilir. Ancak PSF tabanlı yeniden yapılandırmalarda keskin aktivite geçişlerinde kenar aşımı artefaktları gelişebilir ve SUV_{max} 'ın artmasına neden olabilir. Bu etkinin şiddeti; iterasyon sayısı, piksel boyutu ve post-filtrelemenin yarı maksimumdaki tam genişlik (Full Width at Half Maximum, FWHM) değeri gibi parametrelerle anlamlı biçimde değişebilmektedir (Tsutsui et al., 2017). Bu nedenle PSF/TOF kullanımı, raporlanacak metrik (SUV_{max} yerine SUV_{peak}/SUV_{mean}), lezyon boyutu dağılımı ve harmonizasyon gereksinimleri ile birlikte değerlendirilmelidir (Tsutsui et al., 2017; EARL, 2023). Gürültü kontrolü için uygulanan Gaussian post-filtreleme gürültüyü azaltırken uzaysal çözünürlüğü düşürerek küçük lezyon kontrastını etkileyebilir; özellikle PSF'li yeniden yapılandırmalarda filtrenin artefakt şiddetini arttırdığı unutulmamalıdır (Tsutsui et al., 2017).

PET/BT'de yeniden yapılandırma performansı, BT tabanlı zayıflama düzeltmesi (BT-AC) ve saçılma düzeltmesi ile yakından ilişkilidir. BT'deki metal artefaktı gibi sorunlar azalım haritasını bozarak PET kantifikasyonuna yansiyabilir (Boellaard et al., 2015; IAEA, 2019). Bu bağlamda BT metal artefakt azaltım algoritmalarının PET foton azalım düzeltmesini etkileyerek hem yorum güvenini hem de kantitatif ölçümleri iyileştirebildiği gösterilmiştir (Van der Vos et al., 2017).

SPECT/BT'de OSEM güncelleme sayısı yakınsamayı belirler ancak SPECT'te farklı bölgeler ve farklı aktivite düzeyleri farklı hızlarda yakınsayabildiğinden, güncelleme sayısına bağlı bölgesel kantitatif sapma görülebilir. Kantitatif SPECT/BT'ye yönelik EANM kılavuzu, bu nedenle protokolün bilgi edinim – düzeltmeler – yeniden yapılandırma ile birlikte tasarlanmasını ve klinik kullanım amacına göre doğrulanmasını özellikle vurgular (Dickson et al., 2023). Ayrıca BT'den türetilen zayıflama haritasının yeniden yapılandırmaya gömülü kullanımı nedeniyle, BT turankasyon ve metal artefaktları SPECT kantifikasyonunu da bozabilir. Turankasyon düzeltmesi ve metal artefakt yönetimi bu açıdan kritik bileşenlerdir (IAEA, 2019).

SPECT'te uzaysal çözünürlük kolimatör geometrisine bağlı olarak derinlikle bozular. Bu etkiyi telafi etmek için kolimatör–dedektör yanıt modellemesi (resolution recovery) kullanılabilir ve bu yaklaşım kontrast toparlanımını ve kantitatif doğruluğu iyileştirebilir. Bununla birlikte çözünürlük toparlanımı gürültüyü artırabileceğinden, klinikte post-filtreleme (Gaussian/Butterworth vb.) veya düzenleme ile gürültü–çözünürlük dengesi yeniden kurulmalıdır (Dickson et al., 2023; IAEA, 2019).

Hibrit sistemlerde BT, bir yandan anatomik korelasyon sağlarken diğer yandan emisyon verisi için azalım düzeltmesi altyapısını üretir. Bu nedenle CT’de kernel seçimi, kesit kalınlığı ve artefakt azaltım seçenekleri yalnız BT görüntüsünü değil, azalım haritası üzerinden PET/SPECT kantifikasyonunu da etkileyebilir (IAEA, 2019; Van der Vos et al., 2017).

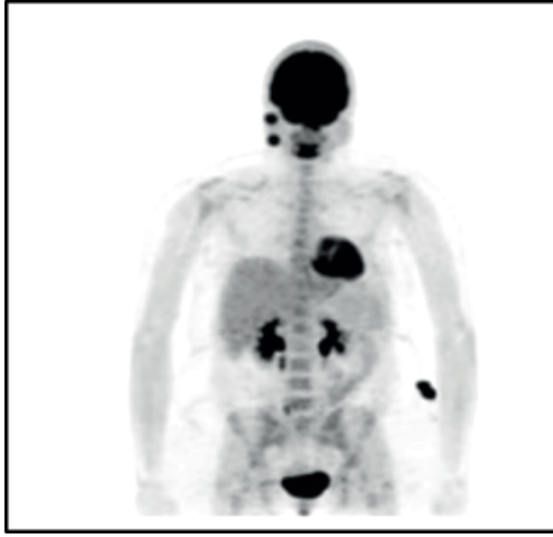
1.4. Hibrit Görüntülemelerde Görüntü Kalitesini Etkileyen Hasta Kaynaklı Parametreler

Hibrit görüntülemelerde hasta kaynaklı parametreler, görüntüleme protokolü doğru seçilmiş olsa bile görüntü kalitesini ve kantifikasyonu bozabilen; çoğu zaman ise standartlaştırma ile kontrol altına alınabilen değişkenlerdir. Bu parametreler; hastaya ait fizyolojik/metabolik durum, radyofarmasötik uygulama kalitesi, radyofarmasötüğün uptake fazı, görüntüleme sırasında hasta hareketi / pozisyonlaması/solunumu gibi biyomekanik faktörlerdir. EANM prosedür yaklaşımında bu faktörler özellikle FDG PET/BT’de SUV harmonizasyonu için hazırlık ve zamanlama ilkeleriyle açık biçimde standardize edilir (Boellaard et al., 2015; Boellaard et al., 2025)

Hasta hazırlığında ilk kritik nokta, radyofarmasötik biyodağılımını belirleyen glukoz/insülin fizyolojisi ve kas/kahverengi yağ aktivasyonudur. Çekimden önce fiziksel egzersiz, soğuk maruziyet ve kas aktivitesi; kas ve kahverengi yağ dokusunda özellikle FDG tutulumunu artırarak lezyon saptanabilirliğini ve arka plan kontrastını olumsuz etkileyebilir. Bu nedenle çekim öncesinde hastanın sıcak tutulması, egzersizden kaçınması ve uygun açlık koşullarının sağlanması önerilir (Surasi et al., 2014).

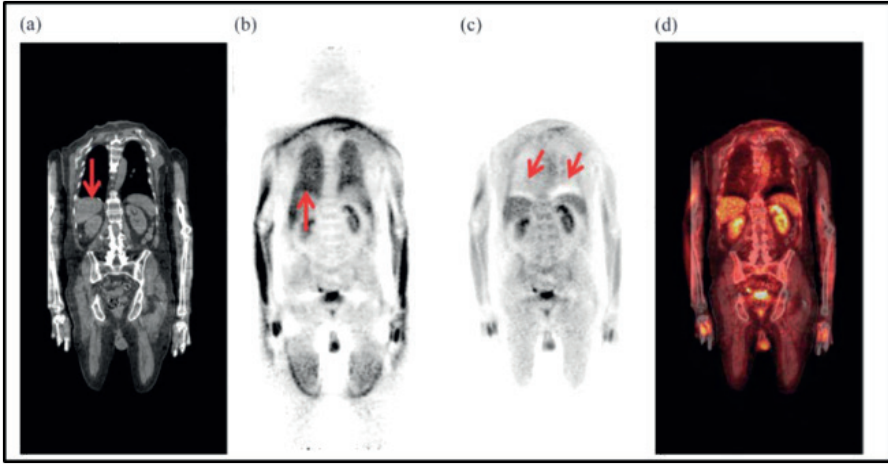
İkinci kritik nokta, uptake süresi ve zamanlama standardizasyonudur. FDG PET/BT’de enjeksiyon–görüntüleme aralığının merkezler arası değişmesi SUV’u değiştirdiğinden, prosedürler genellikle 60 dakikalık uptake süresi etrafında dar toleranslarla standardizasyonu hedefler (örn. ± 5 dk gibi) (Hogg & Testanera, 2010). Zamanlamanın standardize edilmesi yalnızca biyolojik kinetik açısından değil, aynı hastanın ardışık çalışmalarında tedavi yanıt takibi gibi senaryolarda ölçüm tekrarlanabilirliği için de zorunludur (Boellaard et al., 2015).

Bir diğer nokta radyofarmasötik enjeksiyonunun teknik kalitesidir. Enjeksiyon infiltrasyonu/ ekstrasvazasyonu (Şekil 9), hedef dokuya ulaşan gerçek dozun azalmasına ve görüntü kantifikasyonunda hata oluşmasına yol açabilir. Bu nedenle enjeksiyon sahası kontrolü ve şüpheli durumda kayıt altına alma, prosedürel kalite güvence kapsamındadır (Boellaard et al., 2025). Bu tip durumlar, görüntü güzel görüne bile SUV’un biyolojik anlamını zedelediği için özellikle nicel çalışmalarda kritik bir sapma kaynağıdır.



Şekil 9. Radyofarmösitiğin uygulamasından sonra sol kolda subkutan infiltrasyon gösteren tüm vücut FDG-PET görüntüsü (PET/CT atlas on quality control and image artefacts (Human Health Series No. 27; STI/PUB/1642, p. 71), by International Atomic Energy Agency [IAEA], 2014, Vienna: IAEA dan alınmıştır)

Görüntü kalitesini bozan bir diğer unsur, hareket ve solunum kaynaklı misregistration etkileridir. Görüntüleme sırasında hastanın solunum döngüsünün periyodu dikkate alındığında PET-SPECT emisyon veri seti, BT'nin anlık fazıyla uyuşmadığında diyafram çevresinde fotopenik alanlar ve artefaktlar oluşabilir (Şekil 10). Bu etkiler, PET/BT'de sık solunumun tutarlı sürdürülmesi veya BT'nin normal ekspirasyonda alınmasıyla azaltılabilir (Middlebrooks, 2021). Ayrıca solunuma bağlı hareket, özellikle akciğer tabanı ve karaciğer kubbe gibi yüksek deplasman bölgelerinde küçük lezyonların bulanıklaşmasına ve aktivite konsantrasyonunun olduğundan düşük hesaplanmasına neden olabilir. Solunum gating, kantifikasyon doğruluğunu artırabilir ancak sabit tarama süresinde sayım istatistiğini bölerek gürültüyü artıracak için klinik hedefe göre dengelenmelidir (Middlebrooks, 2021).



Şekil 10. (a) BT, (b) noAC-PET, (c) AC-PET ve (d) birleştirilmiş AC-PET/BT koronal görüntü düzlemleri, diyafram bölgesinde lokal PET-BT uyumsuzluğunu göstermektedir; bu da diyaframın üzerinde, o bölgedeki zayıflamanın yetersiz düzeltilmesine karşılık gelen fotopenik alanlara neden olmaktadır. AC: azalım düzeltilmiş; noAC: azalım düzeltilmemiş (PET/CT atlas on quality control and image artefacts (Human Health Series No. 27; STI/PUB/1642, p. 58), by International Atomic Energy Agency [IAEA], 2014, Vienna: IAEA dan alıntılanmıştır)

Hasta kaynaklı parametrelerin hibrit sistemlere özgü bir diğer faktörü, pozisyonlama ve “FOV–trunkasyon” sorunlarıdır. Özellikle kolların pozisyonu, omuz kuşağı ve vücut postürü; hem BT’nin kapsama alanını hem de PET-SPECT’te foton azalım düzeltme doğruluğunu etkileyebilir. Bu nedenle standart çekim pozisyonunun (ör. kollar yukarı/aşağı seçimi) klinik endikasyonla uyumlu, tekrarlanabilir ve artefakt riskini azaltacak şekilde belirlenmesi; çok merkezli uyum hedeflerinde prosedürün ayrılmaz parçasıdır (Boellaard et al., 2015). SPECT’te uzun süreli bilgi edinim sırasında küçük hareketler dahi projeksiyonlarda bozulma yaratabildiğinden, hareket şüphesinde projeksiyonların gözlenmesi, yeniden çekim kararı ve sabitleme ekipmanlarının kullanımı önerilir.

2. HİBRİT GÖRÜNTÜLEMEDE GÖRÜNTÜ KALİTESİNİ ÖLÇÜLEBİLİR KILAN METRİKLER

Hibrit görüntülemede iyi görüntü, yalnızca görsel beğeniyle değil; tanımlı klinik görevi (lezyon saptama, evreleme, tedavi yanıtı izleme, kantifikasyon, dozimetri vb.) ne ölçüde desteklediğinin sayısal göstergeleri ile tanımlanmalıdır. Bu nedenle görüntü kalitesi; kontrast–gürültü dengesi, uzaysal çözünürlük, kantitatif doğruluk, tekrarlanabilirlik ve koregistrasyon doğruluğu gibi çoklu

metrik eksenleri üzerinden ölçülebilir kılınır (Boellaard et al., 2015; Daube-Witherspoon et al., 2002).

2.1. Metrik Sınıfları: Cihaz-Tabanlı, Görüntü-Tabanlı ve Kantifikasyon-Tabanlı Ölçümler

Hibrit sistemlerde metrikler pratikte üç tamamlayıcı sınıfta ele alınır.

Cihaz-tabanlı performans metrikleri: Sistem fiziğini temsil eder. Uzaysal çözünürlük (FWHM), duyarlılık, sayım-hızı performansı gibi parametreler bu sınıftadır. Bu metrikler, sistemler arası karşılaştırma ve kabul testleri için temel çerçeveyi oluşturur (Daube-Witherspoon et al., 2002; American Association of Physicists in Medicine [AAPM], 2019a).

Görüntü-tabanlı kalite metrikleri: Klinik saptanabilirlik ile doğrudan ilişkili ölçümlerdir. Kontrast toparlanımı/geri kazanımı (contrast recovery; CR/RC), arka plan gürültüsü (background variability; BV veya COV_{BG}), akciğer rezidüsü (lung residual error) gibi fantom temelli metrikler, yeniden yapılandırma ve düzeltme zincirinin birlikte oluşturduğu sonucu sayısallaştırır (Daube-Witherspoon et al., 2002; EANM Forschungs GmbH [EARL], 2023).

Kantifikasyon-tabanlı metrikler: Klinik biyobelirteç niteliği taşıyan ölçümlerdir. PET’te SUV/SUL ve türevleri (SUV_{max}, SUV_{mean}, SUV_{peak}/SUL_{peak}), hacimsel ölçümler (ör. TLG) ve SPECT/BT’de aktivite konsantrasyonu/RC gibi ölçümler, kaliteyi ölçüm güvenilirliği üzerinden tanımlar (Boellaard et al., 2025; Dickson et al., 2023).

2.2. Uzaysal çözünürlük ve Keskinlik

Uzaysal çözünürlük, küçük yapıların ayrılabilirliğini belirleyen temel değişkendir ve pratikte FWHM ile raporlanır. PET’te uzaysal çözünürlük; dedektör fiziği ve yeniden yapılandırma modellemesinin (TOF/PSF gibi) ortak çıktısıdır. Çözünürlükteki değişim, doğrudan kısmi hacim etkisini ve dolayısıyla küçük lezyonlarda aktivite konsantrasyonunun olduğundan düşük ölçülmesi riskini belirler (Daube-Witherspoon et al., 2002). SPECT/BT tarafında da benzer biçimde çözünürlük; kolimatör-dedektör yanıtı ve yeniden yapılandırmanın birlikte belirlediği bir çıktıdır. Bu nedenle çözünürlük metrikleri kantifikasyon hatasıyla birlikte düşünülmelidir (Dickson et al., 2023; International Atomic Energy Agency [IAEA], 2019).

2.3. Kontrast Geri Kazanımı, Kısmi Hacim ve RC/CR Eğrileri

Görüntü kalitesini klinik olarak anlamlı kılan metriklerin merkezinde, lezyon-benzeri hedeflerin kontrastının ne ölçüde geri kazanıldığı yer alır. IEC/NEMA tip fantom analizlerinde kontrast geri kazanımı (veya recovery coefficient)

hedef boyutuna göre değişir. Bu, kısmi hacim etkisinin ölçümsel karşılığıdır. Bu nedenle RC/CR eğrileri hem sistemin çözünürlük kapasitesini hem de yeniden yapılandırmanın kontrastı ne pahasına yükselttiğini sayısallaştırır (Daube-Witherspoon et al., 2002; EARL, 2023).

SPECT/BT’de kantitatif performansın standardizasyonu açısından RC yaklaşımı daha da kritiktir çünkü kolimatör kaynaklı çözünürlük kaybı ve saçılma/azalım etkileri, aktivite konsantrasyonu ölçümlerinde hedef boyuta bağlı belirgin sapmalar doğurabilir. Bu nedenle RC temelli fantom değerlendirmesi, protokol optimizasyonunun ölçülebilir parametresidir (Dickson et al., 2023; IAEA, 2019).

2.4. Gürültü Metrikleri: BV , CoV_{BG} ve Gürültünün Kantifikasyona Etkisi

Gürültü, kantifikasyonun güvenilirliğini ve özellikle küçük lezyon saptanabilirliğini doğrudan etkiler. NEMA çerçevesinde arka plan gürültüsü, tipik olarak arka plan ilgi bölgelerindeki (Region of Interest, ROI) arka plan değişkenliği (background variability) veya bunun değişim katsayısı olarak ifade edilen CoV_{BG} ile temsil edilir (Daube-Witherspoon et al., 2002). Bu metrik, kontrast toparlanımı (contrast recovery, CR) veya toparlanım katsayısı (recovery coefficient, RC) ile birlikte raporlandığında, yeniden yapılandırmanın sağladığı kontrast artışının gürültü maliyeti daha görünür hâle gelir (Daube-Witherspoon et al., 2002). Bu nedenle kalite değerlendirmesinde tek başına yüksek kontrast hedeflemek yerine, klinik göreve uygun kabul edilebilir CoV_{BG} bandı içinde kalacak şekilde optimizasyon yapılması önerilir (Boellaard et al., 2015; EARL, 2023).

2.5. Kantifikasyon Metrikleri: SUV/SUL ve Türevleri

PET’te klinik kantifikasyonun omurgası SUV/SUL metrikleridir. Bu metriklerin tanımı ve raporlama standardizasyonu, merkezler arası karşılaştırılabilirlik açısından kritik olduğundan prosedür kılavuzlarında açık biçimde tarif edilir (Boellaard et al., 2015; Boellaard et al., 2025). Özellikle gürültüye duyarlılık açısından SUV_{max} (tek vokselle maksimumu) ile SUV_{peak}/SUL_{peak} (sabit hacimde ortalama) arasında ölçümsel stabilite farkı bulunduğundan, yanıt değerlendirme ve çok merkezli uyum hedeflerinde daha kararlı metriklerin seçilmesi gerekir (Boellaard et al., 2025; EARL, 2023).

SPECT/BT’de ise kantifikasyon metrikleri, mutlak aktivite konsantrasyonu ve/veya RC düzeltmeleri üzerinden tanımlanır. Bu nedenle SPECT kantifikasyon performansı SUV benzeri tek bir sayıdan ziyade, fantom temelli doğrulama

ve düzeltme zincirinin tutarlılığı ile tanımlanmalıdır (Dickson et al., 2023; IAEA, 2019).

2.6. Tekrarlanabilirlik, Karşılaştırılabilirlik Ve Harmonizasyon Metrikleri (EARL perspektifi)

Klinik izlem ve çok merkezli veri birleştirme senaryolarında hedef, tek bir taramada iyi görüntüden öte; zaman içinde kararlı ve merkezler arasında değiştirilebilir ölçümler üretebilmektir. EARL akreditasyon yaklaşımı bu amacı; IEC/NEMA fantomu üzerinden ölçülen RC/CR ve gürültü profillerini hedef bantlarla tanımlayarak, belirli edinim-yeniden yapılandırma kombinasyonlarının uyumlu kalmasını sağlayacak şekilde yapılandırır (EANM Forschungs GmbH [EARL], 2023). Bu nedenle hibrit kalite metrikleri, rutin klinik üretimde de periyodik fantom ölçümleriyle izlenmeli; metriklerin hedef aralıklardan sapması, protokol veya sistem performansında değişime işaret eden erken uyarı olarak değerlendirilmelidir (EARL, 2023; Koole et al., 2023).

2.7. Hibrit Koregistrasyon Doğruluğu: Kalite Metriklerinin “Geometrik” Bileşeni

Hibrit görüntülemeye koregistrasyon doğruluğu, yalnız anatomik lokalizasyonu değil BT/MR tabanlı azalım düzeltmesi üzerinden PET/SPECT kantifikasyonunu da etkileyen geometrik bir kalite bileşenidir. Özellikle solunum hareketi, hasta pozisyon farkı ve BT/MR'nin anlık yakaladığı faz ile emisyon verisinin zaman ortalaması arasındaki uyumsuzluk hem artefakt hem de bölgesel SUV sapması üretebilir (IAEA, 2014; AAPM, 2019). Bu nedenle koregistrasyon hatasına duyarlı bölgelerde kalite değerlendirmesi, kantitatif metrik yorumuyla birlikte ele alınmalıdır.

3. Görüntü Optimizasyonu

Hibrit görüntülemeye optimizasyon, tek bir evrensel en iyi protokol tanımlamaktan ziyade; belirli bir klinik görev (lezyon saptama, evreleme, tedavi yanıtı izlemi, kantitatif takip, dozimetri vb.) için ölçülebilir performans uç noktalarını hedefleyerek, hasta dozu ve toplam inceleme süresini makul ölçüde elde edilebilecek en düşük düzeyde tutan (As Low As Reasonably Achievable, ALARA) çok parametrelili bir karar sürecidir (Boellaard et al., 2015; American Association of Physicists in Medicine [AAPM], 2019). Bu çerçevede iyi görüntü yalnız görsel beğeni ile değil standardize kalite kontrol göstergeleri ve kantitatif çıktının güvenilirliği ile tanımlanır (AAPM, 2019; National Electrical Manufacturers Association [NEMA], 2018).

Optimizasyonun omurgası, klinik hedeflerle teknik kısıtların açık biçimde eşleştirilmesidir. İlk adım, klinik görevin hangi ölçülebilir metriklerle temsil edileceğinin belirlenmesidir. Küçük lezyon saptanabilirliğinde kontrast–gürültü dengesi ve uzaysal çözünürlük öne çıkarken, tedavi yanıtı izlemi ve çok merkezli karşılaştırmalarda kantitatif doğruluk/tekrarlanabilirlik ve zaman periyodu boyunca kararlılık daha kritik hale gelir. Hasta dozimetrisi gibi uygulamalarda ise mutlak aktivite kantifikasyonunun izlenebilirliği ve doğrulanabilirliği temel performans kriteri haline gelir (Boellaard et al., 2015; Dewaraja et al., 2013; Ljungberg et al., 2016). İkinci adım, kısıtların netleştirilmesidir. PET enjekte aktivitesi ve BT dozu, toplam çekim süresi (yatak başı süre, MR sekans süresi), hasta konforu ve hareket riski, cihazın sayım-hızı/ölü-zaman sınırları, ayrıca merkezler arası uyum gereksinimi optimizasyonun sınır koşullarını belirler (AAPM, 2019; NEMA, 2018). Bu nedenle optimizasyon çoğu zaman bir uyum problemidir. Daha yüksek sayım istatistiği gürültüyü azaltabilir ancak belirli bir noktadan sonra sayım-hızı kısıtları, ölü-zaman, saçılma kesri ve hareket artefaktı gibi doğrusal olmayan etkiler nedeniyle beklenen fayda sınırlanabilir.

Bu karar süreci pratikte dört teknik bileşenin birlikte yönetilmesiyle yürütülür.

- 1) Bilgi edinme (PET/SPECT’te sayım istatistiği, BT/MR’de sinyal istatistiği ve örnekleme)
- 2) Düzeltme zinciri (zayıflama, saçılma, ölü-zaman, normalizasyon ve sistem yanıtı)
- 3) Yeniden yapılandırma (iterasyon–subset, filtreleme v.b)
- 4) Hasta kaynaklı değişkenler (hareket/solunum, metal/kontrast etkileri, glukoz ve uptake zamanı gibi) (Boellaard et al., 2015; Dickson et al., 2023).

PET bileşeninde optimizasyonun başlangıç noktası, klinik pratikte görüntü kalitesinin birincil belirleyicisi olan toplam sayım istatistiğinin yönetilmesidir. Bu hedef, enjekte edilen aktivite miktarı ile yatak başına edinim süresinin birlikte seçimiyle sağlanır (Boellaard et al., 2015). Sabit süreli bilgi toplama, farklı vücut kalınlıklarında gürültü düzeyini heterojenleştirebildiğinden; kilo/vücut kitle indeksi veya hedef gürültü temelli protokoller daha rasyonel bir standardizasyon yaklaşımı sunar (Boellaard et al., 2015). Sistem teknolojisi bu dengeyi doğrudan etkiler. TOF bilgisinin yeniden yapılandırmaya dahil edilmesi, özellikle kilolu hastalarda gürültüyü azaltarak aynı görüntü kalitesi için daha kısa edinim süresi veya daha düşük enjekte aktivite olanağı sağlayabilir. Bu nedenle TOF kapasitesi ve sistem duyarlılığı, protokol tasarımıyla serbestlik derecesi olarak değerlendirilerek aktivite–süre seçimi hedef metrikler korunacak şekilde yeniden ölçeklenmelidir (Kaalep et al., 2018; NEMA, 2018). Bununla

birlikte enjekte edilen aktiviteyi artırmak her zaman doğrusal kazanç üretmez. Saçılma kesri ve ölü-zaman etkileri nedeniyle belirli bir noktadan sonra etkin sayım penceresinin dışına çıkılabilir. Dolayısıyla PET optimizasyonu daha çok aktivite değil, cihazın sayım-hızı karakteristiği içinde kalarak etkin sayımı maksimize etmeyi hedefleyen bir seçimdir (AAPM, 2019; NEMA, 2018). Yeniden yapılandırma tarafında ise düzenleme gücü (örn. penalize edilebilirlik yaklaşımlarında/BSREM'de β benzeri parametreler (Teoh et al., 2015)) görüntü dokusunu ve küçük lezyon kontrastını doğrudan değiştirdiğinden klinik amaçla tutarlı seçilmeli; seri takip veya çok merkezli kullanımda görsel tercih yerine standardize kantitatif performans penceresinin korunması esas alınmalıdır (Boellaard et al., 2015; EANM Forschungs GmbH [EARL], 2023).

BT bileşeninde optimizasyon, BT'nin hibrit sistemde üstlendiği göreve göre değişir. Yalnız azalım düzeltilmesi amaçlı BT, lokalizasyon/füzyon amaçlı düşük-orta doz BT ve tanısal BT birbirinden farklı hedefler taşır ve aynı parametre setiyle yönetilmemelidir (AAPM, 2019; Vali et al., 2021). BTAC için ana hedef, PET/SPECT kantifikasyonunu bozmayacak yeterli azalım haritasını en düşük makul BT dozu ile üretmektir ancak aşırı agresif doz düşürme HU gürültüsünü ve artefaktları artırarak azalım haritasını bozabilir. Bu nedenle BTAC'de en düşük doz yaklaşımı, artefakt kontrolü ile birlikte değerlendirilmelidir (AAPM, 2019; Vali et al., 2021). BT doz-kalite dengesinde kVp, mAs, pitch, rotasyon süresi, kolimasyon ve yeniden yapılandırma parametre seçimi birlikte rol oynar. Pediatrik hastalarda protokol, erişkin protokolünün küçültülmüş hali değil, vücut boyutu-temelli hedefler ve pediatrik kılavuzlarla uyumlu yaklaşımlar ile yapılandırılmalıdır (Vali et al., 2021). Metal implantlar veya yoğun kontrast maddeler BT'de artefakt üreterek BT-AC haritasını bozabilir ve PET/SPECT'te bölgesel sapmalara yol açabilir. Bu nedenle riskli klinik senaryolarda BT-AC için ayrı bir bilgi edinim parametre seti düşünmek veya artefakt azaltım stratejilerini protokolün parçası yapmak gerekebilir (AAPM, 2019; Vali et al., 2021).

SPECT/BT optimizasyonu, PET'e kıyasla daha belirgin şekilde kolimatör-enerji penceresi-düzeltilme zinciri etkileşimine bağlıdır ve kantitatif uygulamalarda doğruluk bileşeni daha hassastır. Bu nedenle hedef yalnız daha az gürültü değil, aynı zamanda mutlak aktivite kantifikasyonunun izlenebilirliğini güvenceye almak olmalıdır (Dickson et al., 2023; Dewaraja et al., 2013). Kantitatif SPECT'te sistem duyarlılığı/kalibrasyon faktörü (çapraz kalibrasyon), BT tabanlı azalım düzeltilmesi, saçılma düzeltilmesi ve kolimatör-dedektör yanıt modellemesi ile yeniden yapılandırma parametreleri birlikte ele alınır. Bu bileşenlerden herhangi birindeki sapma, aktivite recovery ve arka plan değişkenliği üzerinden ölçülebilir kantitatif performansı bozar (Dickson et al., 2023; Ljungberg et al., 2016). Bu nedenle SPECT/BT'de optimizasyon, bilgi edinimden yeniden yapılandırmaya kadar uçtan uca tanımlı bir protokol

ve bu protokolün kantitatif hedeflere göre doğrulanması ile tamamlanmalıdır (Dickson et al., 2023).

PET/MR optimizasyonunda kritik nokta, MR tabanlı attenuasyon düzeltilmesinin (MRAC) doku sınıflaması/segmentasyonu ve distorsiyon/artefakt duyarlılığı nedeniyle PET kantifikasyonunda hataya neden olabilmesidir. Bu nedenle MRAC'nin doğrulanmasına yönelik kontroller (örn. referans BT-AC karşılaştırmaları, artefakt kontrol listeleri, coil/implant etkilerinin yönetimi) optimizasyonun ayrılmaz parçası olarak ele alınmalıdır (Canata, 2020). Ayrıca uzun MR sekansları hareket riskini artırabileceğinden, klinik amaca uygun sekans seçimi ve hareket yönetimi PET-MR hizalamasını ve PET kantitatif kararlılığını doğrudan etkiler (Canata, 2020). PET/MR'de en yüksek MR çözünürlüğü hedefi, tek başına optimizasyon kriteri değildir. Klinik amaç ve PET kantifikasyon güvenilirliği, süre/hareket riskiyle birlikte dengelenmelidir (Canata, 2020).

Optimizasyonun son ve vazgeçilmez aşaması doğrulama, kalite kontrol ve harmonizasyondur. Protokoldeki her anlamlı değişiklik (aktivite-süre, yeniden yapılandırma parametresi, BT-AC yaklaşımı, MRAC yöntemi vb.) ölçülebilir metriklerle doğrulanmalı; bazal performans ve zaman içi kararlılık, standardize test çerçeveleriyle izlenmelidir (NEMA, 2018; AAPM, 2019). Çok merkezli veya seri takip senaryolarında yeniden yapılandırma ve kantifikasyon penceresinin korunması için EARL benzeri harmonizasyon hedefleri belirleyici olabilir. Ancak özellikle PET/MR'de MRAC kaynaklı olası sapmaların akreditasyon sınırları dışında kalabileceği göz önünde bulundurularak yerel QA/QC ile ayrıca yönetilmesi gerekir (EARL, 2023). Sonuç olarak optimizasyon; bilgi edinme-düzeltilme-yeniden yapılandırma-hasta faktörleri arasında kurulan, hedef metriklerle tanımlanan ve QA/harmonizasyon ölçümleriyle kanıtlanan çok parametrelili bir mühendislik problemidir (Boellaard et al., 2015; AAPM, 2019; Dickson et al., 2023).

4. Sonuç

Bu bölümün temel sonucu, hibrit görüntülemelerde görüntü kalitesi ve kantitatif doğruluğun tek bir parametreyle değil; donanım, bilgi edinme, düzeltilme-yeniden yapılandırma zinciri ve kalite kontrol/kalite güvencesinin birlikte yönetildiği bütüncül bir sistem yaklaşımıyla sağlanabildiğidir. Klinik amaç (ör. lezyon saptama, tedavi yanıtı izleme, çok merkezli karşılaştırma) net tanımlanmadığında, görsel olarak iyi görüntünün her zaman güvenilir kantifikasyon anlamına gelmediği; tersine, kantitatif kararlılık için ölçülebilir hedef metrikler ve standardize raporlama gerekliliği ortaya çıkmaktadır. Bu nedenle optimizasyon, tek bir evrensel protokol arayışından çok, klinik göreve

göre seçilmiş hedef metrikleri sağlayan parametre setinin sürdürülebilir biçimde korunması olarak ele alınmalıdır.

Literatürde çok merkezli kantifikasyonun başarısı; standardize bilgi edinim-yeniden yapılandırma parametreleri, fantom temelli doğrulama ve çapraz-kalibrasyon zinciri ile ilişkilendirilmekte; bu yaklaşımın özellikle tedavi yanıtı ve takip çalışmalarında ölçümler arası sapmayı azalttığı gösterilmektedir. Benzer şekilde uluslararası harmonizasyon çerçeveleri, sistemler arası farklılıkların tamamen yok edilemeyeceğini ancak önceden tanımlı kabul aralıklarında tutulabileceğini vurgular. Bu bölümde sunulan çerçeve, söz konusu yaklaşımı hibrit sistemlerin özelinde hata kaynaklarıyla birlikte ele alarak genişletmektedir.

Bu alandaki başlıca kısıtlar; cihazlar arası donanımsal farklılıklar, yazılım/yeniden yapılandırma sürüm değişiklikleri, eksik veya heterojen protokol verisi, hastaya bağlı değişkenlerin (hareket, hareket, fizyolojik değişkenlik) tam temsil edememesidir. Ayrıca kantitatif çıktılarda belirsizliğin önemli bir kısmı yalnızca görüntüleme zincirinden değil; doz kalibratörü ölçümündeki sapmalar ve görüntü üzerindeki bölge seçimi gibi süreç değişkenlerinden de kaynaklanabilmektedir.

Bu nedenle ileride benzer çalışmalar yapacaklar için şu öneriler öne çıkmaktadır. Klinik amacı ve hedef metrikleri çalışmanın başında netleştirerek protokol serbestlik derecesini sınırlamak, bilgi edinim ve yeniden yapılandırma parametrelerini net bir şekilde raporlamak ve sürüm değişikliklerini kayıt altına almak, çapraz-kalibrasyonu düzenli aralıklarla doğrulamak ve fantom ölçümelerini referans izlem olarak kullanmak, hareket yönetimini (solunum, hasta hareketi) protokolün ayrılmaz parçası yapmak, foton azalım düzeltmesinin doğruluğunu özellikle metal/implant ve manyetik rezonans segmentasyon hataları açısından sistematik kontrol etmek, belirsizlik kaynaklarını standart bir kontrol listesi ile raporlamak gerekir. Bu yaklaşım, hem tek merkezde zaman içi kararlılığı hem de çok merkezli çalışmalarda karşılaştırmaları güçlendirerek hibrit görüntülemenin klinik karar destek değerini artıracaktır.

Kaynaklar

- American Association of Physicists in Medicine. (2019a). PET/CT acceptance testing and quality assurance (AAPM Report No. 126). Alexandria, VA: Author.
- American Association of Physicists in Medicine. (2019b). Performance evaluation of computed tomography systems (AAPM Report No. 233). Alexandria, VA: Author.
- American College of Radiology, American College of Nuclear Medicine, Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging, & Society for Pediatric Radiology. (2021). ACR–ACNM–SNMMI–SPR practice parameter for performing FDG-PET/CT in oncology (Revised 2021, Resolution 20).
- Boellaard, R. (2009b). Standards for PET image acquisition and quantitative data analysis. *Journal of Nuclear Medicine*, 50(Suppl 1), 11S–20S.
- Boellaard, R., Delgado-Bolton, R., Oyen, W. J. G., Giammarile, F., Tatsch, K., Eschner, W., ... Krause, B. J. (2015). FDG PET/CT: EANM procedure guidelines for tumour imaging: Version 2.0. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 42(2), 328–354.
- Boellaard, R., Herrmann, K., Barrington, S. F., Cranston, I., Mottaghy, F. M., Hoekstra, C. J., Verzijlbergen, F. J. (2025). [18F] FDG PET/CT: EANM procedure guidelines for tumour imaging. *The EANM Journal*, 1, 100006.
- Catana, C. (2020). Attenuation Correction for Human PET/MRI Studies. *Physics in Medicine & Biology*
- Daube-Witherspoon, M. E., Karp, J. S., Casey, M. E., DiFilippo, F. P., Hines, H., Muehllehner, G., Simcic, V., Stearns, C. W., Adam, L., E., Kohlmyer, S., Sossi, V. (2002). PET performance measurements using the NEMA NU 2-2001 standard. *Journal of Nuclear Medicine*, 43(10), 1398–1409.
- Dewaraja, Y. K., Ljungberg, M., Green, A. J., Zanzonico, P. B., Frey, E. C., Bolch, W. E., Brill, A. B., Dunphy, M., Fisher, D. R., Howell, R. W., Meredith, R. F., Sgouros, G., Wessels, B. W. (2013). MIRD pamphlet No. 24: Guidelines for quantitative ¹³¹I SPECT in dosimetry applications. *Journal of Nuclear Medicine*, 54(12), 2182–2188.
- Dickson, J. C., Armstrong, I. S., Minguez Gabiña, P., Denis-Bacelar, A. M., Krizsan, A. K., Gear, J. M., Van den Wyngaert, T., de Geus-Oei, L.-F., & Herrmann, K. (2023). EANM practice guideline for quantitative SPECT-CT. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 50, 980–995.
- EANM Forschungs GmbH. (2023). EARL PET/CT Accreditation User Manual (Version 4.2, May 2023). Vienna, Austria: EANM Forschungs GmbH.
- Heathcote, A., Wareing, A., & Meadows, A. (2010). CT instrumentation and principles of CT protocol optimisation. In P. Hogg & G. Testanera

- (Eds.), Principles and practice of PET/CT: Part 1: A technologists' guide. Vienna, Austria: European Association of Nuclear Medicine.
- Hogg, P., & Testanera, G. (2010). EANM technologists' guide: Principles and practice of PET/CT. Vienna, Austria: European Association of Nuclear Medicine.
- International Atomic Energy Agency. (2014). PET/CT atlas on quality control and image artefacts (IAEA Human Health Series No. 27; STI/PUB/1642). Vienna, Austria: IAEA.
- International Atomic Energy Agency. (2019). SPECT/CT atlas of quality control and image artefacts (IAEA Human Health Series No. 36; STI/PUB/1860). Vienna, Austria: IAEA.
- Kaalep, A., Sera, T., Oyen, W., Krause, B. J., Chiti, A., Liu, Y., & Boellaard, R. (2018). EANM/EARL FDG-PET/CT accreditation—Summary results from the first 200 accredited imaging systems. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 45(3), 412–422.
- Keereman, V., Mollet, P., Berker, Y., Schulz, V., & Vandenberghe, S. (2013). Challenges and current methods for attenuation correction in PET/MR. *MAGMA*, 26(1), 81–98.
- Kinahan, P. E., Perlman, E. S., Sunderland, J. J., Subramaniam, R. M., Wollenweber, S. D., Turkington, Lodge, M. A., Boellaard, R., Obuchowski, N.A., Wahl, R. L. (2020). The QIBA profile for FDG PET/CT as an imaging biomarker measuring response to cancer therapy. *Radiology*, 294(2), 647–657.
- Koole, M., Armstrong, I., Krizsan, A. K., Stromvall, A., Visvikis, D., Sattler, B., Nekolla, S. G., Dickson, J., EANM Physics committee. (2023). EANM guidelines for PET-CT and PET-MR routine quality control. *Zeitschrift für Medizinische Physik*, 33(1), 103–113.
- Ljungberg, M., Celler, A., Konijnenberg, M. W., Eckerman, K. F., Dewaraja, Y. K., Sjögreen-Gleisner, K., Walrand, S. (2016). MIRD Pamphlet No. 26: Joint EANM/MIRD guidelines for quantitative ^{177}Lu SPECT applied for dosimetry of radiopharmaceutical therapy. *Journal of Nuclear Medicine*, 57(1), 151–162.
- Mehranian, A., Arabi, H., & Zaidi, H. (2016). Vision 20/20: Magnetic resonance imaging-guided attenuation correction in PET/MRI: Challenges, solutions, and opportunities. *Medical Physics*, 43(3), 1130–1155.
- Middlebrooks, T. (2021). PET/CT artefacts and pitfalls (Chapter 3). In A. Pietrzak (Ed.), *EANM Technologists' Guide: Advances in PET-CT Imaging* (pp. 31–80). Vienna, Austria: European Association of Nuclear Medicine.

- National Electrical Manufacturers Association. (2018a). Performance measurements of positron emission tomographs (PET) (NEMA Standards Publication NU 2-2018). Arlington, VA: Author.
- National Electrical Manufacturers Association. (2018b). Performance measurements of gamma cameras (NEMA Standards Publication NU 1-2018). Arlington, VA: Author.
- National Electrical Manufacturers Association. (2021a). Determination of signal-to-noise ratio (SNR) in diagnostic magnetic resonance imaging (NEMA Standards Publication MS 1-2008 [R2020]). Arlington, VA: Author.
- National Electrical Manufacturers Association. (2021b). Determination of two-dimensional geometric distortion in diagnostic magnetic resonance images (NEMA Standards Publication MS 2-2008 [R2020]). Arlington, VA: Author.
- National Electrical Manufacturers Association. (2021c). Determination of image uniformity in diagnostic magnetic resonance images (NEMA Standards Publication MS 3-2008 [R2020]). Arlington, VA: Author.
- Queiroz, M. A., Wollenweber, S. D., von Schulthess, G., Delso, G., & Veit-Habibach, P. (2014). Clinical image quality perception and its relation to NECR measurements in PET. *EJNMMI Physics*, 1, 103.
- Surasi, D. S., O'Malley, J., & Bhambhani, P. (2014). 18F-FDG PET/CT patient preparation: A review of the literature. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 42(1), 5–13.
- Teoh, E. J., McGowan, D. R., Macpherson, R. E., Bradley, K. M., & Gleeson, F. V. (2015). Phantom and clinical evaluation of the Bayesian penalized likelihood reconstruction algorithm Q.Clear. *Journal of Nuclear Medicine*, 56(9), 1447–1452.
- Tsutsui, Y., Awai, K., Kidera, D., et al. (2017). Edge artifacts in point spread function-based PET image reconstruction. *EJNMMI Physics*, 4, 24.
- Vali, R., Alessio, A., Balza, R., Borgwardt, L., Bar-Sever, Z., Czachowski, M., Jehanno, N., Kurch, L., Pandit-Taskar, N., Parisi, M., Piccardo, A., Seghers, V., Shulkin, B. L., Zucchetta, P., Lim, R. (2021). SNMMI Procedure Standard/EANM Practice Guideline on Pediatric 18F-FDG PET/CT for Oncology 1.0. *Journal of Nuclear Medicine*, 62(1), 99–110.
- Van der Vos, C. S., Arens, A. I. J., Hamill, J. J., Hofmann, C., Panin, V. Y., Meuwis, A. P. W., Visser, E. P., & de Geus-Oei, L.-F. (2017). Metal artifact reduction of CT scans to improve PET/CT attenuation correction. *Journal of Nuclear Medicine*, 58(11), 1867–1872.