



PET/MR Sistemleri: PET/BT'den Ne Farkı Var?

PET/MRI Systems: What is the Difference from PET/CT?

Mustafa Demir

İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa, Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı, İstanbul, Türkiye

Öz

Pozitron emisyon tomografisi (PET) cihazları Nükleer Tıp'ın gelişmesine çok önemli katkı sağlamıştır. PET cihazlarına bilgisayarlı tomografinin (BT) ve manyetik rezonans (MR) cihazlarının bağlanması ile PET/BT ve PET/MR cihazları devreye girmiş, bu sayede aynı görüntüde hem fonksiyonel hem de anatomik bilgi edinmek mümkün olmuştur. MR'ın yumuşak doku kontrast çözümü gücünün BT'den daha yüksek olması özelliği ile tanısal görüntü kalitesinde iyileşme sağlanmıştır. Ayrıca MR'ın iyonizan radyasyon içermemesi nedeniyle hastalara verilen radyasyon dozu azaltılmıştır. Bunlara ilave olarak PET/MR'ın entegre bir sistem olması özelliği ile aksiyel, koronal ve sagittal kesit görüntüleri aynı anda alınmaktadır. PET modülünün dijital olması duyarlılığın daha yüksek olmasını sağlamış bu sayede hastaya uygulanan radyofarmasötik miktarı yaklaşık %50 oranında azaltılmıştır. Tüm bunlara karşın MR çekim süresinin BT'den uzun olması hasta sirkülasyonunu azaltmaktadır. Ayrıca PET/MR cihazlarının pahalı olması yaygın kullanım alanının genişlemesinde önemli bir engel teşkil etmektedir.

Anahtar Kelimeler: PET/MR, PET/BT, PET radyasyon dozları, PET görüntüleme, PET görüntü kalitesi

Abstract

Positron emission tomography (PET) scanners have significantly contributed to the advancement of Nuclear Medicine. The integration of PET scanners with computed tomography (CT) and magnetic resonance imaging (MRI) has led to the development of PET/BT and PET/MRI systems, enabling the acquisition of both functional and anatomical information within the same image. The higher soft tissue contrast resolution of MRI compared to CT has improved diagnostic image quality. Additionally, since MRI does not involve ionizing radiation, the radiation dose administered to patients has been reduced. Furthermore, the integrated nature of PET/MRI systems allows for the simultaneous acquisition of axial, coronal, and sagittal sectional images. The digital nature of the PET module has resulted in higher sensitivity, thereby reducing the amount of radiopharmaceuticals administered to the patient by approximately 50%. However, the longer MRI scanning time compared to CT decreases patient throughput. Moreover, the high cost of PET/MRI systems poses a significant barrier to their widespread adoption.

Keywords: PET/MRI, PET/BT, PET radiation doses, PET imaging, PET image quality

Giriş

PET Teknolojisindeki Gelişmeler

Fonksiyonel bir görüntüleme teknolojisi ürünü olan pozitron emisyon tomografisi (PET), biyolojik dokular hakkında hassas metabolik bilgi sağlamanın yanında biyolojik süreçler hakkında moleküler bilgi de sağlamaktadır. PET cihazlarına bilgisayarlı tomografinin (BT) entegre edilmesiyle birlikte PET/BT hibrit görüntüleme sistemleri devreye girmiş bu sayede tek

bir görüntüde hem fonksiyonel hem de anatomik bilgi edinmek mümkün olmuştur.

Günümüzde rutin olarak kullanılan PET sistemleri dedektör teknolojilerine göre iki sınıfa ayrılır. İlk model PET cihazlarını oluşturan birinci sınıfta sinyal deteksiyonu lutesyum silikat oksit (LSO) ve lutesyum yitrium silikat oksit kristal yapısı ile birlikte foton çoğaltıcı tüp (PMT) teknolojisine dayanmaktadır. Halen bu teknolojiye sahip PET cihazları tüm dünyada ve ülkemizde yaygın olarak

Yazışma Adresi/Address for Correspondence

Mustafa Demir, İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa, Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı, İstanbul, Türkiye

E-posta: demirm@iuc.edu.tr **ORCID ID:** orcid.org/0000-0002-9813-1628

Geliş Tarihi/Received: 21.08.2024 **Kabul Tarihi/Accepted:** 14.10.2024



Copyright © 2024 Yazar. Türkiye Nükleer Tıp Derneği adına Galenos Yayınevi tarafından yayımlanmıştır. Creative Commons Atıf-GayriTicari 4.0 Uluslararası (CC BY-NC 4.0) Uluslararası Lisansı ile lisanslanmış, açık erişimli bir makaledir.

Copyright © 2024 The Author. Published by Galenos Publishing House on behalf of Turkish Nuclear Medicine Society. This is an open access article under the Creative Commons AttributionNonCommercial 4.0 International (CC BY-NC 4.0) License.

kullanılmakta ve giderek artan pazar payı bulmaktadır. Bu grupta olan bir diğer teknoloji bismut germanat oksit detektör materyalli PET/BT cihazlarıdır. İkinci grup PET cihazlarında PMT yerine yarı iletken detektör teknolojisine dayanan avalans fotodiyotlar (APD) ve silikon foton çoğaltıcı fotodiyotlar (SiPM) kullanılmıştır (1). Bu detektörlere sahip PET cihazları "dijital PET" olarak bilinmektedir. Manyetik rezonans (MR) görüntüleme tekniğinin yumuşak doku kontrast çözümüleme gücünün BT'den daha iyi olması ve ayrıca MR çekimlerinin iyonizan radyasyon içermemesi gibi nedenlerden dolayı dijital PET cihazları MR ile entegre edilerek 2010 yılında ilk PET/MR sistemi klinik kullanımda devreye girmiştir. 2015 yılında tüm dünyada PET/MR sayısı 110, 2020 yılında yaklaşık 160 olmuştur (2). PET/MR cihazının ticari potansiyeli PET/BT cihazlarına kıyasla daha düşük kalmıştır. Bunda PET/MR cihazlarının fiyatının yüksek olması en önemli etkidir.

Cihaz Yapısı ve Çalışma Prensipleri

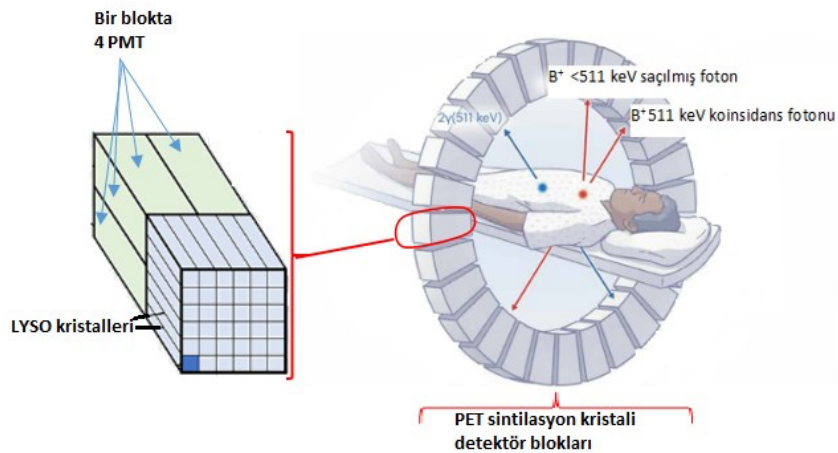
PET/BT

PET/BT cihaz yapısı, PET ve BT olmak üzere iki ayrı gantri sisteminden oluşur. Bu sistemler birbirinden ayrı olup eş zamanlı çalışmazlar. Hastanın önce BT'si çekilir, BT verileri kaydedilir. Sonra PET çekimi yapılır. PET görüntüleri, hastaya enjekte edilen radyonüklidin çekirdeklerinin bozunmasını takip eden süreçte salınan pozitron (β^+) partiküllerinin doku içinde bir elektronla (e^-) etkileşmesi sonucu oluşan anihilasyon fotonlarından elde edilir. İki yüklü tanecik radyasyonu olan pozitron-elektron çarpışmasında, kütlelerin enerjiye dönüşümü sonucunda

birbiri ile zıt yönde salınan iki tane anihilasyon (yok olma) fotonu oluşur. Bu olay PET gantrisi içinde olduğunda anihilasyon fotonları PET detektörleri tarafından algılanarak görüntüye dönüştürülür. PET/BT'de, anihilasyon fotonları kristallere çarparak sintilasyon fotonlarına dönüştürülür. Sintilasyon fotonları ise detektör bloklarının ardına bağlanan PMT içinde analog elektrik akımına dönüştürülür. Analog sinyaller daha sonra dijital verilere çevrilerek koinsidens devrelerindeki ardışık elektronik ünitelerde işlenerek görüntüye dönüştürülür (Şekil 1). BT'den elde edilen atenüasyon katsayıları aynı kesitteki PET görüntülerine yansıtılarak foton atenüasyonu düzeltilmesi yapılır.

PET/MR

MR'ın yumuşak doku kontrast çözümüleme gücü özelliğinin BT'den yüksek olması, PET/MR cihazlarının devreye girmesinde önemli bir etkidir. PET/MR cihazlarının teknik olarak PET/BT'den en önemli farklarından biri, sistemin PET ve MR komponentlerinin eş zamanlı (simultan) çalışması ve aynı anda hem PET hem de MR sinyallerini toplayabilmesidir. Bu sayede görüntüler internal organ hareketlerinden daha az etkilenmekte ve daha doğru görüntü füzyonu oluşturulabilmektedir. MR cihazına ferromanyetik cisimler yaklaştırılmadığı için PET/MR'ın PET donanımlarındaki metalik özellikte olan PMT ve diğer aksamlar tamamen farklı özelliklerdedir. Bunlardan en önemlisi PMT yerine APD veya SiPM detektörlerinin getirilmiş olmasıdır. Bu detektörler yarı iletken özellikte olup dijital PET'lerde ve dijital gama kameralarda

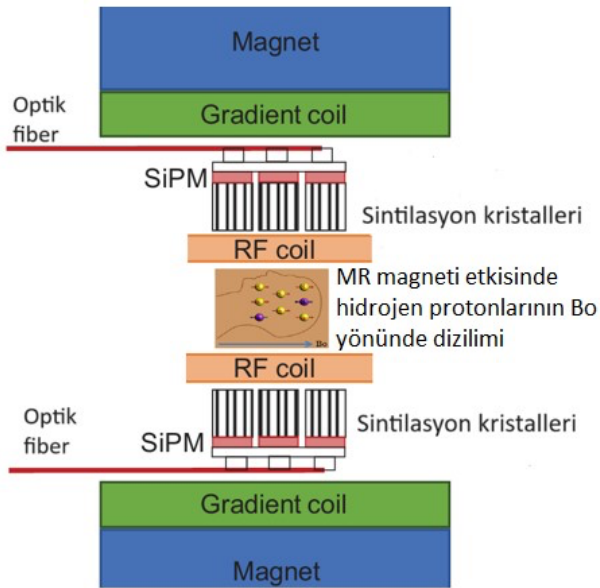


Şekil 1. PET gantri ve detektör yapısı. Solda bir detektör bloğu ve arkasında dört tane PMT. Sağda detektör bloklarının halka şeklinde dizilimi. PET gantri yapısında halkalar 3 ve daha fazla sayıda olabilir
PET: Pozitron emisyon tomografisi, PMT: Foton çoğaltıcı tüp

kullanılmaktadır. Gantri çapları değerlendirildiğinde; PET/BT 80 cm iken PET/MR'da gantri çapı 60 cm olup bu durum PET/MR için bir dezavantajdır. Bununla birlikte PET/MR'da tünel uzunluğunun daha fazla olması hasta konforu yönünden bir dezavantaj olabilir. Günümüzde hizmet veren MR görüntüleri, vücuttaki hidrojen atomu protonlarının rezonans sinyallerinden elde edilir. Hasta MR tüneli içine girdiğinde hidrojen protonları manyetik alan çizgisi doğrultusunda paralel ve antiparalel yönde dizilirler. MR çekilecek bölgeye bağlanan radyofrekans (RF) koilden gönderilen sinyaller protonları uyararak onların paralel dizilimlerini değiştirip belli bir açığa getirir. RF sinyali kesilince protonlar eski konumlarına geri dönmek üzere rezonansa girerek aldıkları enerjiyi dışarıya salarlar. Bu enerji sinyalleri RF koil tarafından algılanarak ardışık MR ünitelerine iletir. Bu sinyaller bir dizi işlemde geçirilerek MR görüntüsü elde edilir (Şekil 2).

Görüntü Kalitesi Değerlendirme Yöntemi

PET/BT görüntülerinin kalitesini ve güvenilirliğini etkileyen kritik faktörlerden biri, görüntü elde etme ve yeniden yapılandırma sürecidir. Görüntülerdeki gürültü, artefaktlar, atenüasyon düzeltmesi, kısmi hacim etkisi ve hareket artefaktları gibi çeşitli zorluklar belirsizliklere



Şekil 2. PET/MR gantri ve cihaz yapısı. Sintilasyon kristallerinin ve SiPM detektörlerin bulunduğu halkalar tüm vücut taramaya uygun olarak daha uzun yapıdadır

PET: Pozitron emisyon tomografisi, MR: Manyetik rezonans, SiPM: Silikon foton çoğaltıcı fotodiyot, RF: Radyofrekans

yol açabilir ve nicel ölçümlerin doğruluğunu etkileyebilir. Bu nedenle, PET/BT taramalarının görüntü kalitesini değerlendirmek ve optimize etmek için sağlam ve standartlaştırılmış metodolojiler geliştirilmiştir.

Son yıllarda, görüntü kalitesi fantomu gibi özel fantomların kullanımı, PET/BT sistem performansını değerlendirmek ve optimize etmek için değerli bir araç olarak önemli ölçüde dikkat çekmiştir. Bu fantom bilinen radyoaktivite konsantrasyonlarına, boyutlara ve kontrastlara sahip çeşitli donanımlar içerir, farklı klinik senaryoları simüle eder ve görüntü kalitesi parametrelerinin nicel olarak değerlendirilmesini sağlar (Şekil 3).

Görüntü kalitesi değerlendirme kriterleri arasında kontrast-gürültü oranı (CNR) özel bir öneme sahiptir. CNR, bir görüntüdeki farklı ilgi alanları arasındaki kontrastın arka plan gürültü seviyesine göre nicel bir ölçüsünü sağlar. CNR'yi analiz ederek, klinisyenler PET/BT sistemlerinin hedef lezyonları çevreleyen arka plan dokularından ayırt etme yeteneğini değerlendirebilir (3).

Fantom içindeki sıcak kürelere ve zemin aktivitesini temsil eden sıvıya belirli oranlarda PET radyofarmasötüğü doldurulur. Çekim alındıktan sonra sıcak kürelerden ve kürelerin dışındaki zeminden ilgi alanları çizilerek sayım yoğunlukları belirlenir. Bu sayımlardan eşitlik (1) kullanılarak CNR hesaplanabilir. CNR'nin yüksek olması görüntü kalitesinin iyileşmesi olarak değerlendirilir. Rose kriterlerine göre detekte edilebilen minimum boyuttaki lezyon için CNR >5 olmalıdır (4).

$$CNR = \frac{Ls - Bs}{StdBs} \dots \dots \dots (1)$$



Şekil 3. PET görüntü kalitesi fantomu. İçlerine sıvı radyonüklit doldurulabilen kürelerin iç aktif çapları sırasıyla: 10 mm, 13 mm, 17 mm, 22 mm, 28 mm ve 37 mm'dir. Fantomunun toplam hacmi 9,7 litredir

PET: Pozitron emisyon tomografisi

Burada; CNR: Kontrast gürültü oranı, Ls: Lezyon sayımı, Bs: Background sayımı, StdBs: Background sayımlarının standart sapmasıdır.

Øen ve ark. (5) 8:1 aktivite konsantrasyonunda 5 mm çaplı küre için F-18 PET/MR'da CNR=5,6 ve PET/BT'de CN=5,5 bulmuşlardır. Her iki sistemde elde edilen CNR değerlerinin birbirine yakın olduğu bildirilmiştir (5).

BT ve MR'ın PET'e Teknik Katkısı

MR'ın BT'ye göre en büyük avantajlarından biri, radyasyon içermemesi nedeniyle hastaların aşırı radyasyon dozundan endişe duymadan, özellikle tedavi izleme veya pediatrik taramalarda birden fazla tarama yapabilmesine olanak tanımasıdır. MR'ın oluşturduğu güçlü manyetik alan nedeniyle, PET ve MR'ın birbirine entegre edilmesi zorlu bir problem olmuş, bunu çözmek için birçok çaba sarf edilmiştir. Eşzamanlı PET/MR sisteminde, PET dedektörü MR cihazıyla uyumlu olacak şekilde yeniden tasarlanarak iki modalite birleştirilmiştir. Bu teknolojide yaşanan bir diğer zorluk, MR'ın elektron yoğunluğu hakkında bilgi sağlamaması ve bu bilginin atenüasyon düzeltilmesi için kullanılan foton atenüasyon katsayısına dönüştürülebilmesi olmuştur. Sonuç olarak, PET/BT kullanılarak elde edilen PET görüntüsüne kıyasla PET/MR görüntüsünün kalitesi tartışma konusu olmuştur. Bu sorunun çözümü hala tatmin edici değildir. Ana çözüm, MR görüntüsünü segmentlere ayırarak zayıflama katsayısı haritası elde etmektir. Ancak, kemikler geleneksel MR görüntülerinden doğru bir şekilde segmentlere ayırlamadığı için doğru bir foton atenüasyonu katsayısı haritası elde etmek hala endişe verici bir sorun olmaya devam etmektedir. Bununla birlikte, gelişen teknolojik çözümler sayesinde mevcut PET/MR sistemleri upgrade edilerek foton atenüasyonu problemleri de en aza indirilmiştir. Bu makalenin ilerleyen bölümlerinde PET/BT ve PET/MR atenüasyon düzeltme teknikleri daha ayrıntılı açıklanmıştır.

Dijital PET

PET/BT teknolojisinde, PET blok dedektör komponentlerinden PMT'ler metalik özelliktedir. Bu nedenle PMT'ler MR gantrisi içerisinde kullanılamaz. Bunun yerine yarı iletken malzemedan yapılmış katihal fotodetektörler kullanıma girmiştir. Yarı iletken fotodetektöre düşen bir sintilasyon elektron-hol çifti oluşturarak elektronik sinyale çevrilir. Bu şekilde oluşan sinyalin verimi PMT'lerin sinyal veriminden çok daha iyidir. Bu nedenle yeni jenerasyon PET'lerde yarı iletken fotodetektörler metalik yapıdaki klasik PMT'lerin yerini

almıştır. Bu sayede sinyal deteksiyonundaki verim artışına bağlı olarak hastaya uygulanan radyofarmasötik miktarı da azalmıştır.

Yarı iletken fotodetektörler oldukça kompakt yapıda olup her bir detektör elementi 1x1 mm²'den 5x5 mm²'ye kadar küçük boyutlu yapıda imal edilmektedir. Bu küçük boyutları sayesinde mükemmel koinsidans sinyal deteksiyonu yapabilirler. APD bazlı terimi, avalans fotodetektörün sintilasyonlarını aldığı kristal materyali ile uyumunu ifade eder. Silikon bazlı foton çoğaltıcıların çalışma voltajı eşik voltajının üzerine çıkarılırsa sinyallerin amplitüdü kristalde depo edilen enerji ile orantısız bir şekilde artmaktadır. APD bazlı detektörlerde bu durum önemli bir teknik probleme sebep olmaktadır. O nedenle detektörlere uygulanan voltaj eşik voltajın altında tutulmaktadır. Yarı iletken detektörlerin düşük çalışma voltajı, LSO kristallerin enerji piklerinin 420 nm genişliğindeki dalga boyları ve <600 psn temporal rezolüsyonu nedeniyle APD/LSO kombinasyonu *time-of-flight* (TOF) özelliğine uygun değildir. Bu nedenle ticari kullanımları sınırlı kalmıştır (6) SiPM bazlı foton çoğaltıcıların çalışma voltajı eşik voltajının üzerine çıkarılırsa sinyallerin amplitüdü kristalde depo edilen enerji ile orantılı bir şekilde artar. Bu durum kristal boyutlarının çok küçük tutulması sayesinde sinyal deteksiyonunda avantaja çevrilmiştir. Bu detektörler yüksek sinyal ve çok düşük gürültü düzeyine (S/N) sahiptirler. Temporal rezolüsyonu ~100 ps, olup oda sıcaklığında bile duyarlılıkları çok yüksek detektörlerdir (7).

Radyasyon Dozları

PET/BT'nin BT bileşeniyle ilişkili radyasyon maruziyetinin azaltılması göz önünde bulundurulduğunda MR, iyonlaştırıcı radyasyon kullanmadan anatomik bilgi sağlayabilen uygun bir alternatif olarak değerlendirilebilir. PET/MR'ın hasta açısından en önemli avantajlarından biri, benzer bir tanısal performans sunarken radyasyon maruziyetini önemli ölçüde azaltmasıdır. Martin ve ark. (8) çalışması, tüm vücut PET/BT için tahmini ortalama etkin doz 17,6±8,7 mSv olarak hesaplanırken, PET/MR için bu değer 3,6±1,4 mSv olarak belirlenmiştir. Tam doz PET/BT'den PET/MR'a geçişte %83,2 ve düşük doz PET/BT'den PET/MR'a geçişte %36,1 oranında bir azalma sağlandığı bildirilmiştir (8). Ayrıca, hastaların manyetik alanlara maruziyetinden kaynaklanabilecek potansiyel risklerin ihmal edilebilir düzeyde olduğu öne sürülmektedir. Dahası, iyonlaştırıcı radyasyon ve elektromanyetik

alanlara eş zamanlı maruziyet, lenfosit DNA'sında çift sarmal kırıklarının sinerjistik bir şekilde artmasına neden olmamıştır. PET/MR'ın pediatrik hastalarda radyasyon maruziyeti açısından PET/BT'ye göre sağladığı avantaj giderek daha fazla kabul görmektedir (9,10). Bununla birlikte, PET/MR'ın tüm bu avantajlarına rağmen, yüksek maliyeti nedeniyle her sağlık kuruluşunda kullanıma sunulması mümkün değildir; bu nedenle, çoğu klinik durumda radyasyon azaltıcı önlemlerle PET/BT'nin kullanımı ön planda kalmaktadır.

PET/BT ve PET/MR'da Foton Atenüasyonu Düzeltmesi

PET görüntülerinde, radyofarmasötik tutulumunun olduğu bölgenin anatomik lokalizasyonu ayırt etmek için BT görüntülerinden yararlanılır. PET görüntüleri üzerinde BT'nin bir diğer önemli etkisi foton atenüasyonu düzeltmesidir. PET, monoenerjistik 511 keV anihilasyon fotonlarını kullanırken, BT'deki X-ışını kaynağı 40 keV ile 140 keV arasında geniş bir enerji spektrumuna sahip fotonlar yayar. Bu durum, BT zayıflatma faktörlerinin PET verileriyle kullanımında iki potansiyel zorluk sunar. İlk sorun, PET ve BT arasındaki foton enerjileri arasındaki büyük farktır; ikinci sorun ise monokromatik ve geniş bant enerji spektrumları arasındaki farktır. BT'den gelen düşük X-ışını enerjilerinin geçtikleri dokulardaki soğurulma oranları ile PET radyofarmasötiklerinden gelen 511 keV enerjili anihilasyon fotonlarının aynı dokulardaki soğurulma oranları birbirinden farklıdır. Bu iki farklı enerjiyi birbirine uyarlamak için yapılan çalışmalardan olumlu sonuçlar alınması üzerine PET görüntülerinin foton atenüasyonu düzeltmelerinde BT rutin uygulamaya girmiştir (11).

Hasta dokusunun neden olduğu atenüasyon düzeltmesi, PET/BT incelemelerinde nispeten basittir çünkü kontrast madde kullanılmadan yapılan tüm vücut BT taramaları incelemenin ayrılmaz bir parçasıdır. BT taramaları (yaklaşık 100 kVp verileri), çift doğrusal bir fonksiyon kullanılarak PET için 511 kVp'de bir atenüasyon haritasına kolayca dönüştürülebilir ve bu daha sonra hastanın foton atenüasyonu düzeltmesinde kullanılarak PET görüntülerinin yeniden yapılandırma algoritmasına entegre edilebilir (12). Öte yandan, MR foton zayıflaması hakkında bilgi vermez, daha ziyade doku proton yoğunlukları ve manyetik relaksasyon süreleri hakkında bilgi sağlar. Bu nedenle atenüasyon haritası MR görüntüsü üzerinden doğrudan elde edilemez, bu durum hidrojen iyonu yoğunluğu ve hidrojen protonlarının relaksasyon süresi ile ilişkilidir. Buna bağlı olarak, foton atenüasyonu

düzeltilmesi PET/MR için bir zorluktur. Özellikle, kemik ve hava en yüksek ve en düşük foton atenüasyonu katsayılarına sahip olmalarına rağmen MR görüntülerinde benzer düşük sinyal yoğunluğu ile görünürler. Bu nedenle, PET/MR'da zayıflama düzeltmesi, MR sinyal yoğunluklarının foton atenüasyonu katsayılarının ampirik değerlerine dolaylı olarak da voxel-by-voxel atamasına dayanmaktadır (13).

Günümüzde, PET/MR için foton atenüasyonu düzeltmeleri genellikle atlas tabanlı, segment tabanlı, transmisyon tabanlı veya emisyon tabanlı olarak bilinen yöntemlere dayanır. Bununla birlikte yapay zeka kullanan PET/MR foton atenüasyonu düzeltme yöntemleri de devreye girmiştir. Atlas tabanlı yöntem, atenüasyon haritası elde etmek için MR görüntüsünü bir MR/BT veri seti atlası ile eşleştirmek için genellikle bir desen tanıma algoritması kullanır. Bu yöntem sürekli bir atenüasyon katsayısı sağlar ve ek çekim süresi gerektirmez. MR bobinindeki foton zayıflaması da göz ardı edilir. Segment tabanlı yöntem, zayıflama düzeltmesi için PET/MR'da en yaygın kullanılan yöntemdir. MR görüntüsü, karşılık gelen deneysel atenüasyon katsayılarını atamak için farklı organlarda farklı segmentlere ayrılır, bu nedenle doğru bir zayıflama haritasının en az beş dokuyu segmentleyebilmesi gerekir. Bunlar hava, akciğerler, yumuşak dokular, süngerimsi kemik ve kortikal kemiktir. Kortikal kemik ile hava arasındaki segmentasyon bu yöntemin en önemli zorluğudur. Dixon tabanlı yöntemde kortikal kemik göz ardı edilir ve yumuşak doku atenüasyon katsayısı atanır. Andersen ve ark. (14), kortikal kemiğin göz ardı edilmesinin kemik bölgelerinde %31'e varan hatalara yol açtığını kanıtlamıştır. Transmisyon tabanlı yöntemde görüntüleme alanı içinde sabit bir pozitron yayan radyoaktif kaynak kullanır. Hasta çekimi ile eş zamanlı alınan bu transmisyon görüntüleri foton atenüasyon haritasını elde etmek için kullanılır. Mollet ve ark. (15), sabit halka şeklinde transmisyon kaynağı kullanan bir yöntem tanıtmışlardır. Bu yöntem atlas tabanlı ve segment tabanlı foton atenüasyonu düzeltmesi ile ilgili çoğu problemi çözmektedir. Yöntem, transmisyon sinyalini çekim sinyalinden ayırt etmek için TOF verilerinden yararlanır, bu da TOF teknolojisine sahip olmayan PET/MR sisteminin uygunsuzluğuna yol açar (15). Emisyon tabanlı yöntem, bir PET taramasından aynı anda radyotraser dağılımını ve atenüasyon haritasını oluşturur. Bu yöntemin ana sorunu, emisyon ve transmisyon arasındaki çapraz etkileşme nedeniyle atenüasyon haritasının gürültülü

olmasıdır. Yapay zeka ile atenüasyon düzeltme yöntemi son yıllarda uygulama alanı bulmuş ve önemi giderek artmaktadır. Bu derin öğrenme yaklaşımı, beyin içindeki BT tabanlı standart ile karşılaştırıldığında, mevcut MR görüntüleme tabanlı zayıflama düzeltme yaklaşımlarına kıyasla PET rekonstrüksiyon hatasını azaltmıştır (16-18).

PET/BT ve PET/MR Teknik Özelliklerinin Karşılaştırması

PET cihazları için belirlenmiş olan *National Electrical Manufacturers Association* (NEMA) testleri cihazların fabrika çıkışında yapılan, kullanıcıya getirildiğinde yapılan ve periyodik aralıklarla yapılması gereken testler olup genellikle akseptans (kabul) testleri olarak bilinir. NEMA hangi fantomların kullanılması gerektiğini ve testlerin nasıl yapılması gerektiği belirler fakat sonuç vermez. Testler sonunda elde edilen sonuçların üreticinin kriterlerine göre değerlendirilmesini önerir.

Bu bölümde, İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa, Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda bulunan GE marka PET/BT ve GE marka Signa PET/MR cihazlarının F-18 florodeoksiglukoz (FDG) ile gerçekleştirilen NEMA test sonuçları verilmiştir (Tablo 1) (19,20). Monte Carlo simülasyon çalışmasında 3 Tesla PET/MR'da Ga-68 için merkezde ölçülen uzaysal rezolüsyon 3,94 mm, F-18 FDG için 2,69 mm olarak bildirilmiştir (21). Uzaysal rezolüsyon değerleri her iki cihazda birbirine yakın bulunmuştur. Görüntü kalitesi kantifikasyonlarında yine PET/MR üstünlüğü dikkat çekmektedir. Gürültü eşdeğeri sayım hızı

değerleri ve bir diğer NEMA testi olan sayım kayıplarını düzeltme oranları da birbirine yakın bulunmuştur. PET komponenti dijital olan PET/MR sisteminin duyarlılığı PET/BT'den 2,51 kat daha yüksektir. Bu özellik sayesinde PET/MR'da kullanılan F-18 FDG aktivitesi de yaklaşık aynı oranda azaltılmaktadır. Bu durum PET radyofarmasötiklerinden kaynaklanan radyasyon dozunu aynı oranda azaltmaktadır.

Sonuç

PET/MR, dijital PET özelliklerine sahip olduğu için daha az miktarda radyofarmasötik kullanılmaktadır. Ayrıca MR'dan kaynaklanan radyasyon dozu maruziyeti olmadığı için hastalara verilen radyasyon dozu önemli oranda azalırken kullanıcının da daha az radyasyon dozu alması önemli bir avantajdır. Görüntü kalitesi bakımından PET/MR ile PET/BT sistemleri eşdeğer özellikler sunmaktadır. Bununla birlikte entegre sistem olması nedeniyle MR çekiminin uzun sürmesine bağlı olarak hasta sirkülasyonu PET/BT'den daha düşük kalmaktadır. Bu durum işletim maliyetini artıran önemli bir unsurdur. Ayrıca PET/MR cihazlarının PET/BT'den daha pahalı olması önemli bir dezavantajdır. Bununla birlikte MR'ın yumuşak doku kontrast çözümüleme gücünün BT'den yüksek oluşu ve özellikle çocuk hastaların radyasyon dozu maruziyetlerinin azaltılmasının önemli olduğu durumlarda PET/MR'ın kullanımı oldukça faydalıdır.

Kaynaklar

1. Espana S, Fraile L, Herraiz J, Udias J, Desco M, Vaquero J. Performance evaluation of SiPM photodetectors for PET imaging in the presence of magnetic fields. *Nucl Instrum Methods Phys Res A*. 2010;613:308-316.
2. Currie GM, Kamvosoulis P, Bushong S. PET/MRI, part 2: technologic principles. *J Nucl Med Technol*. 2021;49:217-225.
3. Huang Y, Wang M, Jiang L, et al. Optimal clinical protocols for total-body 18F-FDG PET/CT examination under different activity administration plans. *EJNMMI Phys*. 2023;10:14.
4. Rose A. The Visual Process. In: *Vision: human and electronic*. Boston: Springer US; 1973. p. 1-27.
5. Öen SK, Aasheim LB, Eikenes L, Karlberg AM. Image quality and detectability in Siemens Biograph PET/MRI and PET/CT systems-a phantom study. *EJNMMI Phys*. 2019;6:16.
6. Vandenberghe S, Marsden PK. PET-MRI: a review of challenges and solutions in the development of integrated multimodality imaging. *Phys Med Biol*. 2015;60:R115-R154.
7. Schaart DR, Seifert S, Vinke R, et al. LaBr(3):Ce and SiPMs for time-of-flight PET: achieving 100 ps coincidence resolving time. *Phys Med Biol*. 2010;55:N179-N189.

Tablo 1. PET/BT ve PET/MR teknik özellikleri

	PET/BT	PET/MR
Duyarlılık (cps/kBq)	5,458	13,7
Uzaysal rezolüsyon (mm)		
Axial FWHM	5,14	5,02
Radial FWHM	4,42	4,34
Tangential FWHM	4,02	4,40
Görüntü kalitesi		
Kontrast	3,0	6,0
CNR	35,8	39,1
NECR	72,0 kcps da	193,4 kcps da
24,3 kBq/mL	21,9 kBq/mL	
Sayım kayıplarını düzeltme	%3,1	%3,4
Saçılmış fotonları düzeltme	%39,2	%45
PET: Pozitron emisyon tomografisi, MR: Manyetik rezonans, BT: Bilgisayarlı tomografi, FWHM: Yarı maksimumda tam genişlik, CNR: Kontrast-gürültü oranı		

8. Martin O, Schaarschmidt BM, Kirchner J, et al. PET/MRI versus PET/CT for whole-body staging: results from a single-center observational study on 1,003 sequential examinations. *J Nucl Med.* 2020;61:1131-1136.
9. Brix G, Günther E, Rössler U, et al. Double-strand breaks in lymphocyte DNA of humans exposed to [18F] fluorodeoxyglucose and the static magnetic field in PET/MRI. *EJNMMI Res.* 2020;10:43.
10. Fahey FH, Goodkind A, MacDougall RD, et al. Operational and dosimetric aspects of pediatric PET/CT. *J Nucl Med.* 2017;58:1360-1366.
11. Kinahan PE, Townsend DW, Beyer T, Sashin D. Attenuation correction for a combined 3D PET/CT scanner. *Med Phys.* 1998;25:2046-2053.
12. Burger C, Goerres G, Schoenes S, Buck A, Lonn AH, Von Schulthess GK. PET attenuation coefficients from CT images: experimental evaluation of the transformation of CT into PET 511-keV attenuation coefficients. *Eur J Nucl Med Mol Imaging.* 2002;29:922-927.
13. Beyer T, Weigert M, Quick HH, et al. MR-based attenuation correction for torso-PET/MR imaging: pitfalls in mapping MR to CT data. *Eur J Nucl Med Mol Imaging.* 2008;35:1142-1146.
14. Andersen FL, Ladefoged CN, Beyer T, et al. Combined PET/MR imaging in neurology: MR-based attenuation correction implies a strong spatial bias when ignoring bone. *Neuroimage.* 2014;84:206-216.
15. Mollet P, Keereman V, Bini J, Izquierdo-Garcia D, Fayad ZA, Vandenberghe S. Improvement of attenuation correction in time-of-flight PET/MR imaging with a positron-emitting source. *J Nucl Med.* 2014;55:329-336.
16. Liu F, Jang H, Kijowski R, Bradshaw T, McMillan AB. Deep learning MR imaging-based attenuation correction for PET/MR imaging. *Radiology.* 2018;286:676-684.
17. Krokos G, MacKewn J, Dunn J, Marsden P. A review of PET attenuation correction methods for PET-MR. *EJNMMI Phys.* 2023;10:52.
18. Chen Y, Ying C, Binkley MM, et al. Deep learning-based T1-enhanced selection of linear attenuation coefficients (DL-TECLA) for PET/MR attenuation correction in dementia neuroimaging. *Magn Reson Med.* 2021;86:499-513.
19. Demir M, Toklu T, Abuqbeitah M, et al. Evaluation of PET scanner performance in PET/MR and PET/CT systems: NEMA tests. *Mol Imaging Radionucl Ther.* 2018;27:10-18.
20. Hsu DFC, Ilan E, Peterson WT, Uribe J, Lubberink M, Levin CS. Studies of a next-generation silicon-photomultiplier-based time-of-flight PET/CT system. *J Nucl Med.* 2017;58:1511-1518.
21. Peng H, Levin CS. Study of PET intrinsic spatial resolution and contrast recovery improvement for PET/MRI systems. *Phys Med Biol.* 2012;57:N101-N115.