



Pozitron Emisyon Tomografisi/ Manyetik Rezonans Görüntüleme ve Teknik Özellikler

Positron Emission Tomography/Magnetic Resonance Imaging and Technical Aspects

Mustafa Demir

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

Öz

Pozitron emisyon tomografisi/manyetik rezonans (PET/MR) teknolojilerinin birbiri ile entegrasyonu tanısall görüntüleme teknolojisinde son 20 yılın en önemli teknik gelişmelerinden biridir. Bu makalede PET/MR teknolojilerinde simultane -eş zamanlı- çekim tekniklerinin genel prensipleri ele alındı. MR uyumlu PET detektörleri, PET ve MR detektör gantrileri ile bu sistemlerin işlevsel özellikleri, görüntü oluşturma, atenuasyon düzeltme ve görüntü işleme prensipleri anlatıldı.

Anahtar Kelimeler: PET/MR, PET/MR görüntüleme, PET/MR teknoloji

Abstract

Integrated positron emission tomography integrated by/ magnetic resonance (PET/MR) is one of the most important technical developments in the last decades. The endeavor of this article is to address up the general principle of PET/ MR technology and imaging techniques including MR imaging-compatible PET detectors, functional properties of PET/MR detector and gantry, image generation, attenuation correction, and image processing principles.

Keywords: PET/MR, PET/MR imaging, PET/MR technology

MR Uyumlu PET Detektörleri

Pozitron emisyon tomografisi/manyetik rezonans (PET/MR) görüntüleme teknolojisinde, MR'ın yüksek yumuşak-doku kontrast ayırma gücü özelliği, multiplanar çekim özelliği ve fonksiyonel görüntüleme yapabilme özellikleri PET görüntüleri ile entegre edilmiştir.

MR magnetini oluşturan gantri içinde ve çevresinde kuvvetli manyetik alan vardır. Manyetik alanın demir gibi ferromanyetik cisimleri hızla kendine çekme özelliği olduğundan PET/MR odası içinde aletlerin parçaları da dahil ferromanyetik cisim bulundurulmaz. PET/MR gantrisinin bulunduğu oda Faraday kafesi denen bakır levhalar ile izole edilerek iç ve dış manyetik etkileşimlere karşı emniyete alınır.

PET/bilgisayarlı tomografi (BT) teknolojisinde PET blok dedektör komponentlerinden foton çoğaltıcı tüpler (PMT) metalik özelliktedir. Bu nedenle metalik özellik gösteren PMT'ler MR gantrisi içinde kullanılamaz. Bunun yerine yarı iletken malzemeden yapılmış katihal fotodetektörler (SSPD) 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 hatta gama kameralarda yarıiletken fotodetektörler metalik yapıdaki klasik PMT'lerin yerini almıştır. Bu sayede sinyal deteksiyonundaki verim arttığından hastaya uygulanan radyofarmasötik miktarı da azalmıştır.

Yazışma Adresi/Address for Correspondence

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

E-posta: demirm@istanbul.edu.tr

©Telif Hakkı 2017 Türkiye Nükleer Tıp Derneği / Nükleer Tıp Seminerleri, Galenos Yayınevi tarafından yayınlanmıştır.

Katıhal detektörlerin mevcut iki çeşidi farklı firmalar tarafından imal edilen PET/MR cihazlarında kullanılmaktadır. Bunlardan birisi **avalans fotodiyotlar** (APD), diğeri **silikon foton çoğaltıcılarıdır** (SiPM). Bu detektörlerin MR uyumları araştırılmış, bir grup araştırmacı APD'lerin 9,7 teslaya (T) kadar olan manyetik alandan etkilenmediklerini (1), başka bir grup araştırmacı SiPM'lerin 7T'den etkilenmediklerini bildirmiştir (2).

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. Günümüz teknolojisindeki PET/MR cihazları düşük sıcaklıklarda muhafaza edildiklerinden termal etkinin sebep olabileceği olumsuzluklardan arındırılmışlardır.

APD Bazlı Detektörler

APD bazlı terimi avalans fotodetektörün sintilasyonlarını aldığı kristal materyali ile uyumunu ifade eder. Örneğin; APD bazlı lutesyum silikat oksit (LSO) detektörler, LSO kristalinden gelen sintilasyonları alıp dijital verilere çevirir. Silikon bazlı foton çoğaltıcıların çalışma voltajı eşik voltajının üzerine çıkarılırsa sinyallerin amplitüdü kristalde depo edilen enerji ile orantısız bir şekilde artar. 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 ps temporal rezolüsyonu nedeniyle APD/LSO kombinasyonu time-of-flight (TOF) özelliğine uygun değildir. Bu nedenle ticari kullanımları sınırlı kalmıştır (3).

SiPM Bazlı Detektörler

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 (4).

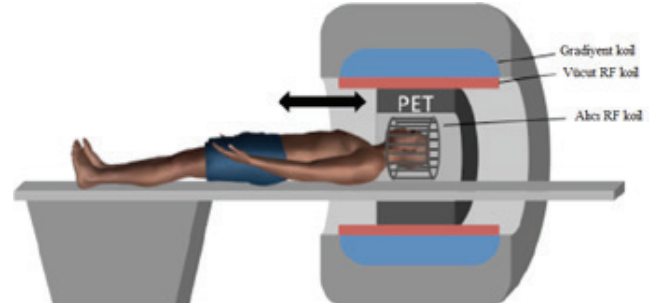
PET/MR Gantri Sistemleri

Günümüzde ardışık dizimli ve simultane -eş zamanlı çalışan PET/MR sistemleri olmak üzere iki ayrı modalite

hizmet vermektedir. Ardışık dizimli PET/MR sistemlerinin ilk tanıtımını 2010 yılında Philips firması yapmıştır. Bu sistemler ilk PET/MR olma özelliğine sahiptir. MR magneti 3T gücünde, PET sistemi TOF özelliğine sahiptir. Sistemde MR ve PET gantrileri aynı odada fakat ayrı ayrı konumlandırılmıştır. İki gantri arasında 4,2 metre mesafe bulunmakta, çekimler ayrı ayrı yapılmaktadır. Bu nedenle çekim süresi uzamaktadır.

Simultane PET/MR sistemleri ilk defa 2011'de Siemens firması tarafından, 2013 yılında da General Elektrik firması tarafından ticari olarak piyasaya sürülmüştür. Gantrinin iç tarafında PET sistemi, dış tarafında MR sistemi bulunur (Şekil 1).

Simultane çalışan mevcut PET sistemlerinde avalanche foto diyoarları ve SiPM detektör materyalleri MR güvenliği için metalik özellikten arındırılmıştır. Detektör bloklarının faydalı görüş alanı (FOV) tarafına bakan yüzeyinde sintilasyon kristalleri LSO veya LYSO detektörleri bulunur (Şekil 2).



Şekil 1. Pozitron emisyon tomografisi/manyetik rezonans gantri dizaynı

RF: Radyofrekans



Şekil 2. Solda manyetik rezonans (MR) gantri, sağda pozitron emisyon tomografisi (PET) detektörlerinin bulunduğu modül görülmektedir. PET modülü MR'daki faydalı görüş alanı içine monte edilmiştir

PET/MR gantrisinde hastadan yayılan 511 keV enerjili anihilasyon fotonları kristaller tarafından algılanarak sintilasyona dönüştürülür. Sintilasyonlar, kısa eksenleri FOV içine bakar tarzda yerleştirilmiştir. Bu nedenle FOV genişliği nispeten daralmış olmaktadır.

PET/MR Çalışma Prensibi ve PET/MR'da Görüntü Oluşturma Prensipleri

PET ve MR aynı gantri içinde olmasına rağmen görüntü oluşturma işlemi her sistem için ayrı ayrı yapılmaktadır. Fakat simultane PET/MR sistemlerinde aynı anda her iki sistem de ayrı ayrı çekim yaparak görüntü oluşturabilmektedir. Görüntüler oluşturulduktan sonra PET/BT'de olduğu gibi füzyon yapılmaktadır. Biz burada her sistemin görüntü oluşturma prensibini ayrı ayrı inceleyeceğiz.

PET'de Görüntü Oluşturma Prensibi

PET görüntüleri hastadan yayılan 511 keV enerjili anihilasyon fotonlarının deteksiyonuna dayanır. Hastaya PET görüntüleme amacıyla uygulanan radyofarmasötüğün atomları parçalandıkça pozitron (β^+) radyasyonu çıkar. Pozitron (+) yüklü beta parçacığdır. Atomdan dışarı salındığı anda belli bir enerjisi vardır. Örneğin; F-18 radyoizotopu parçalandığı anda 695 keV enerjili pozitronlar salınır. Yani salınan pozitronun hem yükü hem de kütlesi olup salındığı anda önemli de bir enerjisi vardır. F-18'den salınan pozitronlar işte bu enerji ile doku içinde 2-3 mm yol alabilirler. Doku içinde çarptığı hücrelerin atom ve moleküllerin öncelikle elektronları ile etkileşime girerler. Çünkü pozitron (+) yüklü, çarptığı elektron da (-) yüklü olup iki zıt yük birbirini çektiği için etkileşim (çarpışma) sağlanır. Çarpışan iki zıt yüklü beta partikülünün kütlesi de olduğu için bu çarpışma sonunda kütle enerjiye dönüşümü olayı gerçekleşir. Einstein'ın 1905 yılında ortaya attığı kurala göre yüksek hızla çarpışan iki kütle, birbiri ile 180 derece zıt doğrultuda yayılan iki fotona (anihilasyon fotonu) dönüşür. Bu anihilasyon fotonlarının yayılma doğrultularına konan PET detektörleri ile deteksiyon ve görüntüleme sağlanır. PET/MR sisteminin FOV'u içindeki PET detektörlerinin bulunduğu kısımda tünelin içinde tam halka 15-22 cm genişliğinde PET detektörleri bulunur. Bu sayede anihilasyon fotonları FOV içinde hangi doğrultudan gelirse gelsin detektörlere çarparak detekte edilebilmektedir.

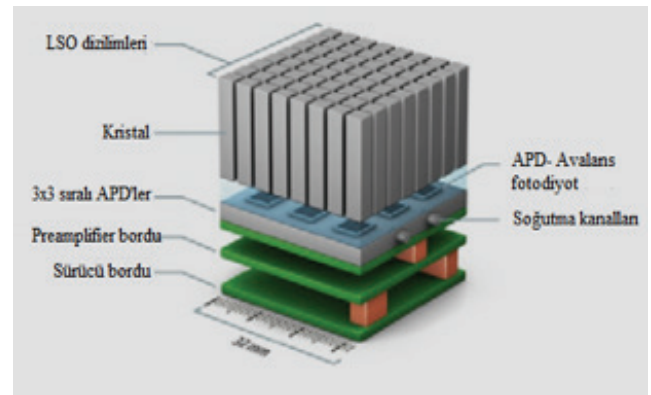
PET/MR ünitesinde anihilasyon fotonlarının ilk etkileştiği yer sintilasyon kristalidir (sintilatör). Günümüz PET/MR cihazlarında LSO veya LYSO sintilatörleri kullanılmaktadır. Anihilasyon fotonları sintilatöre

çarpınca sintilasyona dönüşerek dışarı çıkarlar. Çıktıkları yerde MR'ın manyetizmasından etkilenmeyen APD veya SiPM detektörleri vardır. Sintilasyonlar bu detektörlerde ölçülebilir elektronik sinyallere çevrilir. Bu elektronik sinyaller de daha sonraki elektronik devrelerde görüntüye dönüştürülür (Şekil 3).

PET/MR sisteminde hastanın girdiği tünelde PET görüntülerinin bulunduğu kısım 15-22 cm genişlikte olup çekim için hastanın bu bölgede 1-3 dakika çekim süresince beklemesi, daha sonra ardışık diğer vücut bölgesinin çekim için PET detektörleri önüne pozisyonlanması gerekir. Böylece her bir vücut bölgesi ardışık görüntülenerek planlanan bölgenin PET taraması yapılmış olur. Her bir yatak pozisyonunda tarama yapılırken 180 derece zıt doğrultuda salınan anihilasyon fotonları birbiri ile eş zamanlı çalışan PET detektörleri tarafından detekte edilirler. PET detektörlerinin bulunduğu FOV içinde birbiri ile eş zamanlı çalışan detektörlerinden gelen sinyaller projeksiyon görüntüleri olarak kaydedilir. Tomografi prensibinde olduğu gibi, PET projeksiyonları bilgisayarda çeşitli algoritmalar yardımı ile aksiyel tomografik kesit görüntülerine dönüştürülür. Uzun eksen görüntüleri ise bilgisayar yardımı ile sanal olarak yapılır. Bu görüntüler MR'dan gelen veya cihazın kendi yazılımından gelen atenüasyon düzeltme algoritmaları ile işlenerek görüntü düzeltmesine tabii tutulur. MR'dan gelen aynı kesit görüntüleri ile karşılaştırılarak PET/MR (füzyon) görüntüleri elde edilir.

MR'da Görüntü Oluşturma Prensibi

MR'da farklı eksen görüntüleri aynı anda oluşturulur. Bu özellik MR'ın diğer tomografi tekniklerine göre üstünlüğüdür. Görüntü oluşturmak için hastaya radyofarmasötik ya da başka bir radyoaktif ışın



Şekil 3. Pozitron emisyon tomografisi/manyetik rezonansta manyetik alandan etkilenmeyen APD sisteminin dizilimi
LSO: Lutesyum silikat oksit, APD: Avalans fotodiyotları

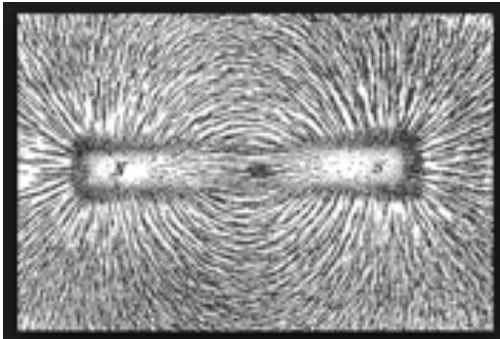
uygulamak zorunda değiliz. Bu da hastada radyasyon dozunu azaltan bir başka üstün özelliktir.

MR'da hastanın girdiği tünelin etrafını saran ve ana magneti oluşturan sargılar (koil) azot gazı ile -269 °C soğutmakta ve böylece süper iletken magnet oluşturulmaktadır. Mevcut PET/MR magnetlerinin gücü 3T'dir. Böyle güçlü magnetlerde manyetik alan çizgileri sıklaşmış olup magnetin N ve S kutupları arasındaki kısa mesafede (MR tünelinin içi) çizgiler paralel özellik kazanmış olurlar (Şekil 4). 1 cm² alan içinde 1 manyetik alan çizgisi olan magnetin gücü 1 Gaus olarak tanımlanır. Dünyanın magnetik alanı 0,5 Gaustur. 1T manyetik alan 10,000 Gaus'a eşittir. Benzer şekilde 3T=30,000 Gaus'tur. MR'da manyetik alan gücü T ile ifade edilmektedir.

Günümüz MR'larında görüntüleme tekniği hidrojen atomunun özelliklerine göre geliştirilmiştir. Hidrojen canlı vücudunda en bol bulunan elementlerdendir. Hidrojen atomunun çekirdeğinde 1 proton bulunur. Gyromanyetik sabitesi 1T gücündeki manyetik alanda 42,58 olup, MR duyarlılığı en yüksek elementtir. Yani kütle oranla en güçlü manyetik alanı oluşturan elementtir. Canlı vücudu MR tünelinin içine girdiğinde güçlü manyetik alan etkisinde kalan hidrojen protonları manyetik alan çizgileri doğrultusunda dizilim gösterirler. Protonların bazıları B₀ manyetik alan vektörü doğrultusunda, bazıları da manyetik alan vektörüne zıt doğrultuda paralel dizilim gösterirler (Şekil 5).

Şekil 6'da sağda görüldüğü gibi her iki yönde dizilenler B₀ etrafında dönerler. Saniyedeki dönüş (salınım) sayısına protonun frekansı denir. Bu durum Larmor denklemi ile tanımlanır. Larmor denklemi;

$\omega_0 = \gamma B_0$ ile bilinir. Burada γ Gyromanyetik sabit, B₀: Manyetik alan gücüdür.

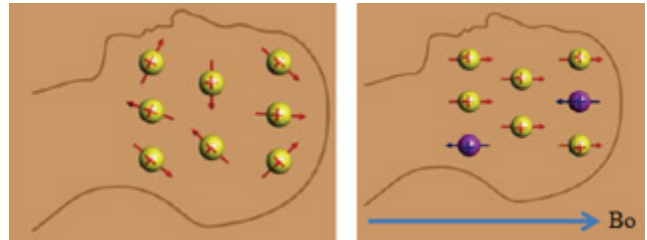


Şekil 4. Miknatısın N ve S kutupları arasındaki manyetik alan çizgileri. Manyetik alan gücü (Tesla) arttıkça çizgiler de sıklaşmaktadır. Bu özellik protonlar arasında daha fazla sayıda antiparalel dizilim sağlamakta, dolayısıyla daha güçlü manyetik rezonans sinyali elde edilebilmektedir

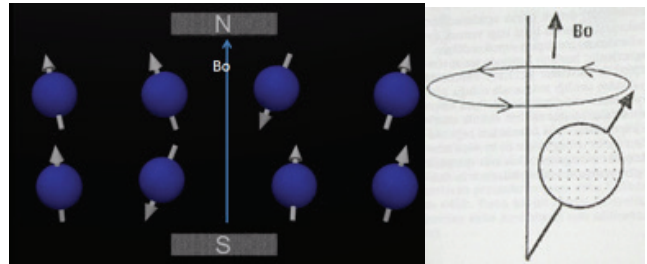
Protonun salınım frekansı arttıkça MR sinyallerinin verimi de artmakta ve böylece görüntü kalitesi iyileşmektedir. Hidrojen atomunun Gyromanyetik sabitesinin vücuttaki en yüksek atom olması nedeniyle MR teknolojisi hidrojen protonunun özelliklerine uygun geliştirilmiştir.

Radyofrekans (RF) ve Gradyent Sargılar

MR magnetinin gücü ile hidrojen protonlarının manyetik alan momenti (B₀) ekseninde paralel ve antiparalel şekilde dizilim gösterdiğini varsayalım. Bu durumdaki protonlardan hiçbir sinyal alınmaz. Sinyal alınabilmesi için protonlara bir RF puls (radyofrekans pulsu) uygulanması gerekir. RF puls uygulandığında protonlar B₀ yönünde saparlar ve *in phase* denilen konuma geçerler. Bu konum protonların paralel dizilim gösterenlerinin kendi aralarında, zıt dizilim gösterenlerin de kendi aralarında kümelenerek aynı davranış halini almaları konumudur. RF puls uygulanmaya devam ettiği sürece protonlar bu konumlarını korumakta olup rezonansa (titreşime) geçmedikleri için dışarıya sinyal yaymazlar. Sinyal alınabilmesi için RF pulsun kesilmesi



Şekil 5. Doku manyetik alan içine girdiğinde düzensiz olan (solda) protonlar manyetik alan vektörüne paralel dizilim (sağda) gösterirler. Protonlardan bazıları manyetik alan vektörü (B₀) ile aynı yönde, bazıları ise zıt yönde (sağda) dizilim gösterirler. Manyetik alan gücü arttıkça zıt dizilenlerin sayısı artar ve böylece manyetik rezonans sinyalleri de artar. Sonuçta elde edilen MR görüntülerinin kalitesi iyileşir

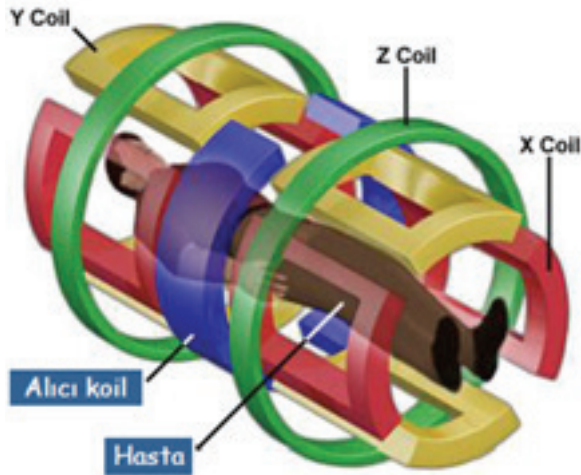


Şekil 6. Protonların B₀ manyetik alan vektörü doğrultusunda presesyon (salınım) hareketleri. Protonlar manyetik alan vektörüne tam paralel dizilmeyip belli bir açı ile (presesyon açısı) bazıları B₀ yönünde bazıları da B₀'ya zıt yönde dizilirler

gerekir. RF puls kesilince *in phase* durumu bozulacak olup *ouf of phase* konumu başlayacaktır. *Out of phase* konumundaki protonlar eski konumlarını almak için RF ile kazandıkları enerjiyi dışarıya salacaklardır. İşte bu dışarıya salınan enerji yine elektromanyetik özellikte olan rezonans sinyalleridir ve bu sinyallerin ağırlıklı olduğu MR görüntülerine T2 denir. *Out of phase* durumu ile birlikte hidrojen atomlarının protonları eski konumlarını almak ve B_0 doğrultusuna dönmek için dışarıya sinyal salarlar. Bu sinyallerin ağırlıklı olarak oluşturduğu MR görüntülerine T1 denir.

MR kesit görüntülerinin oluşturulmasında RF puls sinyalleri kullanılır. Fakat bu sinyallerin de görüntüye dönüştürülmesi için bir dizi algoritmalar uygulanması ve işlemlenmesi gerekir.

MR'ın üstün özelliklerinden birinin aynı anda farklı yönlerde ait kesit görüntüleri oluşturması olduğunu biliyoruz. Bu işlemi yapan ünite gradiyent sargılardır (gradiyent koil). Gradyent sargılar ana magnetin ön tarafında üç farklı yöndeki (x, y, z) sargılardan oluşur (Şekil 7). Bu sargılar aktif hale geçtiğinde (sargılardan akım geçirildiğinde) magnetin uzun eksenini boyunca değişen ilave bir manyetik alan oluşur. Gradyent koiller ile sağlanan bu manyetik alan, merkezde 0 (sıfır) olup merkezden bir yönde artarken diğer yönde azalarak ana magnetin homojenitesini bozar. Bu sayede vücudun değişik yerlerine farklı ek manyetik alanlar uygulanmış olur. Hangi bölgeden kesit görüntüsü alınacaksa o bölgedeki manyetik alan frekansına eşit RF uygulanır ve sadece bu bölgeden rezonans sinyalleri alındığı için o



Şekil 7. Gradyent sargılar. Ana magnetin ön tarafındaki üç farklı yöndeki sargılar olup, aktif hale getirildiklerinde ana magnetin homojenitesi uygulandıkları doğrultuda değiştirerek istenilen yöndeki kesit görüntüsünün alınmasına olanak sağlar

bölgenin kesit görüntüsü oluşturulur. Burada uygulanan RF puls bandının genişliği kesit kalınlığını belirler. Bu işlemlerden sonra elde edilen kesit görüntüsünde hangi sinyalin nereden geldiği belli değildir. Kesit görüntüsü içindeki voksellere satır doğrultusunda faz kodlama frekansı, sütun doğrultusundaki voksellere de frekans kodlama sinyalleri uygulanarak voksel bazında sinyal ayırımı yapılabilir. Bu faz ve frekans sinyalleri yine gradiyent koiller vasıtasıyla uygulanmaktadır. MR'da faz kodlama işlemi RF bitiminden hemen önce, frekans kodlama işlemi de tüm sinyal alımı kaydı sırasında yapılmaktadır.

PET/MR'da Atenüasyon Düzeltme Algoritmaları

PET çekimlerinde görüntü kalitesini olumsuz yönde etkileyen faktörlerin en önemlisi hastadan salınan fotonların atenüasyonu ve saçılmasıdır (5,6). 511 keV enerjili annihilasyon foton deteksiyonunda tanınal doğruluk için PET görüntülerinde atenüasyon düzeltilmesinin yapılması gereklidir. MR koilleri PET'den gelen fotonları önemli oranda zayıflattığı ve artefakt yarattığı için MR'ın doğrudan atenüasyon düzeltilmesi yapabildiğini imkansızlaştırmaktadır (7).

PET/BT'de PET görüntülerindeki atenüasyon düzeltilmeleri BT'de hastadan doğrudan elde edilen görüntüler üzerinde düzeltilmektedir. PET/MR'da hem hastanın kendi MR görüntülerinden hem de BT görüntülerinden uyarlanmış atenüasyon düzeltme yöntemleri kullanılmaktadır. MR görüntülerini oluşturan sinyaller dokudaki protonların rezonansından kaynaklanmakta olup PET görüntülerindeki 511 keV enerjili fotonlar ile herhangi bir bağlantısı bulunmamaktadır (8). Bu nedenle MR sinyalleri PET görüntülerinin atenüasyon düzeltilmesinde kullanılmaz.

Aşağıda PET/MR cihazlarında kullanılan ve kısaca açıklamaları yapılan 5 farklı atenüasyon düzeltme yöntemi ele alındı.

Atlas: Bu algoritma genellikle beyin ve ekstremitelerde PET/MR çalışmaları için geliştirilmiştir. BrainWeb ve Zubal dijital fantomun BT görüntüleri ile MR görüntüleri kesit bazında üst üste çakıştırılır. Çakıştırılmış görüntü voksel voksel haritalanarak her bir voksel içindeki MR sinyal intensitesi değeri ve BT'den gelen atenüasyon katsayısı (μ) belirlenir. Böylece voksel bazında MR intensitelerine karşılık μ değerleri tespit edilmiş olur ve hastanın MR çekiminden sonra voksellerdeki MR intensitelerine karşılık gelen μ değerleri çıkarılmış olur. Hastadan ölçülen MR intensitesi yazılımda mevcut

değilse, bilgisayar lineer azaltım ya da artırım yolu ile en yakın MR intensite değerini tahmin eder ve buna uygun μ değerini kullanarak voksel bazında atenüasyon düzeltmelerini yapar. Düzeltilmiş değerlere göre atenüasyon haritalaması yapılır. Bu değerler de PET görüntüleri ile karşılaştırılarak voksel voksel atenüasyon düzeltmeleri yapılır (9).

Dixon: Bu algoritmada BT imajları kullanılarak atenüasyon düzeltmesi yapılır. Tüm vücut dokusu hava, akciğer, yumuşak doku (kemik, kas, kan vs.) ve yağ dokusu olmak üzere 4 farklı gruba ayrılmıştır. Bu sınıflamada aslında BT'den gelen atenüasyon katsayıları (μ) baz alınmaktadır. Bu atenüasyon düzeltme algoritmasında kemiklerin atenüasyon katsayısı ile yumuşak dokunun atenüasyon katsayısı eşit tutulmuş, akciğer için spesifik bir μ değeri kullanılmamıştır. Bu durum T2 ağırlıklı görüntülerde sinyal kaybına yol açtığından Dixon algoritmasının limitasyonu olarak değerlendirilmektedir. Bu limitasyonu aşmak için *time echo* sekans süresi kısa tutularak kemiklerin MR'da görünür hale getirilmesi mümkün olmaktadır. Sonra T1 ağırlıklı görüntüde daha uzun *time echo* görüntü süresini kullanılarak kemik hariç tüm dokular görüntülenmektedir. Daha sonra çok kısa *time echo* görüntüsünde kemik ağırlıklı görüntünün kemik dışı diğer kısımları maskelenir. Elde edilen görüntü T1 görüntüsü ile karşılaştırılarak düzeltilmiş MR görüntüsü oluşturulur (10,11).

Template Bazlı Metod (μ mapping): Bu algoritma genellikle beyin görüntülerinde kullanılır. BT transmisyon imajlarından elde edilmiş voksel voksel atenüasyon katsayıları (μ) çıkarılır (12,13). MR görüntülerine BT transmisyonundan alınan μ değerleri kullanılır. Bu yöntem terkedilmiştir.

Direkt Segmentasyon Yöntemi: Cihazın software programında kafa için tanımlanmış ve her hasta için aynı şekilde kullanılan bir kafa morfolojisi modeli vardır. Bu modelde normal baş anatomisi ve morfolojisi olan şahıslar için çıkarılmış μ değerleri vardır. Bu μ değerleri Uluslararası Birimler Komisyonu Raporu 44'den alınmıştır. Hastanın MR görüntüleri alınıp hafızaya atılır. Burada hastanın yumuşak dokusunun ayırt edilmesi için MR görüntüsündeki kemik yapılar çıkarılır. Geriye kalan tüm beyin dokusunun aynı μ değerinde olduğu varsayılır. Bu görüntüyü kendi hafızasındaki anatomik-morfolojik yapı ile karşılaştırıp tahmin yaparak yumuşak doku belirlenmesi yapılır (14,15).

Ultrashort-Echo-Time Metodu: Çok kısa süreli *time echo* süreli (70-150 μ /sn) ile alınan MR görüntüsünde

kemikler ön plana çıkmaktadır. Sonra ilave bir görüntü olarak daha uzun süreli *time echo* (örneğin; 1000 μ /sn) görüntüsü alınır. Bu görüntü de yumuşak doku ağırlıklı olur. Birinci görüntüde iç taraftaki yumuşak doku maskelenir, ikinci görüntüde de dış taraf maskelenir. Sonra maskelenmiş iki görüntü karşılaştırılarak sonuç görüntüsü elde edilir (16).

Finansal Destek: Yazar tarafından finansal destek almadıkları bildirilmiştir.

Kaynaklar

1. Pichler BJ, Judenhofer MS, Catana C, Walton JH, Kneilling M, Nutt RE, Siegel SB, Claussen CD, Cherry SR. Performance test of an LSO-APD detector in a 7 T MRI scanner for simultaneous PET/MRI. *J Nucl Med* 2006;47:639-647.
2. 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.
3. Vandenberghe S, Marsden PK. PET-MRI: a review of challenges and solutions in the development of integrated multimodality imaging. *Phys Med Biol* 2015;60:R115-154.
4. Schaart DR, Seifert S, Vinke R, van Dam HT, Dendooven P, Löhner H, Beekman FJ. LaBr(3):Ce and SiPMs for time-of-flight PET: achieving 100 ps coincidence resolving time. *Phys Med Biol* 2010;55:179-189.
5. Kinahan PE, Townsend DW, Beyer T, Sashin D. Attenuation correction for a combined 3D PET/CT scanner. *Med Phys* 1998;25:2046-2053.
6. Turkington T G 2000 Attenuation correction in hybrid positron emission tomography. *Semin Nucl Med* 2000;30:255-267.
7. Kinahan PE, Hasegawa BH, Beyer T. X-ray-based attenuation correction for positron emission tomography/computed tomography scanners. *Semin Nucl Med* 2003;33:166-179.
8. Stanisz GJ, Odrobina EE, Pun J, Escaravage M, Graham SJ, Bronskill MJ, Henkelman RM. T1, T2 relaxation and magnetization transfer in tissue at 3T. *Magn Reson Med* 2005;54:507-512.
9. Hofmann M, Steinke F, Scheel V, Charpiat G, Farquhar J, Aschoff P, Brady M, Schölkopf B, Pichler BJ. MRI-based attenuation correction for PET/MRI: a novel approach combining pattern recognition and atlas registration. *J Nucl Med* 2008;49:1875-1883.
10. Glover GH, Schneider E. Three-point Dixon technique for true water/fat decomposition with B0 inhomogeneity correction. *Magn Reson Med* 2001;18:371-383.
11. Eiber M, Martinez-Möller A, Souvatzoglou M, Holzappel K, Pickhard A, Löffelbein D, Santi I, Rummeny EJ, Ziegler S, Schwaiger M, Nekolla SG, Beer AJ. Value of a Dixonbased MR/PET attenuation correction sequence for the localization

- and evaluation of PET-positive lesions. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2011;38:1691-1701.
12. Rota Kops E, Herzog H. Alternative methods for attenuation correction for PET images in MR-PET scanners. *IEEE Nucl Sci Conf* 2007;6:4327-4330.
 13. Rota Kops E, Herzog H. Template-based attenuation correction for PET in MR-PET scanners. *IEEE Nucl Sci Conf Magn Reson Mater Phy* 2008;26:99-113.
 14. Zaidi H, Montandon ML, Slosman DO. Magnetic resonance imaging-guided attenuation and scatter corrections in three-dimensional brain positron emission tomography. *Med Phys* 2003;30:937-948.
 15. Catana C, Van der Kouwe A, Benner T, Michel CJ, Hamm M, Fenchel M, Fischl B, Rosen B, Schmand M, Sorensen AG. Toward implementing an MRI-based PET attenuation correction method for neurologic studies on the MR-PET brain prototype. *J Nucl Med* 2010;51:1431-1438.
 16. Keereman V, Fierens Y, Broux T, De Deene Y, Lonneux M, Vandenberghe S. MRI-based attenuation correction for PET/MRI using ultrashort echo time sequences. *J Nucl Med* 2010;51:812-818.