



PET/MR Onkolojik Görüntülemelerde Kullanılan Temel MR Sekansları

Principal MRI Sequences Applied in PET/MRI Oncologic Imaging

İD Sertaç Asa

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

Öz

Pozitron emisyon tomografi/manyetik rezonans (PET/MR) görüntüleme onkolojik görüntülemelerde anahtar rol oynamaktadır. Bu hibrit görüntüleme yöntemi, anatomik ve fonksiyonel bilgileri birleştirerek tümörlerin evrelemesi, yeniden evrelemesi ve tedavi yanıtlarının değerlendirilmesi ve metabolik karakterizasyonun belirlenmesinde üstün avantajlar sunar. MR sekansları, PET ile elde edilen fonksiyonel görüntülerin anatomik doğruluğunu artırmak amacıyla kullanılır. Bu bölümde, PET/MR onkolojik görüntülemelerde en sık kullanılan temel MR sekansları üzerinde durulmaktadır. Özellikle T1-ağırlıklı, T2-ağırlıklı, difüzyon ağırlıklı görüntüleme ve dinamik kontrastlı sekanslar gibi temel MR sekansları, tümörlerin morfolojik yapılarının detaylı incelenmesine olanak tanır. Bu sekanslar, farklı kanser türleri ve klinik senaryolar için özelleştirilebilir ve böylece görüntüleme sonuçlarının doğruluğunu ve güvenilirliğini artırır. Ayrıca, bu sekansların uygun şekilde entegrasyonu, hasta yönetimini optimize ederek tedavi planlamasında kritik bir rol oynar.

Anahtar Kelimeler: PET/MR, onkolojik görüntüleme, MR sekansları, T1-ağırlıklı görüntüleme, T2-ağırlıklı görüntüleme, difüzyon ağırlıklı görüntüleme

Abstract

Positron emission tomography/magnetic resonance imaging (PET/MRI) plays a pivotal role in oncologic imaging. This hybrid imaging technique combines anatomical and functional information, providing significant advantages in the staging, restaging, and assessment of treatment response, as well as in the metabolic characterization of tumors. MRI sequences are utilized to enhance the anatomical accuracy of the functional images obtained through PET. This section focuses on the most commonly used fundamental MRI sequences in PET/MRI oncologic imaging. Specifically, T1-weighted, T2-weighted, diffusion-weighted imaging, and dynamic contrast-enhanced sequences are highlighted, as they allow for detailed examination of the morphological structures of tumors. These sequences can be tailored to different cancer types and clinical scenarios, thereby enhancing the accuracy and reliability of imaging outcomes. Furthermore, the proper integration of these sequences plays a critical role in optimizing patient management and is essential in the planning of treatment strategies.

Keywords: PET/MR, oncologic imaging, MR sequences, T1-weighted imaging, T2-weighted imaging, diffusion-weighted imaging

Giriş

Pozitron emisyon tomografi (PET) ve manyetik rezonans (MR) görüntülemenin entegrasyonu, onkolojik görüntüleme alanında önemli bir basamaktır. PET'in fonksiyonel görüntüleme yeteneklerini MR'ın üstün yumuşak doku kontrastı ile birleştirerek güçlü bir araç

sunar. Bu hibrit model, tümörlerin değerlendirilmesinde tanısal doğruluğu artırarak, etkili hasta yönetimi için kritik bir rol oynar. Özellikle PET/MR protokolünde uygun MR sekanslarının seçimi, tanısal performansı en üst düzeye çıkarmak için büyük önem taşır. Primer tümörün değerlendirilmesi için hastalığa özel ek sekanslar da eklenebilir. Ancak, MR sekanslarının çeşitliliği ve süresi

Yazışma Adresi/Address for Correspondence

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

E-posta: asa@iuc.edu.tr ORCID ID: orcid.org/0000-0003-4060-9331

Geliş Tarihi/Received: 27.09.2024 Kabul Tarihi/Accepted: 25.10.2024



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.

arttıkça hasta uyumu azalabilir. Bu nedenle, ideal bir görüntüleme protokolü oluşturmak zor olabilir; bu yüzden rutin sekansların yanı sıra hastalığa ve hastaya uygun sekansların da seçilmesi önemlidir.

Bu bölümde, PET/MR onkolojik görüntülemeye yaygın olarak kullanılan temel MR sekansları üzerinde durulacak ve bu sekansların, tümörlerin evrelemesi, yeniden evrelemesi ve tedavi yanıtlarının değerlendirilmesi ve metabolik karakterizasyonun belirlenmesinde nasıl katkıda bulunduğuna ele alınacaktır.

Temel MR Terimleri

MR cihazında güçlü bir manyetik alana yerleştirilen hastaya birden fazla uyarıcı radyo frekans (RF) sinyali gönderilir. Bu sinyaller, mıknatısın içine yerleştirilmiş RF bobinlerinden gelir. Uyarıcı RF sinyalleri hasta vücuduna girdikten sonra hidrojen protonların manyetizasyonunu etkiler ve bu uyarım kesildiğinde orijinal manyetizasyonuna geri dönen ilgili protonlar yüklenmiş oldukları fazla enerjiyi tekrar RF dalgaları olarak ortama geri salar. Geri salınan bu RF sinyalleri MR cihazındaki alıcı bobinler ile ölçülür ve lokalize edilerek görüntü oluştururlar.

Temel MR terimlerinden yankı (eko) zamanı (TE), RF sinyali hastaya gönderdikten sonra hastadan gelen sinyali dinlemeye başlamadan önce geçen süredir. Ayrıca bir RF sinyalinin göndermeyle bir sonraki RF sinyalinin göndermeye kadar geçen süreye ise tekrarlama süresi (TR) denir. Her ikisi de milisaniye cinsinden ölçülür. TE ve TR zamanları, görüntünün nasıl görüneceğini belirlemek için MR cihazında değiştirilebilen iki temel parametredir.

MR ortamında hasta vücudundaki protonlar ana manyetik vektöre doğru (z aksı), çoğunluğu paralel ve azınlığı ise anti-paralel olarak hizalanırlar (longitudinal manyetizasyon). MR görüntü sinyali elde etmek için dışarıdan gönderilen uyarıcı RF pulsları ile dokudaki protonlar bulundukları longitudinal manyetizasyon (z) aksından transvers akslara (x, y) doğru saparlar (transvers manyetizasyon). RF uyarısı kesildikten sonra dokuların manyetik bir alanda uzunlamasına mıknatıslanmayı geri kazanma süresine T1 zamanı denir. Ayrıca transvers manyetizasyon anında dokulardaki faz uyumu içerisinde salınan protonların faz tutarlılığını kaybetme süresi ise T2 zamanı olarak tanımlanır. Bu da protonların arasındaki faz uyumlarının kaybolduğu süreç, yani transverse (yatay) manyetik alan bileşeninin zayıflamasıdır. T1

ve T2 zamanları dokuların bir manyetik alanda nasıl davrandığını tanımlayan doğal fiziksel özelliklerdir (1). T1 ve T2 sinyalleri daima birlikte, ancak dokunun yapısı ve TE/TR zamanlarının süresine göre farklı oranlarda oluşurlar. Bu nedenle MR görüntüleri T1-ağırlıklı (T1A) veya T2 ağırlıklı (T2A) olarak isimlendirilir.

Vücuttaki çeşitli dokular farklı T1 ve T2 sürelerine sahiptir. Yağların sıvılara göre T1 ve T2 zamanları kısadır. MR cihazında TE ve TR sürelerini değiştirerek T1A ve T2A görüntüler elde edilir. Kısa TE ve TR ile T1A görüntüler üretilirken, uzun TE ve TR ile T2A imajlar elde edilir (2).

T1A görüntülerde sıvı karanlık görünür. T2A görüntülerde sıvı parlaktır. Dolayısıyla, mesane, beyin omurilik sıvısı veya dolu safra kesesi alanındaki sıvılar genellikle T1A karanlık, T2A görüntülerde parlaktır. T1A görüntülerde kan, yağ, proteinler (malign melanomun metastazları) ve kontrast maddeler parlak görünür (3).

T2 (star) ağırlıklı sinyalin oluşumu, T2 relaksasyon sürecine ek olarak manyetik alan homojenliklerinden kaynaklanan ek faz kayıplarıyla karakterize edilir. Özellikle manyetik alan inhomojenlikleri ve deoksijenlenmiş kan gibi faktörlere duyarlıdır. Fonksiyonel MR, demir birikimi ve kanama görüntülemesinde T2 (star) ağırlıklı görüntüleme kullanılır.

MR Görüntüsünün Oluşturulması

Manyetik rezonans görüntülemeye mekansal (spatial) kodlama, manyetik alan gradientler kullanılarak gerçekleştirilir. Bu gradientler, mekansal verilerin frekans bilgisi olarak kodlanmasına olanak tanır. Veriler k-uzayına aktarılır ve ardından ters iki boyutlu Fourier dönüşümü kullanılarak MR görüntüsü yeniden oluşturulur. K-uzayındaki verilerin konumu, gradientlerin gücüne ve süresine bağlıdır. Eğer gradient uygulanmazsa veri k-uzayının merkezinde yer alır. Gradientin gücü arttıkça veya uygulanma süresi uzadıkça, veri k-uzayının merkezinden daha uzak bir noktada bulunur.

K-uzayı, gerçek uzayın kodlanmış bir versiyonudur; ham veriler burada saklanır ve daha sonra görüntü haline getirilir. K-uzayının ortasındaki veriler, görüntüdeki sinyal-gürültü oranı ve kontrast gibi önemli bilgileri içerirken, kenarlarına doğru olan veriler görüntü çözünürlüğü, kenarların belirginliği ve sınırlarla ilgili bilgileri taşır. Örneğin, yalnızca k-uzayının kenarındaki verileri kullanarak bir görüntü oluşturduğumuzda, yüksek çözünürlüklü ancak kontrastı düşük bir görüntü elde ederiz; ortadaki verilerle kontrast artırılabilir.

K-uzayındaki piksel bilgileri doğrudan görüntüdeki aynı pikseli temsil etmez. Yani, k-uzayının sol üst köşesindeki veri, görüntüdeki sol üst köşe için ham bilgiyi içermez. Bunun nedeni, k-uzayındaki verilerin Fourier dönüşümü ile işlenmesidir. Bu nedenle k-uzayındaki her bir nokta, görüntüdeki belirli bir noktayı doğrudan değil, dolaylı olarak etkiler. Bu bilgilere dayanarak, yeni puls sekansları tasarlanabilir veya veri toplama sırası değiştirilebilir, böylece artefaktlar önlenir.

Bu teknikler, MR görüntüleme algoritmalarının ve veri toplama tekniklerinin geliştirilmesinde kullanılır ve MR görüntüleme sırasında çözünürlük, kontrast ve sinyal-gürültü oranının optimize edilmesine yardımcı olur (4,5,6).

Özetle, MR cihazını bir fabrika olarak varsaydığımızda, k-uzayı fabrikanın deposu, Fourier dönüşümü ise üretilen ürünlerin paketleme aşamasıdır. Son ürün de MR görüntüsüdür.

MR Sekansları

MR sinyali oluşturmak için uygulanan RF puls, gradient ve sinyal toplama süreçlerini içeren algoritmalar sekans olarak adlandırılmaktadır. MR görüntüleme sekanslarının temel prensipleri ve avantajları ile dezavantajları, belirli klinik ihtiyaçlara ve görüntüleme hedeflerine göre değişir.

Spin-eko (SE) sekansı basit bir yapıya sahiptir ve T1, T2, proton dansitesi ağırlıklı görüntüler sağlar. Ancak, özellikle T2A görüntülemeye yavaş olması dezavantajdır.

Multi-eko SE, birden fazla TE ve görüntü sağlar; bu da DP ve T2 görüntülerini elde etmek için kullanılır, fakat bu teknik de genellikle yavaş olabilir. Fast SE, daha hızlı bir yöntem olup basit SE kontrastına sahiptir, fakat yağ sinyali diğer sekanslara kıyasla daha parlak olarak görünür. Ultrafast SE, daha hızlıdır fakat düşük sinyal-gürültü oranı gibi bir dezavantaja sahiptir.

Inversion recovery sekansı, 180° RF puls ve inversiyon zamanı (TI) parametrelerine dayanır. Uzun TR ve görüntüleme süresi gerektirir. Short time inversion recovery (STIR) kısa TI (150 ms) ile yağ sinyalini baskılar fakat uzun TR ve görüntüleme süresi dezavantaj olarak karşımıza çıkar.

Sıvı zayıflatılmış inversiyon kurtarma, uzun TI (2200 ms) ile beyin omurilik sıvısı sinyalini baskılar ve bu durum uzun TR ve görüntüleme süresine yol açar.

Gradient eko (GRE) sekansı, kısa TR ve 90° altındaki flip açıları ile hızlı görüntüler oluşur. Fakat T2 yerine T2 (star) ağırlıklı görüntüleme yapar. Ultrafast GRE,

kardiyak perfüzyon görüntülemesi için optimaldir, fakat zayıf T1A görüntüler oluşturur. Steady state GRE, TR < T2 ve rephasing gradientler ile daha karmaşık kontrast yapıları sağlar ve sinyal gücü yüksektir, ancak kompleks kontrast oluşturabilir.

Kontrastlı GRE, rephasing gradientler ve Hahn eko kullanarak T2A görüntüleme yapar; sinyal seviyesi genellikle düşüktür.

Balanced steady state GRE, üç yönde dengeli gradientler kullanarak hem sinyal hem de hız sağlar ve akım düzeltmesi yapar.

Ekoplanar sekansı ise SE veya GRE ile tekli ya da çoklu çekimler sağlar; hızlı olup, perfüzyon ve difüzyon görüntüleme için kullanılır. Bununla birlikte, sınırlı çözünürlük ve artefaktlar gibi dezavantajları vardır (7).

T1A Görüntüleme

Genellikle anatomik detayları değerlendirmek için kullanılır. MR cihazlarında ilk kullanılan T1A sekanslar SE sekanslarıdır. Çekim süreleri uzun olduğundan tüm vücut görüntülemeler için uygun değildir. Bunun yerine tüm vücut MR görüntüleri için daha uygun olan hızlı oluşturulabilen T1A görüntüler GRE sekansları kullanılır. TE sürelerindeki değişiklikler ile faz-ıçığı ve faz-dışı görüntüler oluşur. Böylece su ve yağ baskılı T1A sekanslar elde edilir. Bu görüntüler mikroskobik yağlanma hakkında bilgi verir. Karaciğer yağlanması, adrenal glandlardaki lezyonların yağ içeriğinin değerlendirilmesinde kullanılabilir. T1A su imajları kontrastsız PET/BT'de kullandığımız BT'ye en çok benzeyen görüntülerdir (Şekil 1).

Pre-kontrast ve post-kontrast görüntülerin oluşturulması için volüme interpolated GRE sekansları kullanılır. Kontrast madde (genellikle gadolinyum) kan ve dokulardaki T1 relaksasyonunu artırarak T1 zamanını kısaltır. Sonuç olarak kontrastlanan dokular prekontrast imajlara kıyasla daha parlak görünür. Kontrast farkını daha net değerlendirmek için substraksiyon (çıkartma) görüntüleri üretilir.

T2A Görüntüleme

Klinik rutinde genellikle tek RF sinyali ile oluşturulan single-shot fast SE sekans kullanılır. Hızlı bir sekans olduğundan hareket artefaktı azdır. Genellikle abdominal görüntülemelerde kullanılır (Şekil 2). Nöroendokrin ve müsinöz tümörler T2A sekanslarda parlak görünürler (1).

Yağ Baskılama Teknikleri

STIR

Yağ sinyali baskılamak için T1'e göre uyarlanmış T1 ile uygulanan bir inversiyon-toparlanma tekniğidir. Genellikle hızlı SE sekansları ile kombine edilir. STIR'in avantajları arasında iyi yağ sinyali baskılaması ve manyetik alan heterojenliklerine karşı düşük bağımlılık yer alır. Ancak, bu yöntem dokulara özgü olmayıp T1 sinyali üzerinde çalışır (yağ, hematoma, gadolinyum ile kontrastlanan lezyonlar). Çekim süreleri uzundur.

Yağ Satürasyonu

Yağın rezonans frekansına göre ayarlanmış seçici bir RF puls ve ek olarak spoiler gradientlerinin kullanımı ile gerçekleştirilir. Ayrıca, T1 uyarlanmış seçici inversiyon da dahil edilebilir. Gadolinyum enjeksiyonundan sonra yağ

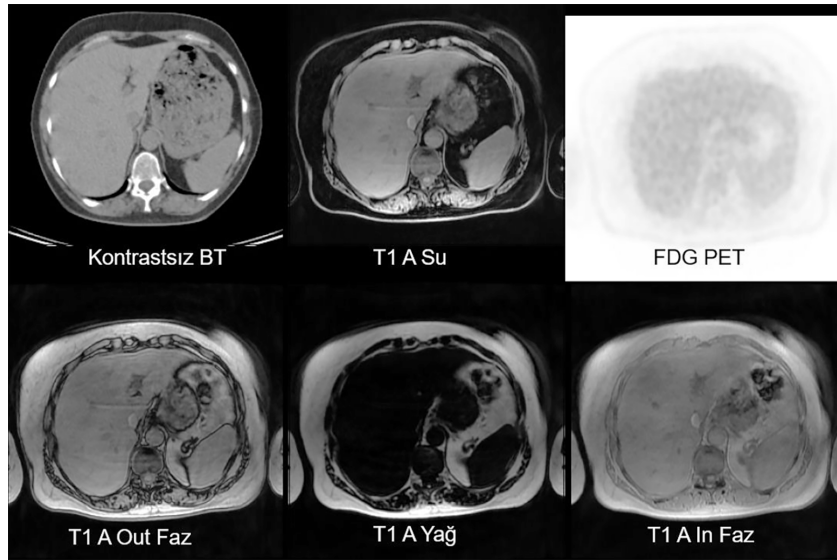
baskılanmasını sağlar ve diğer dokuların kontrastında bir değişiklik yapmaz. Bununla birlikte, homojen bir alan gerektirir. Manyetik duyarlılık artefaktlarının olduğu yerlerde daha az etkili olabilir (8).

Seçici Eksitasyon

Su/yağ de-fazlamasına uyarlanmış RF pulslarının kombinasyonudur. Bu sayede su ve yağın manyetizasyonu ayrıştırılır ve yalnızca su sinyali sağlanır. Alan heterojenliklerine daha az duyarlıdır ve daha hızlıdır. Puls sekansı daha karmaşık olduğunda etkinliği artar. Ancak hazırlık süresi uzadıkça edinim süresi de uzar (6).

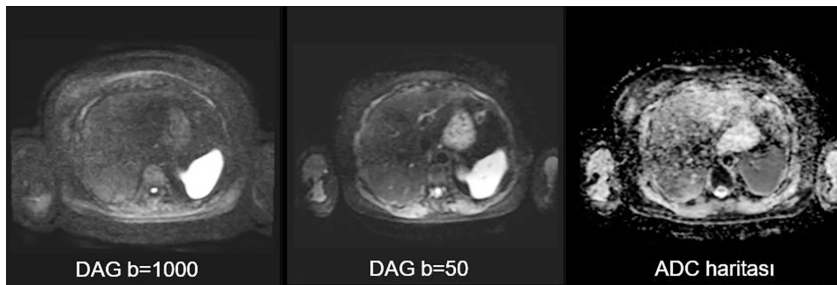
DAG

Su moleküllerinin difüzyonun kısıtlamasını ölçebilen non-invazif ve kantitatif yöntemdir (9). Kısıtlamanın derecesi, altta yatan dokunun hücresel yoğunluğu, hacmi,



Şekil 1. Abdomen düzeyinden alınan kontrastsız BT, T1A görüntüler ve FDG PET kesitleri

FDG: Florodeoksiglukoz, PET: Pozitron emisyon tomografi, BT: Bilgisayarlı tomografi



Şekil 2. İki ayrı b değeri ve bu değerler ile oluşturulan ADC haritası

ADC: Görünüşteki difüzyon katsayısı, PET: Pozitron emisyon tomografisi, DAG: Difüzyon ağırlıklı görüntüleme

membran geçirgenliği ve makromoleküler yapısından etkilenir. Bu sekansta genellikle eko-planar spin yankı dizileri kullanılır.

Görüntülerin oluşturulabilmesi için en az iki b-değerine ihtiyaç vardır. Görüntülerde b-değeri arttıkça kısıtlama olan dokuda sinyal artışı izlenirken diğer alanlarda sinyal azalır. Böylece lezyonlar çevre dokulardan ayırt edilebilir. Ayrıca b-görüntülerinden elde edilen görünür difüzyon katsayısı (ADC) haritaları üretilir (Şekil 3). Yüksek b-değerlikli imajlarda belirginleşen lezyonlar ADC haritalarında düşük sinyal gösteriyorsa difüzyon kısıtlamasının varlığından bahsedilir. Onkolojik görüntülemelerde diffüzyon kısıtlamasının varlığı hiperselüleriteyi temsil eder (10). Günümüzde genellikle lezyonların saptanması amacıyla kullanılır (11).

PET/MR Görüntüleme Protokolleri

MR görüntüleme planlaması için her zaman MR yer belirleyicileri gereklidir. Bu ilk planlama süreci, eşzamanlı PET/MR incelemesi için gereken zemini oluşturur. Mevcut PET/MR sistemleri cihazdan cihaza değişmekle birlikte yaklaşık 25 cm'lik tek yatak pozisyonuna sahiptir. Daha sonra, atenüasyon düzeltmesi için özel MR sekanslarının yapılması gerekmektedir. Son aşamada ise protokolün en uzun kısmını oluşturan tüm vücut veya bölgesel vücut görüntüleme için MR sekansları ve eş zamanlı PET görüntüleri alınır.

PET/MR'da kullanılan standart görüntüleme süresinin PET/BT'ye (yatak pozisyonu başına 2-4 dakika) benzer olabileceğini önermektedir (12). Ayrıca 5 yaşından küçük hastalarda verilen aktivitenin düşük olması nedeniyle yatak

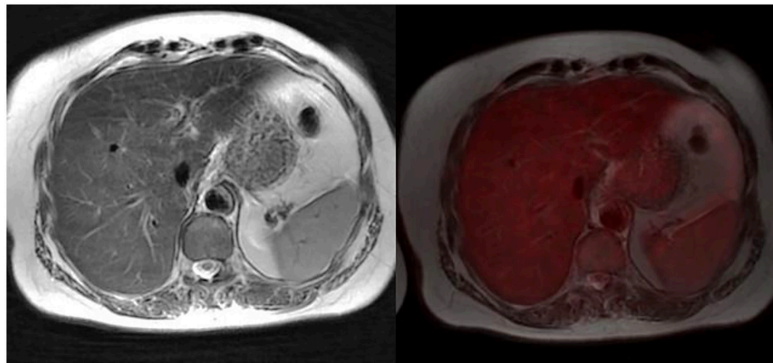
pozisyonu başına 4 dakika ve 5 yaş üstü hastalarda ise yatak başına 3 dakikalık görüntüleme yapılması önerilmektedir (13). Eşzamanlı alınan MR sekansları genellikle PET görüntülerinden daha uzun sürdüğünden toplam çekim süresini MR sekanslarının içeriği ve süresi belirler.

Onkolojik PET/MR görüntüleme amacıyla tasarlanmış çeşitli protokoller vardır. Ayrıca pediatrik onkolojik PET/MR görüntüleri için uyarlanmış özel protokoller bulunmaktadır. Dahası, prostat kanseri, meme kanseri veya nöro-onkolojik hastalıklar gibi belirli vücut bölgeleri ve hastalık varlıkları için standart protokollerde düzenlemeler yapılabilir (13,14).

Onkolojik rutin PET/MR görüntüleme verteksten uyluk ortasını kapsayacak şekilde yapılır. Ancak sarkomlar, melanom, multipl miyelom ve kutanöz lenfomalar gibi endikasyonlarda verteksten ayak ucunu kapsayacak görüntülemenin yapılması önerilir (15,16).

Klostrofobik ve MR ile uyumlu materyale sahip hastalarda PET/BT görüntülemesi tercih edilmelidir. Bu durumun saptanması amacıyla hastalar çekim öncesi bilgilendirilmeli ve hastaların detaylı anamnezi alınmalıdır (17). PET/MR görüntüleme, standart ve kısa protokollerden diagnostik ve uzun protokollere kadar geniş bir yelpazeyi kapsar (18,19). Bu protokoller, kontrastsız çok kısa sekanslardan diagnostik amaçlı çok uzun sekanslara kadar değişkenlik gösterebilir. Çekim içeriği ve süresine göre ultra hızlı, hızlı ve bölgesel diagnostik olup tüm vücut çekimlerin yapıldığı protokol tanımları yapılmıştır (19).

Ultra hızlı olarak tanımlanan "PET/BT benzeri" tüm vücut görüntülemeyi kolaylaştıran yatak başına 2 dakikalık



T2 A Yağ baskısız

PET/T2 A Yağ baskısız füzyon

Şekil 3. Abdominal T2 yağ baskısız MR ve PET füzyon görüntüler

PET: Pozitron emisyon tomografi, MR: Manyetik rezonans

çekim protokolü kısa protokolün başında gelmektedir (20). Bu protokol özellikle çekim uyumu düşük olan yaşlı, ağrısı bulunan ve pediatrik hastalar için uygun olabilir. Ayrıca bölgesel diagnostik sekansların alınması planlanan olgularda tüm vücut görüntüleme amacıyla kullanılabilir.

Yatak başına iki dakikalık PET içinde elde edilecek potansiyel MR protokolü: T1A GRE sekansı ve yağ baskılı/baskısız hızlı T2A SE sekanslardır. Metastazlarında arterial kanlanma artışı beklenen nöroendokrin tümörler ya da malign melanom hastalarının çekim protokolüne hızlı T1A kontrastlı eklenebilir. Bu protokollerde elde edilen bilgi özellikle PET odaklı olup minimal MR verisi içermektedir (18).

Hızlı tüm vücut PET/MR protokolü ultra hızlı tanımlanan protokole ek olarak alınan tüm vücut DAG'ı kapsamaktadır. Tüm vücut DAG'lar PET görüntülerini tamamlayacak ya da destekleyecek bilgiler sağlar. Özellikle karaciğerdeki milimetrik lezyonların saptanması ve karakterizasyonunda DAG sekansı değerlidir (11) (Şekil 4).

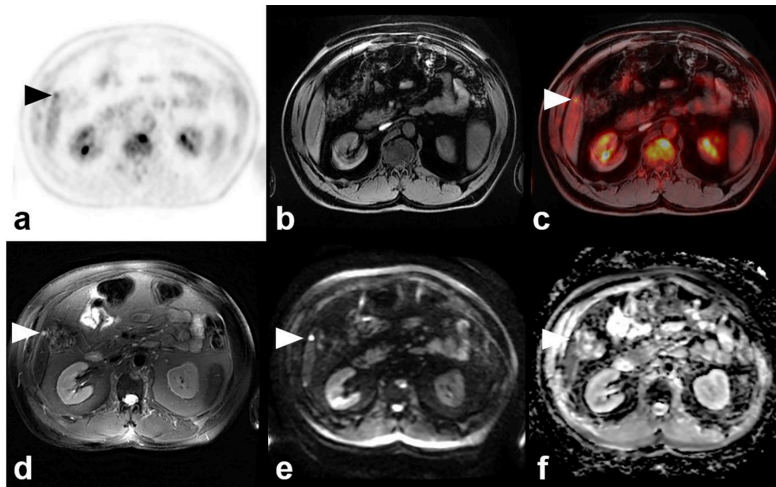
Son olarak bölgesel diagnostik sekanslar ile tüm vücut PET/MR görüntüleme protokolü daha önce bahsedilen diğer iki protokole göre daha uzun sürer. Buradaki temel amaç primer tümörü diagnostik düzeyde değerlendirmek (Şekil 5) ve diğer tüm vücut görüntüleri elde etmektir. Diagnostik bölgesel MR görüntülemesinde sekanslar genellikle ince kesit kalınlığı ve yüksek çözünürlüğü

bulunan aksiyal T1A, aksiyal T2A, aksiyal STIR, aksiyal dinamik kontrastlı imajlar, aksiyal DAG-ADC haritaları ile hasta uyumuna bağlı post kontrast koronal T1A görüntüleri kapsar (19,21).

Bahsedilen protokollerin dışında tüm vücut PET/ BT görüntülemelerinden sonra belirli soruların yanıtlanmadığı durumlarda özel bir "bölgesel PET/ MR" görüntülemesi yapılabilir. Bu yöntem özellikle yumuşak doku tümörlerinin yerel yayılımını daha iyi değerlendirmek amacıyla yapılırsa ve şüpheli PET-pozitifliği bulunan lezyon varlığında klinik açıdan katkıda bulunabilir (14).

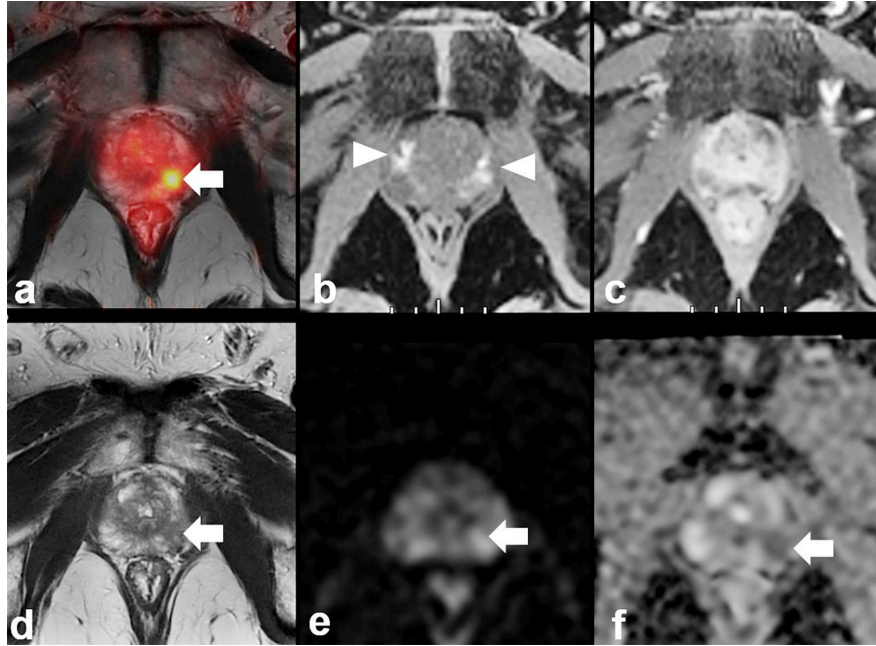
Sonuç

PET/MR, onkolojik görüntülemelerde hem anatomik hem de fonksiyonel bilgileri birleştirerek tümörlerin evrenmesi, yeniden evrenmesi ve tedaviye yanıtın değerlendirilmesinde önemli bir araç olarak öne çıkmaktadır. MR sekansları, PET'in sağladığı fonksiyonel görüntülerin anatomik doğruluğunu artırırken, farklı kanser türleri ve klinik senaryolar için özelleştirilebilir olması bu yöntemi daha etkili kılmaktadır. PET/MR teknolojisinin sunduğu avantajlar, doğru bir tedavi planlaması ve hasta yönetimi açısından kritik bir öneme sahiptir. Ancak, doğru MR sekanslarının seçimi ve protokollerin optimize edilmesi, görüntüleme sonuçlarının doğruluğunu ve hasta uyumunu artırmada



Şekil 4. Kırk iki yaşında metastatik uveal melanom tanılı erkek hastanın FDG PET/MR görüntüleri. Karaciğer aksiyel (a) FDG PET, (b) yağ baskılı (su) T1 ağırlıklı yağ baskılı (su) MR, (c) PET/MR füzyon, (d) yağ baskılı T2 ağırlıklı MR, (e) b=1000 difüzyon ağırlıklı, (f) ADC haritası. Karaciğer segment 5'de yerleşimli milimetrik boyutlu fokal hipermetabolik, T2 ağırlıklı görüntülerde hiperintensite gösteren ve difüzyon kısıtlamasının izlendiği metastatik lezyon saptandı (ok başı)

FDG: Florodeoksiglukoz, PET: Pozitron emisyon tomografi, MR: Manyetik rezonans, ADC: Görünüşteki difüzyon katsayısı



Şekil 5. Altmış iki yaşında prostat kanseri tanılı erkek hastanın prostat biyopsisi sonucu Gleason skoru 3+3=6. Aksiyel (a) PET/T2 ağırlıklı MR füzyon, (b) T1 yağ baskılı (pre kontrast), (c) T1 ağırlıklı yağ baskılı (post kontrast), (d) T2 ağırlıklı MR görüntüsü, (e) b=1000 difüzyon ağırlıklı görüntü ve (f) ADC haritası. Aksiyel PET/MR görüntüsünde prostatın apikal bölgesinde sol periferik zonda yer alan yaklaşık 8 mm boyutlarındaki lezyonda fokal artmış aktivite tutulumu izlendi (ok). Ayrıca lezyon T2 ağırlıklı imajda hipointens olup difüzyon kısıtlaması göstermektedir (ok). Bunların dışında T1 yağ baskılı (pre kontrast) imajlarda yakın zaman önce yapılan biyopsiye sekonder gelişen hiperintens kanama alanları saptandı (ok başı)

PET: Pozitron emisyon tomografi, MR: Manyetik rezonans

kilit rol oynamaktadır. Bu nedenle, PET/MR görüntüleme protokollerinin hastalığın türüne ve hastanın durumuna uygun olarak uyarlanması, tanısal performansı en üst düzeye çıkaracaktır.

Kaynaklar

- Grand DJ, Woodfield CA, and Mayo-Smith WW. Practical body MRI: protocols, applications and image interpretation. Cambridge University Press, 2012.
- Westbrook C, Talbot J. MRI in practice. Published online 2019:395.
- Brant WE, Helms CA. Fundamentals of diagnostic radiology 4th Edition. Published online 2012:40.
- Cox RW. k-Space partition diagrams: a graphical tool for analysis of MRI pulse sequences. Magn Reson Med. 2000;43:160-162.
- Clinics WGN, 2005 undefined. Basic principles of magnetic resonance imaging. Available at: [https://www.neurosurgery.theclinics.com/article/S1042-3680\(04\)00104-4/abstract](https://www.neurosurgery.theclinics.com/article/S1042-3680(04)00104-4/abstract). Accessed September 17, 2024.
- McRobbie DW, Moore EA, Graves MJ, et al. MRI from picture to proton. Published online April 13, 2017.
- Bitar R, Leung G, Perng R, et al. MR pulse sequences: what every radiologist wants to know but is afraid to ask. Radiographics. 2006;26:513-537.
- de Kerviler E, Leroy-Willig A, Clément O, et al. Fat suppression techniques in MRI: an update. Biomed Pharmacother. 1998;52:69-75.
- Le Bihan D, Turner R, Douek P, Patronas N. Diffusion MR imaging: clinical applications. AJR Am J Roentgenol. 1992;159:591-599.
- Iagaru A, Hope T, Veit-Haibach P. PET/MRI in oncology: current clinical applications. PET/MRI in Oncology: Current Clinical Applications. Published online January 23, 2018:1-433
- Guniganti P, Kierans AS. PET/MRI of the hepatobiliary system: review of techniques and applications. Clin Imaging. 2021;71:160-169.
- von Schulthess GK, Veit-Haibach P. Workflow considerations in PET/MR imaging. J Nucl Med. 2014;55:19S-24S.
- States LJ, Reid JR. Whole-body PET/MRI applications in pediatric oncology. AJR Am J Roentgenol. 2020;215:713-725.
- Veit-Haibach P, Ahlström H, Boellaard R, et al. International EANM-SNMMI-ESMRM consensus recommendation for PET/MRI in oncology. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2023;50:3513-3537.

15. Boellaard R, Delgado-Bolton R, Oyen WJG, et al. FDG PET/CT: EANM procedure guidelines for tumour imaging: version 2.0. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2015;42:328-354.
16. Fletcher JW, Djulbegovic B, Soares HP, et al. Recommendations on the use of 18F-FDG PET in oncology. *J Nucl Med*. 2008;49:480-508.
17. Shellock FG, Spinazzi A. MRI safety update 2008: part 2, screening patients for MRI. *AJR Am J Roentgenol*. 2008;191:1140-1149.
18. Barbosa Fde G, von Schulthess G, Veit-Haibach P. Workflow in simultaneous PET/MRI. *Semin Nucl Med*. 2015;45:332-344.
19. Umutlu L, Beyer T, Grueneisen JS, et al. Whole-body [18F]-FDG-PET/MRI for oncology: a consensus recommendation. *Nuklearmedizin*. 2019;58:68-76.
20. Kirchner J, Sawicki LM, Suntharalingam S, et al. Whole-body staging of female patients with recurrent pelvic malignancies: ultra-fast 18F-FDG PET/MRI compared to 18F-FDG PET/CT and CT. *PLoS One*. 2017;12:e0172553.
21. Marth C, Landoni F, Mahner S, et al. Cervical cancer: ESMO Clinical Practice Guidelines for diagnosis, treatment and follow-up. *Ann Oncol*. 2017;28:iv72-iv83.