



PET/MR Görüntülerinin Değerlendirilmesinde Temel Esaslar

Basic Principles in PET/MRI Evaluation

© Kerim Sönmezoğlu, © Onur Erdem Şahin

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

Öz

Pozitron emisyon tomografi (PET) görüntüleme sistemlerinin en son versiyonu manyetik rezonans (MR) entegre edilmiş PET cihazıdır. Kendi alanlarında en güçlü olan iki ayrı modalitenin entegre edilme süreci ve klinik kabul görmesi, PET/bilgisayarlı tomografiye (PET/BT) kıyasla oldukça sancılı ve yavaş olmuştur ve süreç halen olgunlaşmaya devam etmektedir. Yüksek yumuşak doku çözünürlüğü ve multiparametrik görüntüleme yapabilme özelliği nedeniyle üstün doku kontrastı sağlamanın yanı sıra iyonizan radyasyon içermemesi MR'ın en önemli avantajları olup hibrit PET/MR sistemleri esasen bu özellikleri ile PET/BT'den farklılaşmaktadır. Ayrıca, PET/MR'da her iki modalite simultan çalışabildiği için iç organ hareketlerinden daha az etkilenmekte ve daha etkin füzyon görüntü sağlamaktadır. Dahası, MR teknolojisi ve verisine adaptasyon süreci, Nükleer Tıp hekimleri açısından kısmen zor gözükse de bu gelişmenin yeni heyecanlar ve ufuklar ortaya koyacağı aşikardır. Bu bağlamda bu bölümde MR'ın temel çalışma prensipleri ve MR görüntülemelerin değerlendirilmesi konusunda Nükleer Tıp hekiminin bakış açısıyla temel esaslar sunulmaya çalışılmıştır.

Anahtar Kelimeler: PET/MR, hibrit görüntüleme, MR görüntüleme yorumlama

Abstract

The latest version of positron emission tomography (PET) imaging systems is the magnetic resonance imaging (MRI) integrated PET device. The integration process of these two separate modalities, both of which are the most powerful in their respective fields and clinical acceptance of this combination has been quite painful and slow compared to PET/computed tomography (PET/CT), and the process still continues to mature. Having superior tissue contrast due to its multiparametric imaging ability and high soft tissue resolution together with excluding ionizing radiation are the most important advantages of MRI, and hybrid PET/MRI systems differ from PET/CT with these features. In addition, since both modalities can work simultaneously in PET/MRI, it is less affected by internal organ movements and provides a more effective fusion image. Moreover, although the adaptation process to MRI technology and imaging interpretation may seem somewhat difficult for Nuclear Medicine physicians, it is obvious that it will create new excitements and horizons. In this context, in this section, we tried to present the basic working principles of MRI and the basic principles of evaluating MRI from the perspective of a nuclear medicine physician.

Keywords: PET/MRI, hybrid imaging, MRI interpretation

Giriş

2000'li yılların başında pozitron emisyon tomografi (PET) tarayıcılara bilgisayarlı tomografi (BT) gantrisi entegre edilerek oluşturulan hibrit PET/BT sistemlerinde BT komponentinden sağlanan transmisyon verisi kullanılarak PET görüntülerinde optimale yakın

seviyede atenüasyon düzeltmesi yapılabildiği gibi BT'de transmisyon verisinin çok kısa sürede elde edilebilmesi nedeniyle PET görüntüleme zamanı önemli ölçüde (1/2-1/3 oranında) kısalarak günlük hasta döngüsü artırılabilmiş ve ayrıca BT verisinin eklediği mükemmel morfolojik haritalama bilgisi sayesinde PET/BT füzyon

Yazışma Adresi/Address for Correspondence

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

E-posta: kerim.sonmezoglu@iuc.edu.tr **ORCID ID:** orcid.org/0000-0003-1215-5184

Geliş Tarihi/Received: 30.09.2024 **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.

(çakıştırılmış) görüntülerinde lezyonların daha iyi lokalize edilebilmesi sonucunda raporlamadaki tanı doğruluğu artmıştır. Böylece PET/BT görüntüleme, başta onkolojik uygulamalar olmak üzere değişik klinik endikasyonlarda vazgeçilemez konuma ulaşmış ve özellikle onkolojik hasta takibinde paradigma değişimine yol açmıştır. Hibrit PET/BT ile elde edilen bu başarı öyküsü, başta santral sinir sistemi olmak üzere akciğer harici solid parankimal organlarda ve diğer yumuşak dokulardaki patolojik değişiklikleri ortaya koymada BT'den daha duyarlı olan manyetik rezonans (MR) görüntüleme ile PET görüntülemenin kombine edilmesi fikrini de kamçılamıştır. Ancak PET ve MR görüntüleme sistemlerinin entegrasyonu nispeten sancılı olmuştur. Bunun en önemli nedenlerinden birisi metal içeriği yoğun olan PET dedektör elementlerinin MR'daki magnetin meydana getirdiği yüksek manyetik ortamda çalışamamasıdır. Diğer bir engelleyici neden ise PET görüntülemedeki atenüasyon düzeltmesi için optimal olan transmisyon verisinin MR görüntülemede olmaması ve bu nedenle MR verisi ile atenüasyon düzeltmesi yapabilmek için farklı algoritmaların geliştirilmesi gereği olmuştur. Neticede manyetik ortamda çalışabilen metalden arındırılmış ileri teknoloji ürünü PET dedektör birimlerinin ve transmisyon dışı atenüasyon düzeltme algoritmalarının geliştirilmesi zaman almış ve ilk hibrit PET/MR sistemi 2010 yılında devreye sokulabilmiştir. Tüm bu gayretlere ve öngörülen avantajlarına rağmen hibrit PET/MR sistemleri geçen süre zarfında klinik kullanımda öngörülen yaygınlığa kavuşamamıştır. Bu durumun başlıca nedenleri şu şekilde sıralanabilir:

1. İleri teknoloji ürünleri içermesi nedeniyle yatırım maliyetlerinin yüksek olması ve fiyat/fayda oranının düşük kalması,
2. Hibrit PET/MR sistemlerine özgün klinik endikasyonların net olarak ortaya konamamış olması ve pek çok durumda PET/BT görüntülemeye göre net bir üstünlük gösterememesi,
3. Sigorta sağlık sistemlerinin PET/MR'a yönelik geri ödeme yapmaması ve bu modalitenin daha çok bir araştırma aracı gibi algılanması,
4. Hem PET hem de MR komponentini yönetecek ve raporlayacak hekim ve tekniker bulmanın zor olması,
5. MR nedeniyle görüntüleme süresinin nispeten uzun olması; buna ilaveten sistemdeki uzun ve dar tünelin klostrofobik etkisi ve de gürültülü bir süreç olması nedeniyle hasta uyumu ve toleransının düşük kalması,

6. MR bazlı atenüasyon düzeltme teknolojisinde halen iyileştirme gereğinin bulunması ve özellikle akciğer ve kemik dokusuna yönelik yeni MR sekanslarına ihtiyaç duyulması,

7. Vücudunda MR uyumsuz metal implantı olan hastalarda kullanılamaması.

Görüldüğü üzere PET/MR potansiyel avantajlarına rağmen henüz sorunları tam çözülmemiş komplike bir görüntüleme modalitesi olarak gözükmemektedir. Onkolojik uygulamalar açısından çoğu endikasyonda PET/BT'ye üstünlüğü net olarak ortaya konamamış olsa da okült karaciğer metastazlarının tespiti, meme ve rektum kanserlerinin primer evrelenmesi, beyin ve kemik iliği metastazlarının tespiti gibi endikasyonlarda güçlü bir modalite olduğu aşikardır. Diğer önemli bir avantajı ise MR komponentinin iyonizan radyasyon içermemesinden ötürü hastanın maruz kaldığı radyasyon dozunun PET/MR'da önemli (%30-70) oranda azalması ve bu özelliği nedeniyle özellikle pediatrik hasta grubu için cazip olmasıdır.

MR temelindeki fizik prensiplerin görece karmaşık olması ve öğrenme süresinin nispeten uzun olması nedeniyle Nükleer Tıp hekimlerinde MR'a karşı bir fobi oluştuğunu gözlemlemekteyiz. En basitinden birçok meslektaşımız PET görüntüleme yaptığı bir hastanın daha önce dış merkezde yapılmış olan BT görüntülerine direkt bakmayı tercih ederken, aynı konumdaki bir MR görüntüsüne bakmaktan ziyade sadece yazılmış raporlarını okumayı tercih etmektedir. Oysa BT ve MR anatomik görüntüleme bağlamında çok farklı şeyler değildir. Her ikisinde de kesitsel anatomiye görmekteyiz ki bizler PET/BT'den sonra artık buna çok hâkim durumdayız. MR'da fazla olan tek şey multiparametrik görüntülerdir ve şayet bizler bu parametrelerin ne olduğunu öğrenirsek MR görüntülerini çok daha iyi anlayarak ve etkin şekilde değerlendirebiliriz. Bu konuda çeşitli internet sitelerinde de sayısız öğretici kaynak ve görsellerin mevcut olduğunu vurgulamak isteriz. Bu bölümde de Nükleer Tıp hekimi gözüyle MR görüntülerini değerlendirme prensiplerini başta gençler olmak üzere meslektaşlarımıza elimizden geldiğince aktarmayı ve Nükleer Tıp hekimlerinde var olan MR görüntü değerlendirme fobisini bir nebze de olsa kırmayı amaçlamış bulunmaktayız.

MR Bize Neyi Gösterir?

MR hem fizyolojik koşullarda hem de patofizyolojik durumlarda dokuların çeşitli morfolojik, kimyasal

ve fonksiyonel parametrelerini ortaya koyabilen (multiparametrik) bir görüntüleme yöntemidir. Morfolojik açıdan temel olarak dokulardaki su ve yağ içeriği ile proton yoğunluğunu ortaya koyar. Fonksiyonel açıdan, doku perfüzyonunu, oksijenasyonu ve su moleküllerinin difüzyon kapasitesini gösterir. İlaveten MR spektroskopisi ile dokunun kimyasal değişikliklerini de ortaya koyar. Bu kadar parametreyi ortaya koyabilen bu modalitenin temelinde yatan fizik prensipleri kısmen karmaşık olsa da MR görüntülerinin yorumlanabilmesi için kabaca anlaşılması ve bilinmesi gereklidir. Bu nedenle bu bölümde de basitçe ve kısaca MR görüntülemenin temelinde yatan bazı fiziki prensiplere değinilmesi gerekli görülmüştür.

MR görüntüleri, insan vücudunda bol miktarda bulunan hidrojen protonlarının güçlü bir magnet (MR makinası) içerisinde manyetize edilmesi sonrasında dışardan gönderilen radyofrekans (RF) dalgaları ile uyarılarak daha yüksek enerji seviyelerine çıkarılması ve RF uyarısı kesildikten sonra protonların düşük enerji seviyelerine geri dönerken ortama saldıkları enerji (RF) sinyallerinin toplanması sonucunda üretilir. Koiller (sarmal) RF sinyallerini üretir ve aynı zamanda protonlardan salınan RF sinyallerini de toplar. Sistemin içine entegre edilmiş sabit koiller olduğu gibi, hasta vücuduna sarılan yüzeysel koiller de mevcuttur ve büyük çoğunlukla birlikte kullanılırlar.

Normalde insan vücudunda kendi bireysel manyetik vektörüne göre rastgele yönlere bakan ve kendi ekseninde spin (dönüş) hareketi yapan hidrojen protonları yüksek manyetik ortamda (MR içerisinde) ana manyetik vektörün (B_0) paralelinde (= z aksı), çoğu aynı yönde ve azı ters yönde hizalanırlar ve boylamsal (longitudinal) manyetizasyon oluştururlar (Şekil 1A ve B). Bu durumda iken hasta vücuduna gönderilen RF dalgası ile uyarılmaları durumunda bu protonlar gelen enerjinin büyüklüğü ve süresine göre ana manyetik vektörden spin hareketine ilaveten rezonans (salınım) hareketi de yaparak yatay akslara (x, y) doğru saparlar ve transvers manyetizasyona (B_1) geçerler (Şekil 1C ve D) ve bu durumun başında tüm protonlar aynı frekansta uyum içerisinde (faz-ıç) salınım yaparken, RF uyarısı kesildiğinde bir yandan manyetik alan inhomojenitesi nedeniyle faz uyumunu kaybederken (faz-dışı geçiş), diğer yandan da yüklenmiş oldukları fazla enerjiyi RF dalgaları biçiminde ortama salarak ana boylamsal vektöre geri dönerler ki bu duruma T1 relaksasyon adı verilir (Şekil 1E ve F). RF uyarısı ile protonlarda oluşan rezonans hareketi giromanyetik katsayısı ile ilişkili olup her bir proton için

özgündür ve Larmor frekansı ile ifade edilir (Şekil 2). Protonlar sadece kendilerine özgün Larmor frekansında gelen RF dalgasına cevap verirler. RF uyarısı kesildikten sonra protonların relaksasyonu esnasında doku tipine göre farklılaşan ve bu nedenle görüntü kontrastına neden olan iki tür sinyal oluşur: T1 sinyali ve T2 sinyali. Bu sinyaller yüksek manyetik ortamda dokunun nasıl davrandığını gösterir ve doku tipine göre farklılaşır.

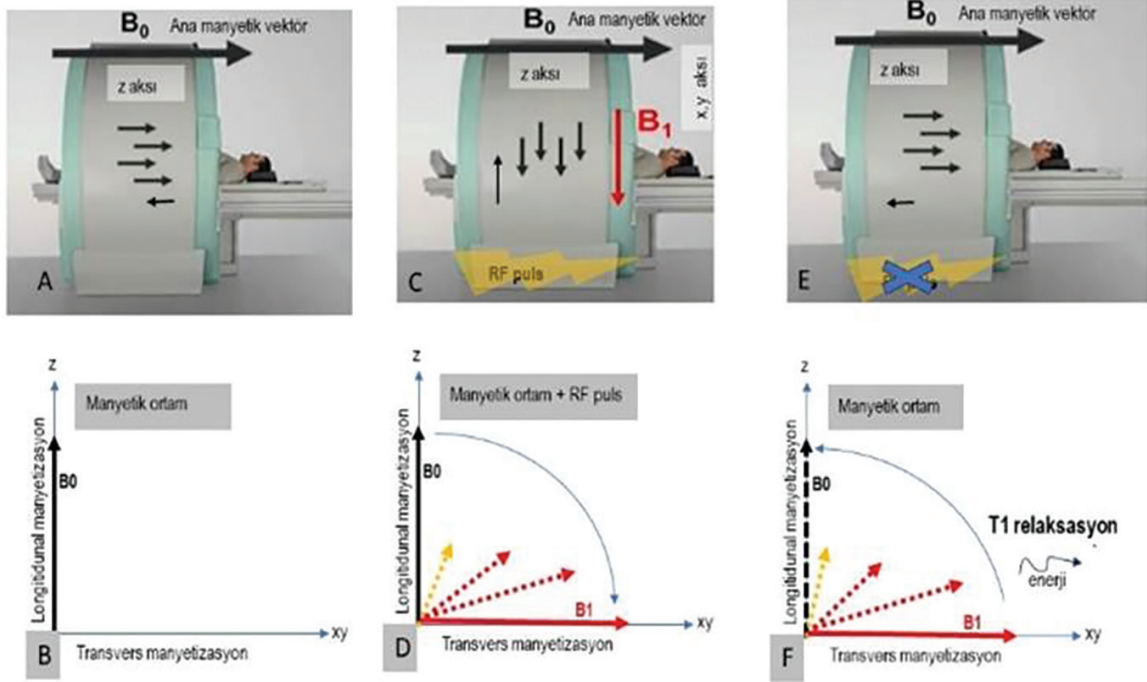
T1 Sinyali

RF uyarısı sonrasında yatay düzleme itilen protonların uyarı kesildiğinde ana manyetik vektöre doğru yeniden boylamsal düzleme hizalanmaları sonucunda oluşur (Şekil 1). T1 sinyalinin oluşumu esnasında protonlar kendi denge konumlarına geri dönerken fazla enerjilerini çevre ortama bırakırlar ve çevre dokularda bir miktar ısınmaya yol açarlar. Bu nedenle bu durum T1 relaksasyon, termal relaksasyon veya spin-lattice relaksasyon adı ile de anılmaktadır. Transvers manyetizasyon (B_1) esnasında sıfır olan T1 relaksasyon miktarı, uyarıcı RF uyarısının kesilmesi sonrasında transvers manyetizasyonun azalması ile birlikte eksponansiyel bir hızla artar ve bu eğrinin maksimum seviyesinin %63'üne ulaşma zamanı T1 zamanı olarak isimlendirilir (Şekil 3 A). Yağ dokusundaki lipit protonlarında olduğu gibi Larmor frekansına benzer serbest hareket yapan moleküllerin olduğu ortamlarda T1 relaksasyon hızlıdır (kısa T1 zamanı) ve bu nedenle boylamsal manyetizmaya hızlı dönerek daha fazla T1 sinyali oluşur. Buna karşı suda çok hızlı hareket eden küçük moleküller ile yavaş hareket edebilen protein gibi makromoleküller, farklı hareket hızlarına rağmen, Larmor frekansından uzak hızda olmalarından ötürü uzun T1 relaksasyon (uzun T1 zamanı) gösterirler ve bu nedenle boylamsal manyetizmaya geri dönüşleri yavaş olup daha az T1 sinyali üretirler (Şekil 3 B).

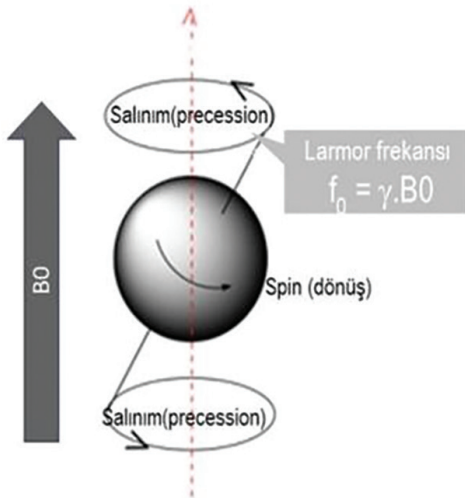
Ortama paramanyetik maddeler (gadolinium, manganez, methemoglobin) gelmesi durumunda serbest sudaki protonların T1 relaksasyon zamanları kısalacağından, T1 sinyal üretimi artacaktır (paramanyetik tabaka etkisi).

T2 Sinyali

RF uyarısı sonrası yatay (x, y) düzleme itilen protonlar aynı frekansta (faz-ıç) rezonans hareketi kazanarak T2 sinyali üretirler [transvers manyetizasyon/transvers relaksasyon (TR)] (Şekil 4). Ancak RF uyarısı kesildikten sonra çevredeki atomlarla (*spin-spin*) etkileşmeden ötürü



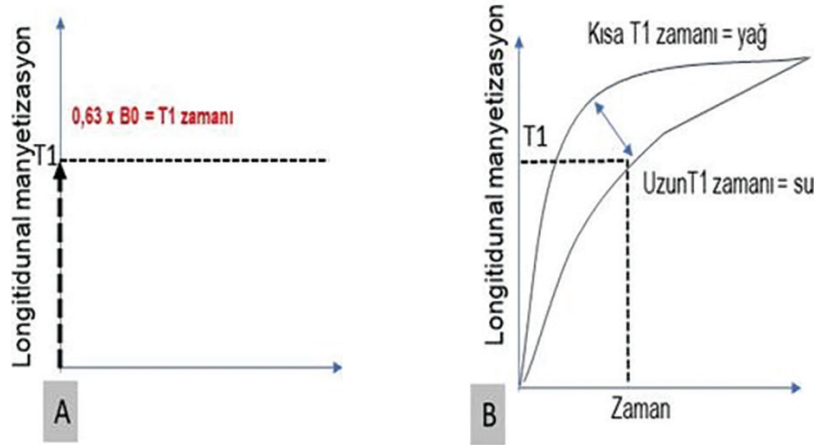
Şekil 1. T1 relaksasyon: İnsan vücudunda kendi bireysel manyetik momentlerine göre rastgele hizalanmış olan hidrojen protonları manyetik alanda ana manyetik vektör (B_0) yönünde hizalanarak z aksında boylamsal manyetizasyon oluştururlar (A, B). Dışardan gönderilen radyofrekans dalgaları bu protonları yatay eksanlere (x, y) doğru iterek boylamsal manyetizasyonu yatay manyetizasyona (B_1) dönüştürür (C, D). Yatay manyetizasyonun başında aynı frekansta (faz-ıç) salınan protonlar radyofrekans (RF) uyarısının kesilmesi ile birlikte bir yandan manyetik alan inhomojenitesi nedeniyle faz uyumunu kaybederken (faz-dışı geçiş), diğer yandan da yüklenmiş oldukları fazla enerjiyi RF dalgaları biçiminde ortama salarak ana boylamsal vektöre geri dönerler (E, F)



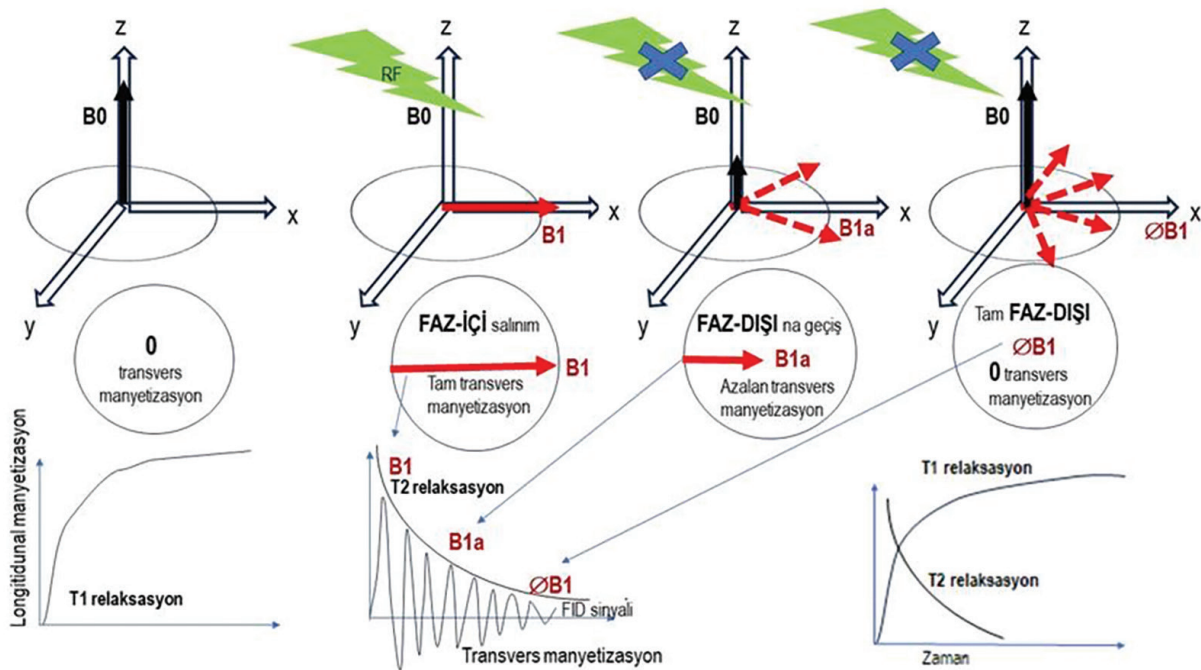
Şekil 2. Larmor frekansı: Radyofrekans (RF) uyarısı ile protonlarda oluşan salınım hareketinin frekansı giromanyetik katsayısı ile ilişkili olup her bir proton için özgündür. Protonlar sadece kendilerine özgün Larmor frekansında gelen RF dalgasına cevap verirler

protonlar arasındaki faz uyumu bozularak T2 sinyali azalmaya başlar ve yeni bir RF pulsu ile uyarılmadıkça bireysel protonlar farklı frekanslarda (faz-dışı) rezonansa geçerken aynı zamanda boylamsal düzleme doğru hizalanmaya devam ettiklerinden, T1 sinyali (boylamsal relaksasyon) artarak manyetizasyon kendi orijinal vektörüne (B_0) geri döner. Oluşan T2 sinyali sinüzoidal dalga biçiminde olup, vektör dedektöre doğru döndüğünde yükselerek pike ulaşırken, dedektörden uzaklaştıkça amplitüdü azalır ve 180 derece uzaklaştığında dibe erişir. RF pulsu kesilince de hızlı ve devamlı bir azalma gösterir. Bu sinyal *free-induction decay* (FID) olarak adlandırılır. FID, hızla sifıra düşen bir titreşen dalga biçiminde gözükür (Şekil 4).

Faz dağınıklığı (protonların farklı salınım frekanslarına geçmesi) ortamdaki mikroçevrelerin neden olduğu manyetik inhomojenitelere bağlı olarak oluşur. Manyetik alan inhomojenitesi yapan iki neden vardır: a) Eksternal manyetik alan inhomojenitesi (T_2') ve b) Komşu protonlar



Şekil 3. T1 zamanı: Transvers manyetizasyon (B1) esnasında sıfır olan T1 relaksasyon miktarı, uyarıcı radyofrekans uyarısının kesilmesi sonrasında transvers manyetizasyonun azalması ile birlikte eksponansiyel bir hızla artar ve bu eğrinin maksimum seviyesinin %63'üne ulaşma zamanı T1 zamanı olarak isimlendirilir (A). Yağ dokusundaki lipit protonlarında olduğu gibi Larmor frekansına benzer serbest hareket yapan moleküllerin olduğu ortamlarda T1 relaksasyon hızlıdır (kısa T1 zamanı) ve bu nedenle boylamsal manyetizmaya hızlı dönerek daha fazla T1 sinyali oluşurken Larmor frekansından uzak hızlarda hareket eden moleküller (küçük moleküller daha hızlı; protein gibi makromoleküller ise yavaş) uzun T1 relaksasyon (uzun T1) zamanı gösterirler ve bu nedenle boylamsal manyetizmaya geri dönüşleri yavaş olup daha az T1 sinyali üretirler (B)



Şekil 4. T2 relaksasyonu: Radyofrekans (RF) uyarısı sonrası yatay (x, y) düzlemde aynı frekansta (faz-ıç) rezonans hareketi kazanarak maksimum miktarda T2 sinyali üretirler. RF uyarısı kesildikten sonra çevredeki atomlarla (spin-spin) etkileşmeden ötürü protonlar arasındaki faz uyumu bozularak T2 sinyali eksponansiyel olarak hızlı bir biçimde azalmaya başlar ve bireysel protonlar farklı frekanslarda (faz-dışı) rezonansa geçerken aynı zamanda boylamsal düzleme doğru hizalanmaya devam ettiklerinden, T1 sinyali (boylamsal relaksasyon) artarak manyetizasyon kendi orijinal vektörüne (B0) geri döner. Oluşan T2 sinyali sıfıra düşen sinüzoidal dalga biçimindedir. Bu sinyal "free-induction decay" olarak da adlandırılır

arasındaki (*spin-spin*) mikroskobik etkileşimler (T2). Her iki sebebin birlikte oluşturduğu sinyal kaybının kombinasyonu T2* ile ifade edilir ($T2+T2' = T2^*$). T2* oluşumunda eksternal manyetik alan inhomojenitesi (T2') daha baskındır. T2' etkisi manyetik alan homojenitesi ile ilişkili ve doku özelliklerinden bağımsız olduğu için hasta ile ilgili pek bir bilgi üretmez. Ana uyarıcı RF pulsundan sonra ikinci bir RF puls (yeniden odaklama puls) gönderilirse bu statik inhomojeniteden kaynaklanan faz uyum kaybını geçici olarak geriye döndürmek ve T2 sinyali oranını artırmak mümkün olur. Tersine mikroçevreden (dokudan) kaynaklanan faz kaybı (T2) geri dönüşümsüzdür. Yine de T2 sinyali kaybının yaygınlığı mikroçevre hakkında da bilgi sağlayarak doku karakterizasyonuna katkıda bulunur. T2 relaksasyon T2* relaksasyona paralel eksponansiyel biçimde oluşur, ancak hızı farklıdır.

Rezonans hareketi daha yavaş azalan dokular (örneğin su ve yağ içeriği yüksek dokular) daha yüksek T2 sinyali üretirler. Yağ dokusu kısa T1 relaksasyonu ve uzun T2 relaksasyon zamanı nedeniyle her iki sinyali de yüksek miktarda üreten yegâne dokudur.

Ağırlıklı Görüntüler

T1 ve T2 sinyalleri MR görüntülemenin temel taşları olup her zaman birlikte, ancak farklı miktarlarda/oranlarda oluşurlar (Şekil 4). Bu oranlara bağlı olarak MR görüntüleri T1-ağırlıklı (T1A) veya T2-ağırlıklı (T2A) olarak ifade edilir. Aslında MR'da sadece transvers manyetizasyon değişimlerinden elde edilen T2 sinyalleri ölçülür ve kaydedilir. T1 sinyalleri ise direkt ölçülemez, ancak T2 sinyaliindeki değişim ile hesaplanır. T1 ve T2 sinyallerinin oluşması için MR ortamına mutlaka RF sinyali gönderilmesi gereklidir ve bu işlem görüntü oluşturabilmek için mükerrer olarak yapılır ki tekrarlayan RF puls'ları arasında geçen zamana "*repetition time*"-tekrarlama zamanı denir ve milisaniye (ms) ile ifade edilir. Öte yandan, her bir RF puls uyarısı sonrasında oluşan sinyal kaybı için bir miktar beklenmesi gereklidir ki bu sinyal kayıt zamanına da "*time to echo*" (TE)-dinleme (yankı) zamanı adı verilmektedir ve yine ms ile ifade edilir. Hem TR hem de TE zamanları operatör kontrolünde iş istasyonu üzerinden değiştirilebilmektedir. T1 ve T2 sinyali oluşumundaki ana faktör doku tipi olmakla birlikte TR ve TE zamanları ile oynanarak görüntülerdeki T1 ve T2 ağırlıkları (T1/T2 oranı) bir miktar değiştirilebilmektedir. "kısa TR (500 ms) + kısa TE (14 ms)" kullanıldığında dokunun T1 özelliği (T1-ağırlıklı görüntü), "uzun TR

(4000 ms) + uzun TE (90 ms)" değerleri kullanıldığında T2 özelliği (T2-ağırlıklı görüntü), "çok uzun TR (9000 ms) + çok kısa TE (<15 sn ms)" değerleri kullanıldığında ise proton dansite yoğunluğu ortaya konmuş olur. Dokunun bu farklı özelliklerini ortaya koyan MR görüntü dizinlerine sekans adı verilmektedir. Farklı RF puls şiddeti ve sayısı ile birlikte TR ve TE zamanlarının değiştirilmesiyle farklı MR sekansları oluşturulmuştur. PET/MR'da kullanılan MR sekansları ilgili bölümde anlatılmıştır.

T1 ve T2 sinyali oluşma zamanı ve oranına etki edebilen diğer bir durum da görüntülen dokuda paramanyetik ajanların birikmesidir. Gadolinyum (Gd) şelatları, ekstrasellüler methemoglobin, melanin, mangan ve serbest radikaller bilinen en belirgin paramanyetik ajanlardır. Bunlar serbest elektronlar içerdiğinden lokal manyetik alan üreterek protonlardaki mevcut T1 (daha duyarlı) ve T2 relaksasyonunu uyarırlar ve böylece özellikle T1A görüntülemeye dokudaki sinyal intensitesinin artmasına yol açarlar. Bu özellik nedeniyle kanamalarda, melanin içeren metastaz tespitinde ve parenteral beslenen hastalardaki patolojik mangan birikimlerinde tanısal özellikli MR görünümüleri oluşmaktadır. Ayrıca ekstrasellüler birikim özelliğine sahip Gd şelatlarının hasta vücuduna verilmesi ile neoplazi ve enflamasyon gibi artmış kan akımı gösteren patolojiler de kolayca ortaya konabilmektedir. MR görüntülemeye kullanılan kontrast ajanlar ilgili bölümde daha detaylı olarak anlatılmıştır.

T1A Görüntüler

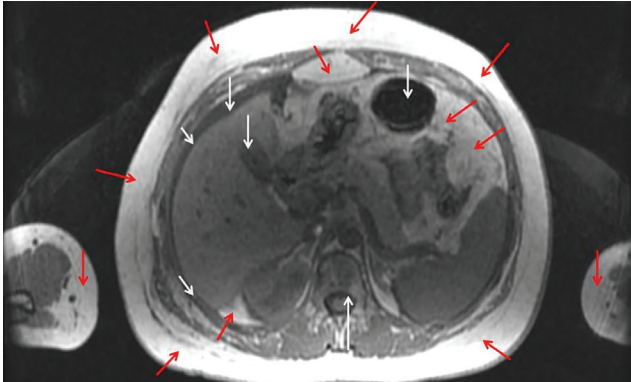
T1A sekanslarda elde edilen doku kontrastı anatomiye ortaya koymada faydalıdır. Yağ ve serbest su, en öngörülebilir T1 sinyali intensitesine sahiptir. T1 relaksasyon zamanı yağ için kısa; su için ise uzundur. Yani T1A görüntülerde su (sıvı) siyah (sinyalsiz); yağ ise beyaz (parlak=yüksek sinyalli) gözüktür (Şekil 5). Normal solid organlar (beyin, kas, karaciğer, dalak ve böbrekler) orta seviyede T1 relaksasyon zamanı gösterirler ve T1A görüntülerde gri tonlarda gözüktürler. T1A görüntülerde dokular arasındaki kontrast farkı, içerdikleri ekstrasellüler su oranı ve makromolekül yoğunluğu ile ilişkilidir (Tablo 1). Örneğin pankreas yüksek protein sentezi ve intrasellüler paramanyetik ajan içeriği nedeniyle T1A görüntülerde en fazla sinyal üreten solid abdominal organdır. Kemik iliği kırmızı/sarı ilik oranına göre değişken sinyal gösterir.

Çoğu patolojik durum, artmış ekstrasellüler sıvı içeriği nedeniyle (T1 relaksasyonu uzattığı için) T1A görüntülerde düşük sinyal üretir. Bu tarz bir sinyal

değişimi algılandığında lezyonu daha iyi karakterize etmek adına, T2A-bazlı bir sekans ya da Gd bazlı kontrastlı T1A görüntüleme ile kombinasyon gereklidir.

Yağ haricinde subakut kan ve proteinöz sıvı içeriği T1A görüntülerinde artmış sinyal üretebilir (Şekil 6). Methemoglobin, hemoglobin yıkım ürünüdür ve beş adet eşlenmemiş elektron içerdiği için paramanyetik etki gösterir. Hemoraji, okside oldukça methemoglobin birikir ve eritrosit membran bütünlüğünün bozulması neticesinde yakın çevredeki suda bulunan hidrojen protonları eritrosit içerisine diffüze olarak methemoglobinin serbest elektronları ile etkileşir. Eritrosit içerisine giren bu protonlar T1 relaksasyon zamanını kısaltarak T1A görüntüde hiperintens görünüm oluşturur. Diğer hemoglobin türevleri (oksihemoglobin, deoksihemoglobin ve hemosiderin) bu etkiyi göstermez.

Makromoleküllerin (protein) T1 kısaltıcı etkisi paramanyetik ajanlardan farklıdır. Bunlar hidrofilik



Şekil 5. Tipik T1-ağırlıklı MR görüntüsü. Beyaz oklarla gösterilen sıvılar (perihepatik yüzey, safra kesesi, beyin omurilik sıvısı, kolon içi) siyah; kırmızı oklarla gösterilen yağ dokuları (cilt altı, parakolik alanlar vb.) parlak; iç organlar ise gri görünümündedir

MR: Manyetik rezonans

Tablo 1. Doku özelliklerine göre T1 sinyali intensitesi

Bariz hipointens (Tam siyah): Düşük proton dansiteli dokular (hava, yoğun kalsifikasyon, kortikal kemik, fibrotik doku, hızlı akan kan)
Hipointens (Siyah-koyu gri): Sıvılar (düşük protein içerikli; beyin-omurilik sıvısı, ödem), tümör, enfeksiyon, enflamasyon, hiperakut ve kronik hemoraji, düşük akımlı kan, ligamen/kas/tendon, abdominal organ, kırıldak
İsointens (Gri): Yüksek protein içerikli sıvı (apse, kompleks kist, sinovyal sıvı), beyin parankimi (gri cevher>beyaz cevher)
Hiperintens (Beyaz): Yağ, subakut hemoraji (methemoglobin), melanin, yavaş akan kan, paramanyetik maddeler (gadolinium, bakır, mangan)

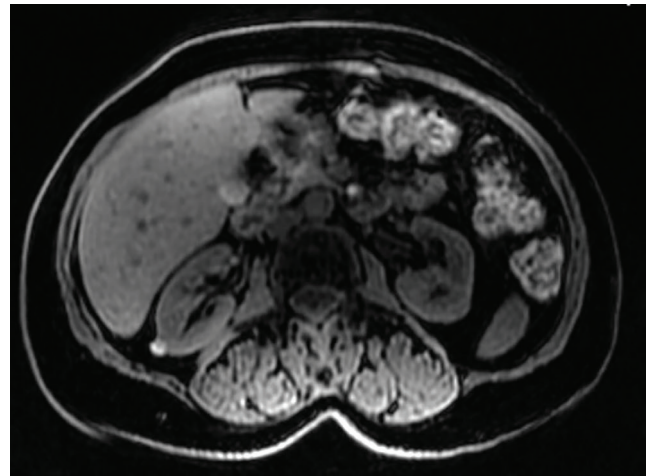
kenar zincirleri vasıtasıyla kendi yüzeylerindeki serbest su protonlarına bağlanır ve su protonlarından oluşan bir tabaka oluşturur (hidrasyon tabaka etkisi). Bağlanan su protonlarında hareket frekansı kısıtlanır ve ortama daha etkin enerji transferi olduğu için T1 kısaltmış olur.

Methemoglobin ve proteinler haricinde mangan ve Gd gibi birçok diğer ajan da T1 zamanını kısaltıcı etki gösterebilir. Mangan total parenteral beslenmede kullanılan bir besindir ve uzun süre parenteral beslenen hastalarda bazal ganglionlarda birikerek, T1A görüntülerde bazal ganglionların fizyolojik durumun aksine, hiperintens gözükmeye neden olabilir.

Makrokalsifikasyonların tersine mikrokalsifikasyonlar T1 hiperintens gözükebilir. Kalsiyum tuzları kristalleşmiş bir ortam oluşturarak serbest su protonlarını yavaşlatır ve bu da T1 relaksasyon zamanını azaltır. Kristalleşmiş ortamın yüzeyi ne kadar genişse o derece T1 parlak olur. Glioblastom gibi bazı tümörlerde mikroanjiyopatik mineralizasyon nedeniyle tümör sınırlarında T1A hiperintens odaklar gözükebilir.

Melanomlar ve metastazları karakteristik olarak T1A hiperintens gözüktürler (Şekil 7). Çünkü melanin serbest radikalleri ve mangan gibi metalleri bağlar ve ayrıca bu tümörler kanamaya meyilli olup, methemoglobin oluşumuna yol açar.

Petröz kemik apeksinde oluşan kolesterol granülomlar da T1A hiperintens (genellikle simetrik) gözüktürler. Bu durum petröz apikal hava hücrelerinde biriken kolesterol kristallerine karşı yabancı cisim reaksiyonu ve buna bağlı



Şekil 6. Yoğun (proteinöz) içerikleri nedeniyle T1-ağırlıklı görüntüde hiperintens sinyal üreten sağ böbrek kisti ve safra kesesi

biriken methemoglobin ve proteinöz debrizlere bağlı T1 sinyal artışıdır.

T1A'da sinyal artışı yapan durumlar lezyonların izointens gözükmemesine neden olabilirler ki bu durumda özellikle kitle etkisi yapmayan lezyonlar (örneğin kas içine kanama) T1A görüntülerinde atlanabilmektedir.

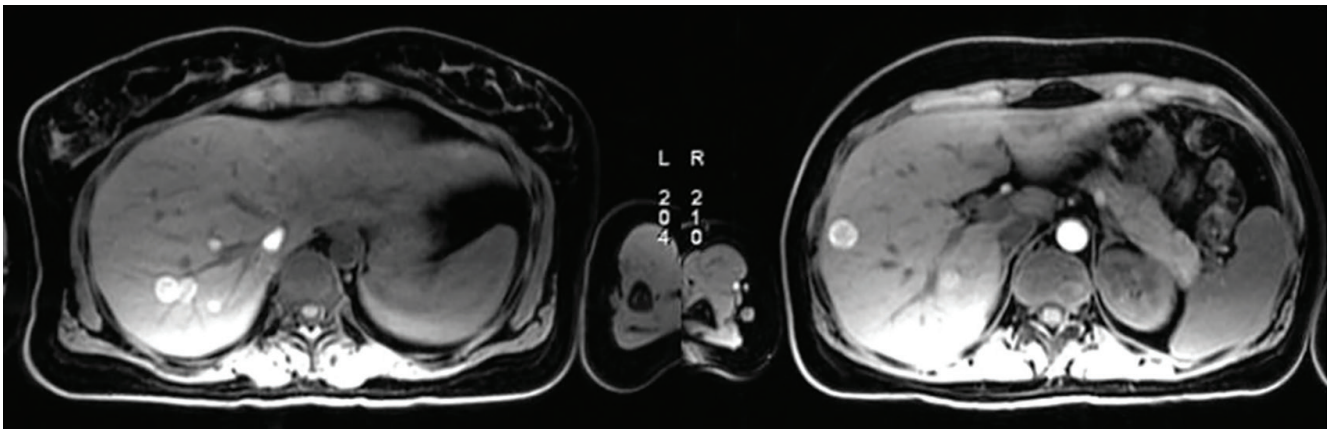
Konvansiyonel T1A görüntüleme *spin-eko* (SE) sekansı ile elde edilir. Ancak bunun süresi uzundur ve tüm vücut MR ve PET/MR görüntüleme için uygun değildir. Bunun yerine çok daha kısa süre alan hızlı SE (FSE veya TSE) ve *gradient-eko* (GRE) sekansları aracılığıyla yapılan T1A görüntülemeler vücut görüntülemeye çok daha uygundur. Bunların da günlük rutinde kullanılan alt tipleri bulunmaktadır:

Dual-Eko veya Kimyasal-Kayma (Faz-İçi/Faz-Dışı) Sekansları (Dixon)

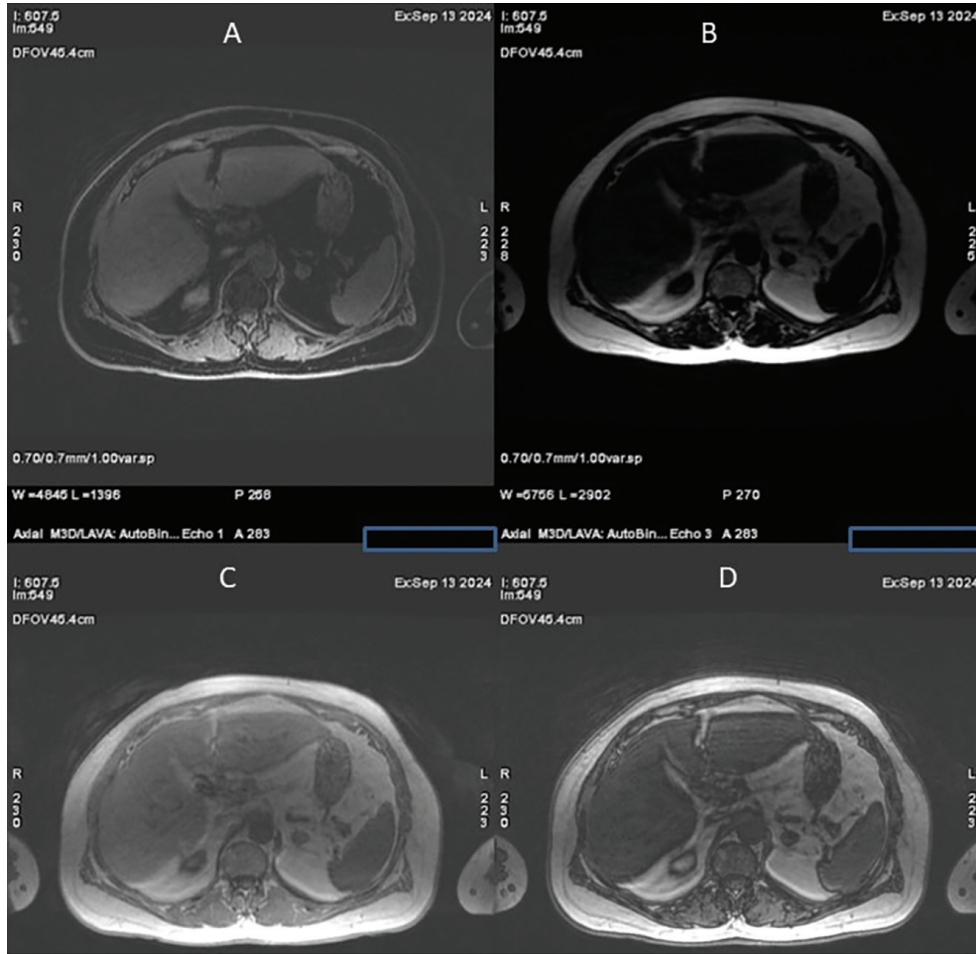
En az iki farklı TE zamanı ile elde edilen 2 boyutlu (2D) T1A görüntülerden oluşur. Rutin vücut MR, abdominal MR ve PET/MR'da elzem sekanslardan birisidir. Burada kısa aralıklı iki farklı TE zamanı (1.5 Tesla için 2,2 ms ve 4,4 ms) seçilir ki birisinde (4,4 ms'de) hem su hem yağ protonları faz-uyumunda (faz-İçi görüntü) olurken TE zamanı 2,2 ms olunca her iki tip proton grubu faz-dağılıması (faz-dışı görüntü) aşamasında olacaktır. Böylece aynı vokselde hem su hem yağ mevcut olduğunda (diğer deyişle mikroskobik yağ varlığında) faz-dışı görüntüleme daha az sinyal meydana gelecek; faz-İçi görüntüleme ise sinyal miktarı çoğalacaktır. Böylece mikroskobik (intrasektüler) yağ içeren dokular (örneğin sürrenal adenomu ve yağlanmış karaciğer) faz-dışı görüntüleme, faz-İçi görüntüleme kıyasla sinyal kaybına uğrayacaktır (Şekil 8). Bu durumda

tümör dokusunun mikroskobik yağ içeriği çok az olduğundan sürrenal adenomları (yağdan fakir adenom değilse), metastazlardan kolayca ayırt edilebilecektir. Yani sürrenal adenomu faz-dışı görüntüleme sinyal kaybına uğrarken, sürrenal metastazında sinyal kaybı olmayacaktır. Sürrenal adenomları haricinde anjiyomiyolipomlar, berrak hücreli renal kanser ve fokal karaciğer yağlanmalarının ayırımında da bu sekans kullanılabilir. Yine aynı özellikten ötürü faz-dışı görüntülerde solid organ kenarlarında sinyalsiz bir sınır (kenar artefaktı, Hint mürekkep artefaktı) oluşur (Şekil 8). Çünkü bolca sıvı içerikli solid organlarımız genellikle ince bir yağ tabakası ile çevrelenmiştir ve dolayısıyla faz-dışı görüntülerde bu yağ tabakası iç parankime kıyasla düşük sinyalli (siyah) gözükecektir (Şekil 8). Demir birikimi olması durumunda ise manyetik inhomojenite artacağı için tersine uzun TE zamanına sahip olan faz-İçi görüntülerde sinyal kaybı söz konusudur. Bu özellik sayesinde de organlardaki demir yüklenmesi tanısını koymak kolaylaşacaktır.

Bu sekans “Faz-İçi= Su + Yağ”; “Faz-dışı= Su-Yağ” verisi içerdiği için bu veriden matematiksel olarak “sadece su” ve “sadece yağ” görüntüleri elde edilebilmektedir. Dolayısıyla, standart Dixon bazlı sekansların tümünde kısa bir zaman diliminde elde edilen tek bir veri setinden 4 farklı görüntü oluşturulmaktadır: a) “Sadece su”, b) “Sadece yağ”, c) “Faz-İçi” ve d) “Faz dışı” (Şekil 8). Üstelik su ve yağ verisi segmente edilerek PET verisindeki yumuşak doku foton atenuasyonunu düzeltmede de kullanılmaktadır. Ancak modern Dixon yöntemlerinde bile boyun bölgesinde ve metal implant çevresi gibi inhomojen alanlarda artefakt oluşumu yaygındır.



Şekil 7. Malign melanom tanısıyla izlenen 32 yaşında kadın hastada yoğun melanin içeriği nedeniyle T1-ağırlıklı görüntüde hiperintens sinyal üreten karaciğer metastazları



Şekil 8. Takipte opere meme kanseri tanılı hastanın LAVA-Flex sekans görüntüleri. A. Su, B. Yağ, C. Faz-ıç, D. Faz-dışı görüntüler. Sol sürrenalde izlenen nodüler oluşum faz-dışı görüntülerde sinyal kaybına uğradığı için mikroskobik yağ içerikli (benign adenom) olduğu anlaşıyor. Ayrıca faz-dışı (D) görüntüde organ çevrelerindeki yağla bağlı sinyal kayıplı çizgilenme (Hint mürekkebi artefaktı) izleniyor

Mikroskobik yağın aksine, makroskobik yağ varlığında faz-ıç ve faz dışı görüntüleme farkı yoktur. Makroskobik yağ standart T1A görüntülerde parlak sinyal verir ve diğer T1A parlak durumlardan ayırt edilmesi için bunun baskılanması gerekir. Bunun için Dixon bazlı sekans yerine kimyasal seçici yağ satürasyon tekniği kullanılır.

Volüm Enterpolasyonlu Gradient Eko Sekansları (LAVA-General Electric; VIBE-Siemens)

Dixon prensibi ile çalışan, ancak 3-boyutlu görüntü oluşturan GRE-bazlı sekanslardır (1). Bir öncekine göre kısa TR zamanı kullandığı için daha hızlıdır ve volümetrik veriden oluşması nedeniyle aynı anda üç uzaysal düzlemde, daha ince ve aralıksız kesit görüntüler

oluşturabilmektedir. Artefakt oluşma oranı da daha düşüktür.

T2A Görüntüler

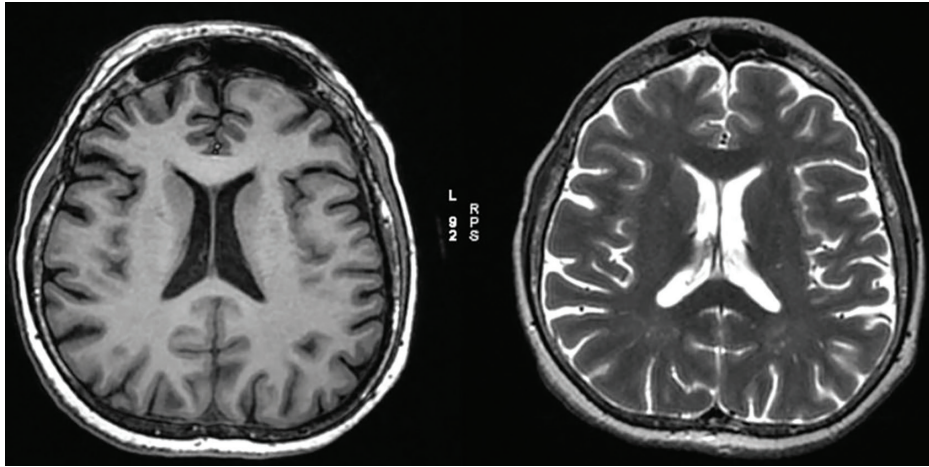
Genelde bütün moleküller kendi lokal manyetik mikroçevrelerinden etkilenecek hareket eder. T2 relaksasyon zamanı (T1'in tersine) manyetik alanın gücüne daha az bağımlıdır. Solid yapılarda ve büyük moleküllerde hareket kısmen kısıtlanır ve bu durumda manyetik alan değişimi kısmi olur. Dolayısıyla doku içeriğindeki değişime göre bazı alanlarda daha güçlü manyetizma oluşurken, diğer alanlarda daha zayıf lokal manyetik alanlar söz konusu olur. Dokulardaki bu kısmi farklılıklar protonlar arasında farklı salınım frekansları oluşturarak faz kaybına

neden olur. T2 relaksasyon zamanı daima T1'den kısadır ve çoğu dokuda 30-60 ms arasında değişir. Öte yandan su gibi küçük moleküller hızlı hareket ettiklerinden daha homojen ve zayıf bir manyetik alan oluştururlar ki bu durumda daha az faz kaybı ve daha uzun T2 relaksasyon zamanı oluşur. Örneğin beyin omurilik sıvısında (BOS) T2 relaksasyon zamanı >1000 ms'dir ve T2A bariz hiperintens görünüm verir (Şekil 9) (Tablo 2). Büyük kollajen fibrillerden oluşan tendon ve ligamanlar ise çok az su içeriğine sahip olduklarından transvers manyetizasyonlarını çabuk kaybederler ve bu nedenle T2A bariz hipotens gözüktürler. Normal kıkırdak dokusu sudan zengin olmasına rağmen T2A hipointenstir, çünkü buradaki su, kıkırdığın rijit moleküler yapısından dolayı serbest hareket edemez, ancak bağlı su moleküllerinin T2 relaksasyon zamanı kısmen uzun olduğundan T2A hipointensitesi düşük-orta düzeydedir. Fibrotik dokular da düşük su miktarı ve makromolekül içeriklerinden ötürü T2A hipointens gözüktür.

Kadın pelvisinin değerlendirilmesinde uterusun zonal anatomisini iyi gösteren T2A görüntüler vazgeçilmezdir (Şekil 10). Erkek pelvisinde mesane haricinde seminal veziküller T2A hiperintens görünümündedirler ve buraya bir tümör infiltrasyonu söz konusu olduğunda gelişen

fibrotik doku nedeniyle infiltrasyon alanı T2A hipointens gözükebilir. T2A görüntüler çoğu patolojik olayın belirlenmesine uygundur, çünkü bunlarda su içeriği fazlaştırmıştır ve bu da T2A'da hiperintens görünüm oluşturur. Ancak her parlak şey su değildir. Örneğin müsinöz tümörler ve nöroendokrin tümörler düşük su içeriklerine rağmen T2A parlaktır (su kadar değil) ve diğer sekanslar ile de değerlendirilmeleri gerekir.

T2A görüntüler hem SE hem de GRE sekanslarda üretilebilir. SE sekansta uzun TR ve orta-uzun TE zamanı kullanılarak oldukça saf T2 oluşturulabilirken GRE de T2* ağırlık oluşur. SE T2A görüntüleri uzun zaman aldığından vücut MR protokollerinde yerini FSE veya GRE bazlı görüntülemelere bırakmıştır. FSE veya TSE sekanslar yağ baskılı veya baskısız uygulanabilmektedir. Çok iyi rezolüsyon sağlar. Ancak görüntüleme süresi nispeten uzun olduğu için solunum hareket artefaktlarına çok yatkındır. Daha çok pelvis görüntülemeye tercih edilir. Buna karşın tek bir uyarıcı RF pulsundan sonra çok sayıda dinleme yaparak elde edilen *single-shot fast-spin eko* (FSE) veya HASTE sekansları çok daha hızlıdır. Çok hızlı olduklarından hareket artefaktı olmaz. Yağ baskılı veya baskısız uygulanabilir. MR kolanjiopankreografi için kullanılan yegâne sekanstır. Şimdilerde nerdeyse tüm FSE/



Şekil 9. Orta beyinden geçen T1A (sol taraf) ve T2A (sağ taraf) aksiyel kesitler. T1A'da BOS siyah gözüktürken T2A kesitte parlak görünümündedir
BOS: Beyin omurilik sıvısı

Tablo 2. Doku içeriklerine göre T2 sinyali intensitesi

Bariz hipointens: Düşük proton dansiteli dokular (hava, yoğun kalsifikasyon, kortikal kemik, fibrotik doku, hızlı akan kan)
Hipointens: Protein içeriği zengin sıvı
İzointens: Beyin dokusu (beyaz cevher>gri cevher)
Hiperintens: Serbest sıvı, yağ, oksihemoglobin, ödem, tümör

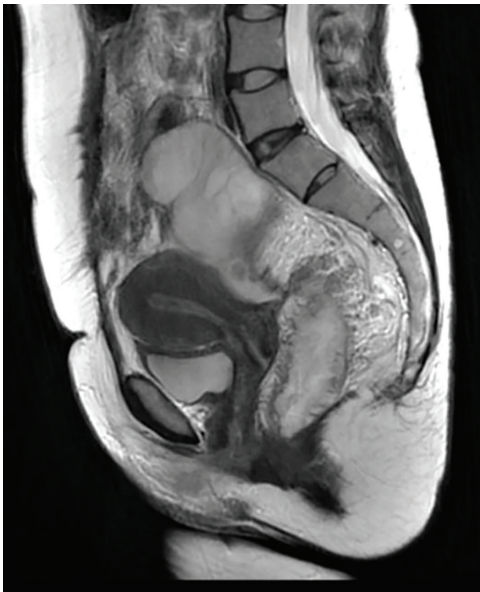
TSE sekansların yerini almıştır. Ancak bu sekanslardaki T2 ağırlığı konvansiyonel TSE/FSE sekanslardan düşüktür.

Yağ Baskılı Görüntüler

Dokularımızda iki tür yağ birikimi oluşmaktadır: Makroskobik ve mikroskobik (intrasellüler). Makroskobik yağ dokular kısa T1 relaksasyon ve uzun T2 relaksasyon zamanı nedeniyle hem T1A hem de T2A da hiperintens sinyal üretirler. Bu özellik ödem, enflamasyon veya kontrastlanma gösteren patolojilerin yağ dokusu içeriğinde ayırt edilmesini zorlaştırır. Bu nedenle yağ sinyalini baskılayan MR görüntüleme teknikleri geliştirilmiştir ve rutinde çoğu zaman kullanılmaktadır. Bunlar yağ satürasyon tekniği, *inversion-recovery* tekniği, su eksitasyon teknikleri ve kimyasal kayma temelli teknikler olarak sıralanabilir. Mikroskobik (intrasellüler) yağ birikimi ise Dixon-bazlı sekanslarda ortaya konmaktadır. Rutin uygulamada en sık kullandığımız yağ baskılama sekansları *short tau inversion recovery* (STIR) ve Dixon'dur (kimyasal kayma). Bunların detayları MR sekansları bölümünde verilmiştir.

Difüzyon Ağırlıklı Görüntüleme (DAG)

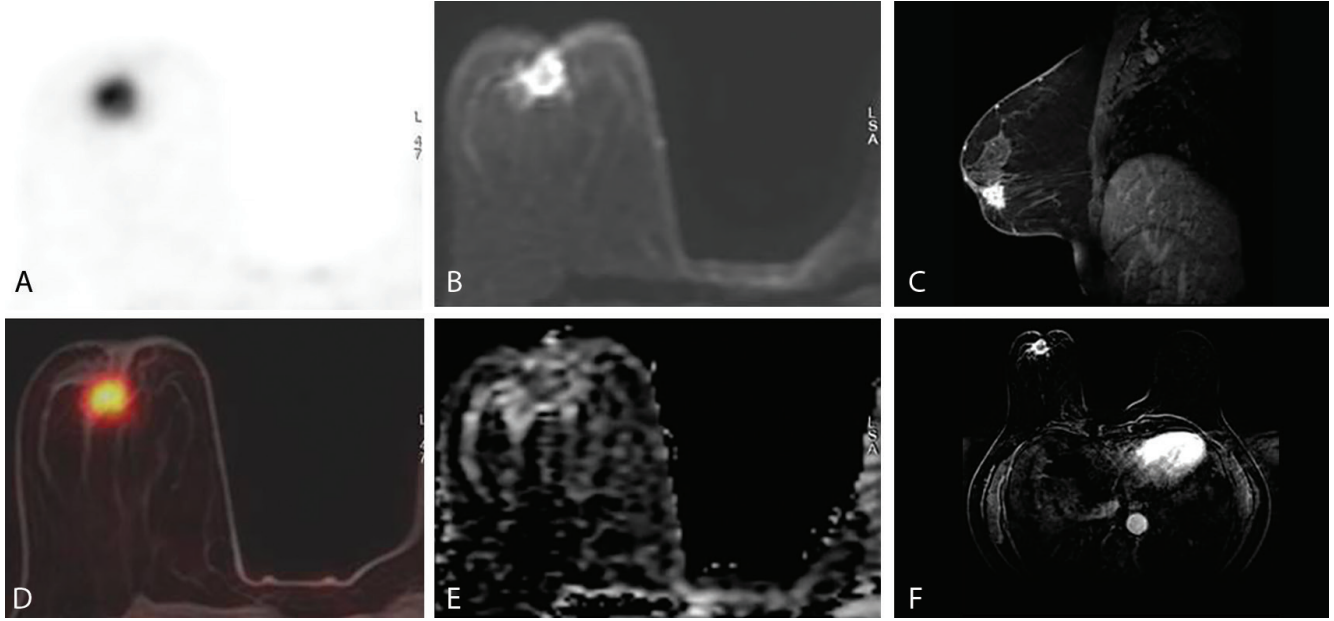
DAG, kontrastsız vücut-MR görüntülemeye en keskin lezyon tespitini sağlayan sekanslardan biridir ve dokuda su moleküllerinin difüzyon hızını yansıtır. Normal dokularda interstisyel veya ekstrasellüler



Şekil 10. T2-ağırlıklı sagittal pelvis görüntüleme uterusu gösteren zonal anatomiyi en iyi gösteren yöntemdir

aralıkta su molekülleri kolayca dolaşır (difüzyon). Tümör ve enflamasyon gibi hipersellüler dokularda ise bu difüzyon kısıtlanır. DAG, konvansiyonel sekanslarda gözükken lezyonların daha iyi karakterize edilmesini sağlarken T1A veya T2A sekanslarda sinyal vermeyen parankim lezyonlarını da ortaya koyabilmektedir. Ancak maligniteye özgün değildir ve bazı benign durumlar da difüzyon kısıtlaması gösterir (Şekil 11) (2). DAG, düşük (b50) ve yüksek (b400-100) olmak üzere asgari iki b değerinde yapılır ve bunlardan matematiksel işlemle görünür difüzyon katsayısı (ADC) haritası elde edilir. DAG görüntüleri, daima ADC haritalama ile birlikte değerlendirilir. DAG görüntülemeye (özellikle yüksek b değerinde) parlak gözükken alanların ADC haritalamada koyu (siyah-gri) gözükmesi difüzyon kısıtlılığının olduğunu ifade eder (tümör, enflamasyon). Bunun tersine hem b-görüntüde hem de ADC'de parlak görünen lezyonlarda difüzyon kısıtlılığı yoktur (kist veya basit sıvı) ve bu durum b görüntülerindeki T2 sinyal yansımasını ifade eder. Zaten, B0 görüntüsü aslında basit bir T2 (yağ baskılı) görüntüsüdür. Bu nedenle difüzyon kısıtlaması açısından yüksek b değeri görüntüsü ile ADC haritalama esas önem arz eden komponentlerdir. Yine de difüzyon kısıtlılığı değerlendirilirken ilgili lezyonun sinyal özelliklerini ve ADC değerlerini serbest difüzyon özelliğine sahip vücut sıvılarıyla (BOS, safra kesesi) karşılaştırmak iyi olur. Çünkü bazı durumlarda zemin sinyal aktivitesine göre görece parlak olan (ama BOS'a göre daha az parlak) kısmi difüzyon kısıtlaması gösteren lezyonlar yanlış yorumlanabilir. T2A-hipointens benign lezyonlarda da (uterus miyomları, fibrotik doku) b-görüntülerde ve ADC haritalamada da T2'ya benzer sinyal (hipointens) özelliği vardır ve bu pattern de difüzyonun kısıtlanmadığını ifade eder. DAG'nin en önemli özelliklerinden birisi de ADC haritalamada çizilen ilgi alanlarında difüzyon kısıtlılık derecesini kantitatif olarak hesap edebilmesidir. Normal ve anormal lenfoid doku, tümörler, kan ürünleri, enflamasyon ve pürülan materyal difüzyon kısıtlaması gösterir. Dolayısıyla lezyon ayırıcı tanısında özgünlüğü düşüktür.

DAG vasküler problemlerin çözümüne de yardımcı olabilir. Yavaş akımlı vasküler yataklarda düşük b değerlerinde vasküler sinyal gözükmez. Vasküler sinyal olması trombus varlığına işaret eder, ama tümör trombusunu benign olandan ayırt edemez (3). Bu durumu en iyi kontrastlı görüntüleme çözer. Buna karşılık DAG ile difüzyon kısıtlaması göstermeyen ancak vasküler yataкта



Şekil 11. Sağ meme retroareolar alandaki kitleden meme kanseri tanısı alan ve evreleme amacıyla FDG-PET/MR yapılan hastanın meme görüntüleri. A. FDG-PET, B. PET-T1A füzyon, C. DAG (b=800), D. ADC haritalama, E. Kontrastlı sagittal T1A, F. Prekontrast T1A-post-kontrast T1A çıkartma görüntüleri. Retroareolar bölgedeki kitlenin yoğun hipermetabolizma, bariz difüzyon kısıtlaması ve kontrast tutulumu gösterdiği izlenmektedir

FDG: Florodeoksiglukoz, PET: Pozitron emisyon tomografi, MR: Manyetik rezonans, DAG: Difüzyon ağırlıklı görüntüleme, ADC: Görünür difüzyon katsayısı

kontrastlanma gösteren lezyonlar vasküler anomaliyi (psödoanevrizma) ifade eder.

PET/MR'ın Tercih Edildiği Onkolojik Endikasyonlar (4)

1. Radyasyon riski yüksek hastalar:
 - a. Pediatrik yaş grubu maligniteleri
 - b. Uzun sağkalım beklenen ve görece sık PET görüntüleme gerektiren maligniteli (örneğin lenfoma) genç hastalar
2. BT ile yeterli anatomi bilgisi alınamayan vücut bölgelerindeki maligniteler:
 - a. Beyin tümörleri (primer ve metastazlar)
 - b. Baş-boyun tümörleri
 - c. Pelvik maligniteler
 - i. Rektum kanseri
 - ii. Jinekolojik kanserler
 - iii. Prostat kanseri
3. MR özgülüğünün yüksek olduğu dokulardaki maligniteler

- a. Meme kanserleri
- b. Karaciğer tümörleri
- c. Kemik iliği tümörleri

PET/MR'da Kullanılan Görüntüleme Protokolleri ve Veri İşlenmesi

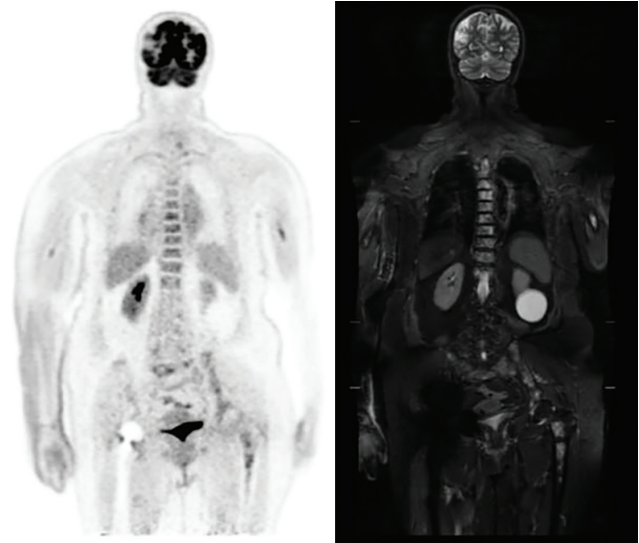
Hibrit görüntüleme modalitelerinde her bir komponentin mümkün olan en kısa sürede diğerini tamamlayıcı bilgi üretmesi esastır. Örneğin PET/BT'de BT ile çok kısa sürede elde edilen doku transmisyon haritası PET verisindeki foton atenuasyon problemini çözmede ve kısıtlı anatomik enformasyonu tamamlamada PET komponentine optimal bir partnerlik sağlamaktadır. Bu uyum sayesinde standart PET/BT sistemlerinde tüm vücut görüntüleme 15-20 dakikada tamamlanmaktadır. Diğer yandan, MR görüntülemenin uzun sürmesi nedeniyle standart bir tüm vücut PET/MR görüntüleme kullanılan MR görüntüleme protokollerine bağlı olarak yaklaşık 45-90 dakikada tamamlanabilmektedir. Bu da kısa yarı ömürlü olan PET radyofarmasötiklerinin sarfiyatını artırarak ve günlük hasta döngüsünü azaltarak işletim maliyetini

yükseltmekte ve alıngelmiş standart PET görüntüleme iş akışını bozabilmektedir. Ayrıca görüntüleme süresi uzadıkça hasta tolerans sınırı azalmaktadır. Bununla birlikte dijital dedektörler sayesinde PET/MR'da daha verimli PET sayımı toplanabilmesi nedeniyle kullanılması gereken radyofarmasötik dozu görece azaltılabilmektedir. Bu açıdan pediatrik hasta grubunda ve sık PET görüntüleme gereken hastalarda kümülatif radyasyon dozunun azaltımı açısından PET/MR, PET/BT'den daha caziptir.

MR komponenti dokunun değişik morfolojik ve fonksiyonel parametrelerini elde etme açısından BT'den çok daha fazla potansiyel taşımakla birlikte tüm bu parametrelerin PET'insahip olduğu tanı gücüne katkısı çoğu zaman sınırlı kalabilmektedir. Üstelik transmisyon bilgisi içermeyen MR verisi, PET'teki foton atenüasyon düzeltmesi açısından da idealden oldukça uzaktır. Dolayısıyla tüm vücut PET/MR görüntülemeye kullanılacak MR sekansları ve toplam görüntüleme süresinin optimizasyonu konusunda halen tam bir fikir birliği oluşmamıştır. Aslında PET/MR, hedefe yönelik radyofarmasötiklerin tanı gücünü kullanan PET görüntüleme teknolojisinin son versiyonu olan bir hibrit görüntüleme modalitesidir ve bundan standart PET iş akışından ödün vermeden eksiksiz bir MR verisi elde etmeye çalışmak günümüz MR teknolojisi ile rutinde çok mümkün görünmemektedir. Bu nedenle endikasyon bazında tüm vücut PET/MR görüntülemeye tanı doğruluğuna net katkı yapmayan MR sekanslarının görüntüleme protokollerinden elenmesi gerekmektedir. PET/MR kullanımının yaygınlaşması ile birlikte yakın gelecekte bu konu daha da netleşecektir.

PET/MR görüntüleme, PET/BT'deki topograma benzer şekilde, kapsanacak görüntüleme alanının belirleyen MR lokalizer görüntü ile başlar. Ardından bu lokalizer ile belirlenen vücut bölümüne ait her bir yatak pozisyonu için simultan PET ve MR görüntüleri alınır. Güncel PET/MR cihazlarında her bir yatak pozisyonu 25 cm'lik bir aksiyel görüş alanına sahip olsa da geçişler arasında %23 oranında çakışma gerçekleştirilir. Böylece çok uzun boylu olmayan insanlarda onkolojik endikasyonlar için gerekli olan kranial verteksten orta uyluklara kadar olan vücut alanı (standart vücut tarama) 5-7 yatak pozisyonunda tamamlanır. Her bir yatak süresi için optimal PET görüntüleme süresi 2-3 dakikadır ve detaylı bir MR görüntüleme için yetersiz olan bu süre zarfında en azından yeterli diagnostik enformasyon sağlayabilen basit MR sekanslarının tamamlanabilmesi cihazın etkin ekonomik kullanımını sağlayacaktır. Bu sekansların

başında atenüasyon düzeltme için kullanılan ve T1A görüntü özelliklerini tamamen karşılayan ve anatomik bilgi üreten iki-nokta 2-boyutlu veya 3-boyutlu izotropik Dixon sekansı gelir (5). Dixon sekansı aynı faz-ıç ve faz-dışı görüntülerini ve bunlardan da matematiksel olarak pür-yağ ve pür-su görüntülerini üreterek dokuları temel içeriklerine göre 4 ayrı kategoride (hava, akciğer, yağ ve yumuşak doku) segmente eder ve atenüasyon düzeltme amaçlı da kullanılır. Dixon sekansı, pür yağ görüntüleri sayesinde kemik iliği metastazlarının tespitinde yardımcı olur, ancak sinyal içermeyen kemik dokuya ait segmentasyon yapamadığı için bundan kaynaklanan atenüasyon düzeltmesini yapamaz. Dixon sekansı 3-boyutlu yapıldığında tek bir volümetrik veri setinden üç uzaysal düzlemde kesit görüntüler sağlar. Dixon sekansını takiben koronal (veya sagittal) düzlemde yağ baskılı T2A görüntüleme (tercihen STIR sekansı ile) yapılır ve özellikle vertebral metastaz, fraktür ve spinal kord kompresyonunu değerlendirmede kullanılır (Şekil 12). STIR sekansı, ayrıca fokal beyin lezyonu veya beyin ödemi görüntülemeye de



Şekil 12. Altmış dokuz yaşında metastatik meme kanseri tanısıyla takipli hastanın PET/MR görüntüsünde omurganın muhtelif düzeylerinde, sol femurda ve bilateral humerus diafizlerinde FDG-pozitif metastazlar MR STIR sekansında (özellikle omurgadakiler belirgin) hiperintens görünüm vermektedir. Ayrıca sağ serebral hemisferdeki atrofik alanda (muhtemel SVO sekeli) BOS birikimine bağlı STIR hiperintens görünüm mevcuttur. Bunların dışında sağ kalça eklem protezinden ötürü STIR görüntüde manyetik metal artefaktı izlenmektedir

PET/MR: Pozitron emisyon tomografisi/manyetik rezonans, FDG: Florodeoksiglukoz, STIR: Short tau inversion recovery, SVO: Serebrovasküler olay, BOS: Beyin omurilik sıvısı

yarar sağlar. Teknik olarak T2A görüntülerin 3-boyutlu yapılması mümkün olsa da uzun sürdüğünden dolayı bunun için tek bir planda (2 boyutlu; koronal veya sagittal) yapılması tercih edilmektedir. İlaveten karaciğer ve toraks değerlendirme için aksiyel T2 Propeller sekans eklenir. “Single-shot difüzyon-weighted echo-planar” (DAG) sekansı da tüm vücut PET/MR protokollerinde yaygın kullanılan ve yaklaşık 15 dakika süren diğer bir sekanstır. Bu sekans sellülarite artışı gösteren lezyonların (malignite, enflamasyon) göstermede faydalıdır. DAG sekansının etkin kullanılabilmesi için biri düşük (50 s/mm²), diğeri yüksek (800-1000 s/mm²) olmak üzere en az iki ayrı b değerinde yapılarak ADC haritasının da elde edilmesi gerekir (6). Bu şekilde uygulanan basit tüm vücut PET/MR görüntüleme protokolü yaklaşık 45 dakika içinde tamamlanabilmektedir. Bu standart tüm vücut PET/MR görüntülemenin devamında endikasyona göre istenen bölge veya bölgelere özgün MR sekansları (genellikle aksiyel kontrastlı T1A ve aksiyel-koronal bölgesel T2A ve/veya kontrastlı T1A) ilave olarak uygulanabilir ve bu esnada istenirse PET komponentine de tekrar veri kaydı yaptırılarak ek bölgesel PET görüntülemeler elde edilebilir. Örneğin beyin metastaz sıklığı yüksek olan ileri evre akciğer kanserlerinin inisyal evrelemesinde beyne yönelik MR sekanslarının (T1A, T2A, kontrastlı T1A)

ilave edilmesi okült beyin metastazlarını göstermede fayda sağlayacaktır. Benzer şekilde florodeoksiglukozun (FDG) etkisiz kalabileceği primer karaciğer kanserlerinde dinamik kontrastlı üst batin MR görüntüleme elzem olacaktır. Prostat kanserlerinin primer evrelemesinde prostata yönelik fokus T2A ve DAG görüntüleme eklenmelidir. Tabi ki eklenen ilave MR sekanslarına paralel olarak toplam görüntüleme süresi artar. Tablo 3'te tüm vücut MR görüntülemeye endikasyona göre sıklıkla kullanılan sekanslar listelenmiştir (7).

DAG sekansının sağladığı enformasyon çoğunlukla PET görüntülemeye mevcut olduğundan ve zaman aldığından, tüm vücut PET/MR görüntülemeye bu sekansının dahil edilmesi tartışmalıdır. Akciğer, baş-boyun, jinekolojik ve kolorektal kanserler ile lenfomaların evrelemesi ve yeniden evrelemesinde DAG'ın katkısı bazı araştırmalarla gösterilmiştir (10-14). Buna rağmen örneğin baş-boyun kanserlerinde PET görüntülemeye tanısız katkı yapmadığı gösterilmiştir (15). Daha çok PET radyofarmasötik tutulumunun azalma potansiyeli olan ve MR'dan elde edilen bilginin öne geçtiği durumlarda (tedavi yanıtı belirleme, takip, FDG afinitesi düşük olabilen tümörler vb.) kullanılması daha akılcı görünmektedir. Ayrıca DAG görüntülerinden, PET'te olduğu gibi 3D maksimum yoğunluk projeksiyonu da (MIP) oluşturulabilir.

Tablo 3. Onkolojik amaçlı tüm vücut MR'da kullanılan sekanslar (8,9)

Sekans	M.miyelom (MY-RADS)	Metastatik prostat kanseri (MET-RADS-P)	Meme kanseri	Over kanseri	Lenfoma	Malignite tarama
Tüm omurga-sagittal T1 FSE, 4-5 mm kk	Elzem	Elzem	Evet	Evet	Hayır	Hayır
Tüm omurga-sagittal T2 FSE STIR, 4-5 mm kk	Elzem	Elzem	Evet	Evet	Evet	Evet
TV-aksial T1 GRE Dixon-5mm kk	Elzem verteks-diz	Elzem verteks-orta uyluk	Evet verteks-uyluk	Evet verteks-uyluk	Evet verteks-uyluk	Evet verteks-uyluk
TV-DAG STIR, 5-7 mm kk; b50-100 ve b800-1000	Elzem verteks-diz	Elzem ktb-uyluk	Evet ktb-uyluk	Evet ktb-uyluk	Evet ktb-uyluk	Evet ktb-uyluk
TV-yağ baskısız FSE, 5 mm kk	Detay istenirse verteks-diz	Detay istenirse verteks-uyluk	Evet verteks-uyluk	Evet verteks-uyluk	Evet verteks-uyluk	Evet verteks-uyluk
Akciğer 3D T1 GRE* 3mm kk, TE (<1.5 ms)			Evet	Evet	Evet	Evet
Bölgesel	Semptomatik veya alan dışı bölge	Gerekmez	Beyin aksiyel, T1,T2 koronal T2, kontrastlı T1	Batin Yağ baskısız T2A koronal, 5 mm kk	Gerekmez	Gerekmez

MR: Manyetik rezonans, MY-RADS: Myeloma Response Assessment and Diagnosis System, MET-RADS-P: METastasis Reporting and Data System for Prostate Cancer, FSE: Fast spin eko, STIR: Short tau inversion recovery, DAG: Difüzyon ağırlıklı görüntüleme, GRE: Gradient-eko

Hasta hazırlama ve pozisyonlama aşamasının da yaklaşık 15 dakikaya mangan gerektirdiği dikkate alındığında tüm bu görüntüleme süreleri hareketsiz yatması gereken hastanın tolerans sınırlarını zorlamaktadır. MR, harekete çok duyarlı bir modalitedir ve en minimal harekette bile görüntü artefaktı oluşabilmektedir. Üstelik cihazın uzun ve dar gantri tüneli nedeniyle klostrofobik etkisi de PET/BT'den yüksektir ve başta pediatrik yaş grubu olmak üzere sedasyon gereklilik oranı bariz artmaktadır.

PET/MR görüntüleme PET görüntüleme protokolü ve verinin işlenmesi PET/BT'de olduğu gibidir. Nükleer Tıp hekimlerinin bu konuya aşina olması nedeniyle bu bölümde bunun detaylarına girilmeyecektir.

PET/MR görüntüleme için diğer önemli bir husus randevu aşamasından itibaren hastanın iyi sorgulanması ve iyi anamnez alınmasıdır. PET/MR tüneli uzun ve gantri çapı dar (60 cm) olduğu için klostrofobik hastalarda problem yaşanması kaçınılmazdır. Hastaların bu durumu önceden bilirse düşük dozda sedatif ilaçlar (alprazolam, diazepam gibi benzodiazepin türevi ilaçlar) yardımı ile hasta toleransı artırılabilir. Hasta vücudunda MR uyumlu olmayan metalik protezlerin bulunması durumunda ise PET/MR görüntüleme yapılmamalıdır.

PET/MR'da PET verisinden elde edilen standart uptake değeri, total lezyon glükolizi ve metabolik tümör volumü gibi semikantitatif indeksler ile MR'dan rölatif yağ fraksiyon yüzdesi (rF%) ve ADC değerleri elde edilebilmektedir. RF%, vücutta yağ dokusu dağılımının kantitatif bir ifadesidir. Ayrıca onkolojik açıdan kemik iliği tutulum oranı için de kullanılabilir (16). ADC, DAG'deki farklı b değerlerindeki sinyal intensitelerine monoeksponansiyel uydurma yapılarak, üretici firmanın sağladığı yazılım vasıtasıyla hesap edilmekte ve farklı dokularda su moleküllerinin difüzyon derecesini ifade eden parametrik bir harita olarak ekrana yansıtılmaktadır (17). Bu haritalama üzerinde ilgi alanları çizildiğinde ADC değerleri rakamsal olarak da izlenebilmektedir. ADC değeri mm^2/s birimi ile ifade edilmekte olup, normal difüzyonun aralık değerleri konusunda fikir birliği olmamakla birlikte yetişkinlerde $1000-1100 \times 10^{-6} \text{ mm}^2/\text{s}$ 'nin altındaki değerlerin difüzyon kısıtlılığını gösterdiği kabul edilmektedir. Yine de görüntülen organ ve patolojiye göre ADC değerleri değişkendir. Tablo 4'te bazı ADC değerleri listelenmiştir. ADC değerleri, tedaviye yanıtı belirlemede ve malign-benign lezyon ayırımında kullanılabilir (18).

Lezyon Türüne Göre MR Görünümleri

Sıvı İçerikli Lezyonlar

Yoğunluklarına ve içerdikleri moleküllerin özelliklerine göre değişebilse de sıvılar genellikle T1A hipointens, T2A hiperintens gözüktürler. Bu nedenle bir vücut MR görüntüsüne bakıldığında ilk önce spinal kanaldaki BOS görünümü incelenir: BOS siyah gözükyorsa bunun T1A, parlak (beyaz) gözükyorsa T2A görüntü olduğu anlaşılır. İstisna olarak sadece kraniyal görüntülerde kullanılan FLAIR sekansı T2A temelli bir görüntü olsa da özel baskılama tekniği nedeniyle BOS'u siyah gösterir. BOS görünümüne (parlaklık ve homojenitesi) aşına olduktan sonra diğer sıvı içerikli doku/organlar (örneğin safra kesesi) araştırılır.

Çeşitli organlarda oluşabilen kistler en yaygın rastlanan sıvı içerikli lezyonlardır. MR'da tipik olarak T2A hiperintens, T1A hipointens görünüme sahiptirler. Ancak kistin içeriği yoğunlaştıkça MR görünümü farklılaşabilir (Şekil 6). Protein ve paramanyetik materyal (kan ürünü) içeriği artarsa (>50%), T1A-hiperintens, T2A-hipointens görünüm verebilirler. Basit kistler ince cidarlı ve homojen iç görünümü olup, internal kontrastlanma ve difüzyon kısıtlaması göstermezler. Bunların cidarlarında ince bir rim tarzında kontrast tutulumu olabilir. Apseler yoğun içerikli kist görünümü verirler ve difüzyon kısıtlaması da gösterebilirler.

Ödem, sıvı içerikli lezyonlara diğer bir örnektir. Ödem birçok patolojik süreç esnasında vücudun değişik

Tablo 4. Örnek ADC değerleri (19,20,21,22,23)

Organ/patoloji tipi	ADC değerleri ($10^{-6} \text{ mm}^2/\text{s}$)
Beyin	
Beyaz cevher	670-800
Derin beyaz cevher	700-850
Kortikal gri cevher	800-1000
Beyin-omurilik sıvısı	3000-3400
Astrositom	
Grade I	1273 ± 293
Grade III	1067 ± 276
Grade IV	745 ± 135
Pelvis	
Normal endometrial zon	1530
Benign endometrial lezyon	1300
Uterus polipleri	1270-1580
Endometrial karsinom	880-980
ADC: Görünür difüzyon katsayısı	

yerlerinde oluşur. Örneğin kemik iliği travma (kontüzyon, kırık), neoplazi ve enfeksiyona maruz kaldığında ekstrasellüler ödem oluşur ve ödemli alan T2A'da hiperintens sinyal üretir. Beyinde sitotoksik ve vazojenik olmak üzere iki tip ödem olabilir. Sitotoksik ödem sellüler metabolizma bozulduğunda oluşur ve en sık neden infarkttır. Olay olduğunda sodyum-potasyum pompası durur ve iyon imbalansı ve osmozise bağlı intrasellüler su akışı başlar. Yani sitotoksik ödem intrasellüler sıvı birikimidir. Vazojenik ödemin tersine, gri cevherdeki artmış enerji ihtiyacı nedeniyle, gri cevherde azami olur. Çoğunlukla infarkt nedeniyle oluştuğundan genellikle kama şeklindedir ve korteksin katmanlarına uzanır. Vazojenik ödem ise kan beyin bariyerinin bozulmasına bağlıdır ve ekstrasellüler ödemdir. Bu nedenle primer olarak beyaz cevher traktlarında (ekstrasellüler alan daha az rijit) gelişir. En sık nedenler tümör, travma ve iskemik yaralanmadır. Serebral bir infarktta her iki tip ödem de oluşabilir. Başlarda oksijen ve enerji eksikliği sitotoksik ödemle sonuçlanır. Ancak olay uzadıkça hücre ölümü ve kan-beyin bariyeri bozulması ile vazojenik ödem tabloya eklenir. Vazojenik ödem majör bileşendir ve stroke sonrası birkaç gün içinde önemli şişme nedeniyle kitle etkisi ve herniasyon oluşur.

Ligament ve tendon patolojilerinde de sıklıkla ödem oluşur ve bu yapıların T2A ağır hipotens görünümü zemininde T2A hiperintens özellikteki ödem çok kolay ayırt edilir. Bu nedenle ligament ve tendon patolojilerinde MR çok duyarlıdır. Aynı şekilde kırıkta anormallerinde de ödem oluşur. Normal kırıkta dokusu sudan zengin olmasına rağmen T2A hipointens gözüktür, çünkü buradaki su molekülleri kırıkta rijit yapısından dolayı serbest hareket edemez ve T2A hipointens olur. Yine de bağlı su moleküllerinin T2 relaksasyon zamanı kısmen uzundur ve bu nedenle T2A ağır hipointens değil de düşük-orta düzeyde hipointens kalmaya meyillidirler. Kırıkta patolojilerinde de sıklıkla oluşan ödem T2A hipointens zeminde kolayca ayırt edilir.

Kanamalar, Kan ve Kan Yıkım Ürünü İçerikli Lezyonlar

MR, kanamanın evresine (hiperakut, akut, erken subakut, geç subakut ve kronik) bağlı olarak değişen görünümler sunar. Hemoglobinin oksidasyon ve denatürasyon aşamaları neticesinde farklı manyetik özellikler gösteren yıkım ürünleri (oksihemoglobin, deoksihemoglobin, methemoglobin ve hemosiderin) ortaya çıkar ve buna göre MR görünümleri değişir. Evresine göre kan içeriği hem T1A hem de T2A'da hiperintens veya

hipointens olabilir, ancak T2A'da genellikle hipointens olur. Bunun nedeni makrofaj ve mikrogial hücrelerinin kan yıkım ürünlerini kan havuzundan alarak lezyon periferine transfer etmesidir. Bu demir agregatları hemosiderin olarak biriktirilir ve belirgin paramanyetik özellik gösterir. Paramanyetik maddeler lokal manyetik alan değişiklikleri oluşturduğundan transvers manyetizasyonun hızla kaybolmasına ve T2 relaksasyon zamanını kısaltarak T2 sinyal üretiminin azalmasına yol açar.

Durgun kan ürünlerine sekonder oluşan sıvı seviyeleri anevrizmal kemik kistinde olduğu gibi lezyonun bağımlı bölümlerinde T2 relaksasyon zamanını kısaltarak T2A hipointensite oluşturur.

Hemosiderin birikimi yüzeysel siderosis, kavernomalar, arteriovenöz malformasyonlar, uzun dönem warfarin tedavisi ve alkolizmde olabilen tekrarlayıcı subaraknoid kanamanın sekeleridir ve düşük T2 sinyal kaynağıdır.

Intrakraniyal kanamalar, kanama alanı içindeki hemoglobinin durumunun yansıtan sinyal özellikleri gösterirler. T2A görüntülerde oksijenlenmiş hemoglobin (hiperakut kanama) ve ekstrasellüler methemoglobin (geç subakut kan) T2A hiperintens görünüm verir.

Yağ İçerikli Lezyonlar

Yağ içerikli lezyonlar hem T1A hem T2A görüntülerde hiperintens gözüktür (Şekil 9). Yumuşak doku tümörleri arasında yağ içeriği zengin olanlar vardır ve bunların büyük çoğunluğu benign özelliktedir (anjiyomyolipom, myelolipom vb). Liposarkom ise yağ içeren malign tümör örneğidir. Yağ baskılama sekansları eklendiğinde makroskobik yağ baskılanarak diğer hiperintens patolojilerden ayırt edilebilir. Ayrıca kimyasal kayma görüntüleme ile mikroskobik yağ dokusu da belirlenebilmektedir.

Solid Lezyonlar

Solid dokularda sıvı, kan ve yağ gibi özgün MR görünümü yoktur. Solid yapıyı oluşturan hücrelerin moleküler özellikleri farklı sinyaller üretebilmektedir ve tüm MR sekanslarındaki bilgilerin bir arada değerlendirilmesi esastır.

T2A Hiperintens Benign Tümörler

Periferik sinir tümörleri T2A hiperintens özelliktedir. Yumuşak dokuda T2A hiperintens tümör varsa ayırıcı tanıda sinovyal hücreli karsinom veya periferik sinir tümörü düşünülür. Eşlik eden sinir görülürse bu periferik sinir tümörüdür. Periferik sinir tümörleri olan

schwannoma ile nörofibrom ayırımı ise sıklıkla mümkün değildir. Schwannomlar sinire eksentrik komşulukta, nörofibromlar ise sinirin genellikle merkezinde yer alır.

Karaciğer hemanjiomları da içeriğindeki oksijenlenmiş kana bağlı T2A hiperintensdir. İlaveten sıklıkla periferik nodüler kontrastlanma gösterirler. Ancak hemanjiyom içerisinde kan göllenmesi (yavaş akım) olursa akım eksikliğine bağlı sinyal kaybı da olabilir.

T2A Hiperintens Neoplaziler

Neoplaziler değişik nedenlerden ötürü genellikle T2A hiperintens görünüm verir (Şekil 11). Beyinde anaplastik astrositom ve glioblastoma çevresel T2A hiperintens görünüm verirler ve genellikle yanlış olarak vazojenik ödem gibi yorumlanır. Halbuki burada tümör infiltrasyonu ile ödem bir aradadır. Pür vazojenik ödem daha çok metastazlarda oluşur. Bu nedenle bu gibi durumlarda izlenen T2A hiperintensiteyi sadece basit ödeme bağlamamak gereklidir.

T2 Hipointens Benign Lezyonlar

Uterus leiomyomları (fibroidler) benign tümörler olup, uterusun myometriumundan kaynaklanır ve değişken miktarda bağ dokusu içeren düz kas hücrelerinden oluşurlar. İntersellüler aralıkları ve su içerikleri azdır. Bu nedenle genellikle T2A hipointens gözüktürler, ancak içerisinde dejenerasyon ve nekroz alanları oluştuğunda T2A hiperintens odaklar da izlenebilir.

T2A Hipointens Patolojiler

Medulloblastom, pineoblastom ve santral sinir sistemi lenfoması yoğun hücre içerikli, intersellüler aralığı az ve çekirdek/sitoplazma oranı yüksek tümörler olup, T2A hipointens görünüm verir ve ne yazık ki bu tümörlerin ayırıcı tanısında MR'ın yardımı kısıtlıdır.

Prostat adenokanserleri fibrotik reaksiyona yol açtıklarından T2A hipointens gözüktür. Seminal vezikülleri invaze ettiklerinde normalde T2A hiperintens olan zeminde hipointens odakların gelişmesine neden olurlar.

Beyin apseleri patognomonik olarak periferik T2A hipointens rim (kapsül) içerirler. Bunun kapsülde bolca bulunan makrofajlara sekonder oluşan ve paramanyetik etki gösteren oksijensiz serbest radikallere bağlı olarak geliştiği düşünülmektedir. Ancak akut apselerde henüz kapsül oluşmadığından bu T2A hipointens periferik rim bulunmaz.

Kontrast Tutulum Patternleri

Vücut MR görüntülemesinde Gd bazlı ekstrasellüler kontrast ajanlar sıklıkla kullanılır. Karaciğer lezyonlarının ayırıcı tanısında ise ilave olarak hepatobiliyer kontrast ajanlar kullanılmaktadır. İlgili bölümde MR kontrast ajanları daha detaylı biçimde anlatılmıştır. Lezyonlardaki kontrast tutulum biçimleri (diffüz, heterojen, periferik, halkasal tutulum, vb gibi), tanı hakkında önemli ipuçları verir. Başta karaciğer olmak üzere abdominopelvik organların değerlendirilmesinde dinamik kontrastlı görüntülemeler önemlidir. Burada kontrast verilmesini takiben farklı süreler içerisinde arteriyel faz, portal faz, venöz faz görüntüleri ile ayırıcı tanı iyileştirilebilir. Ancak Nükleer Tıp şartlarında hibrit PET/MR görüntülemesinde kontrast ajan kullanımının günlük pratiğimizdeki iş akışını zorlayacağı aşıkardır. Üstelik, onkolojik endikasyonlar açısından çoğunlukla radyofarmasötik tutulum paterni ile sağlanan diagnostik enformasyon MR kontrast tutulum paterni ile sağlanan bilgiler ile belirli ölçüde çakışacaktır. Ancak yine de başta radyofarmasötik tutma olasılığı düşük veya değişken olabilen maligniteler (örneğin hepatosellüler karsinom) gibi seçili endikasyonlarda PET/MR görüntülemenin kontrast eşliğinde yapılmasının klinik açıdan yarar sağlayabileceği gerçeği de akılda tutulmalıdır.

Onkolojik Amaçlı PET/MR Görüntülerinin Yorumlanmasında İp Uçları (Kişisel Öneri)

MR'da elde edilmiş sekanslar gözden geçirilir, rapor konsoluna gönderilmemiş eksik sekanslar olabilir. Başka bir zaman ve yerde çekilmiş MR görüntülerine bakılacaksa PACS görüntü ikonları üzerinde fare imleci tutulduğunda sekansın ismi genellikle yazıyla belirir.

- Sıvılar (BOS, mesane) hipointens ise bu bir T1A görüntüdür. T1A görüntüler aynı zamanda yağ duyarlıdır, yani yağ dokusu da hiperintens görünür. Ancak yağ baskılı bir sekans kullanılmış ise makroskobik yağ (örneğin cilt altı yağ dokusu) görülmeyecektir. T1A görüntüler genellikle anatomik detayı görmek için kullanılır ve bu nedenle çoğunlukla PET görüntüleri ile çakıştırmada (füzyon) tercih edilir. Kontrastlı görüntü alındığında da hemen daima T1A sekanslar tercih edilir.

- Sıvılar hiperintens ise bakılan sekans T2A'dır. Bu nedenle T2 su duyarlı sekans olarak nitelendirilir. T2A sekanslarda da yağ dokuları hiperintens gözüktür. Yani yağ hem T1A hem de T2A'da hiperintens gözüktür. Ancak yağ baskılı görüntüleme (T1A veya T2A) yapıldığında makroskobik yağ dokusu gözüktür.

- FLAIR sekansı serbest sıvının baskılandığı beyin görüntülemeye vazgeçilemez bir T2A görüntülemesidir. Serbest sıvı baskılandığı için normalde hiperintens görünen sıvılar (örneğin ventriküller içindeki BOS) hipointens gözüktür. Sadece doku içerisindeki bağlı sıvı (lezyon) ön plana çıkar ve böylece normal T2A'da ayırt edilemeyen lezyonlar ortaya konabilmiş olur.

- PET/MR bakarken öncelikle MIP görüntülerinde PET pozitif lezyon varsa kesit görüntülerden lokalizasyon ve boyut belirlenir.

- Bilinen veya gözükten lezyonların PET aktiviteleri ve MR'daki T1A ve T2A'daki görünüm karakteristikleri değerlendirilir.

- MR'da öncelikle T2A görüntülere bakmak daha iyidir, çünkü lezyonlar çoğunlukla T2A'da daha kolay seçilir. Onkolojik endikasyonlarda karaciğer T2A görüntülerine daha dikkatli bakılmalıdır. T2A'da karaciğer parankimi siyah, lezyonlar ise parlak gözüktür. Rezolüsyon sınırı nedeniyle PET'in kaçırabileceği metastazlar bu sayede görülebilecektir. T2A'da lezyonun intensitesi BOS'a benziyorsa çok muhtemel benign; dalak intensitesine benziyorsa muhtemel maligndir. TE zamanı uzadıkça görüntüdeki T2 ağırlığı artar. Bu durum karaciğer hemanjiom-kist ayırımında fayda sağlar. Ağır T2A'da kistler hemanjiomlardan daha parlak gözüktür.

- T2A'da görülen her lezyonun T1A özelliği de değerlendirilmelidir. Lezyon içeriği (su, yağ, kanama vb.) anlaşılmalı çalışılmalıdır. T1A'da parlayan bir lezyon varsa seçenekler sınırlıdır (Tablo 1). T1A'da ayrıca organ anatomisi değerlendirilmelidir. Ana safra kanalı ve pankreas kanalı ayırt edilmeye çalışılmalı ve herhangi bir darlık veya tıkanıklık bulgusu araştırılmalıdır.

- Dixon bazlı sekanslarda faz-ıçi ve faz-dışı görüntülerin karşılaştırılması mikroskobik yağlanmayı ortaya koymak açısından çok faydalıdır. Faz-dışı görüntüde sinyal kaybı bunu belirler. Karaciğer yağlanması ve benign sürrenal adenomların anlaşılmasını sağlar. Dixon sekansında elde edilen su görüntüleri basit yağ baskılı bir T1A görüntüdür. Burada karaciğer parankimi hafifçe hiperintens sinyal sağlar ve çoğu lezyon bu zeminde hipointens özelliktedir.

- T1A ve T2A görüntüler yağ baskılı veya yağ baskısız olabilir. Bunu anlamak için cilt altı yağlı dokuya veya peritona bakılır. Parlak değilse yağ baskılı görüntü olduğu anlaşılır. Yağ baskılı görüntüler sadece makroskobik yağ dokusuna etki eder, mikroskobik yağ dokusuna etkisi yoktur.

- MR veya PET'te görülen her lezyon DAG (hem düşük b hem de yüksek b değerli) görüntülerinde değerlendirilmelidir. ADC haritalamadaki karşılığına bakarak difüzyon kısıtlaması belirlenir. Düşük b değerli görüntülerde parlayıp, yüksek b değerli görüntüde parlamayan lezyonlar çok muhtemel benignidir. Düşük b değer görüntüsü aslında basit bir T2A görüntüsüdür. Elde normal T2A görüntüleri yoksa düşük b değerli DAG görüntüleri bu amaçla da kullanılabilir. Yüksek b değerli görüntülerde parlak olan lezyonlar ADC haritasında siyah görünüyor veya siyah komponent içeriyorlarsa difüzyon kısıtlaması olduğu anlaşılır. Tümörün nekrotik bölümlerinde difüzyon kısıtlaması olmayabilir. Malignitelerde difüzyon kısıtlanır ancak bu bulgu özgün değildir. Malignite dışı yüksek hücre yoğunluklu kitle lezyonları, infarkt alanları, myelin vakuolizasyonu ve artmış viskoziteli patolojiler (apse, epidermoid) de difüzyon kısıtlar. Dalak ise fizyolojik şartlarda difüzyon kısıtlaması gösterir. Aslında lezyon karakterizasyonu açısından FDG-PET'teki bilgi ile DAG görüntülerindeki enformasyon birbirine çoğunlukla paraleldir. Bu nedenle PET/MR görüntülemeye DAG sekansının gerekliliği tartışmalıdır. Yine de PET'in yalancı negatif olabileceği malignitelerde ve tedaviye yanıt belirlemede faydalı olması muhtemeldir. DAG volümetrik veriden oluştuğu için istenirse PET'e benzer şekilde MIP görüntüsü de elde edilebilir. Lenfoma ve multipl miyelom gibi yaygın neoplazilerde DAG MIP görüntüleri yorumcuya yardımcı olabilir.

- Kemik patolojilerini görmek için mutlaka koronal (ve varsa sagittal) STIR sekansı değerlendirilmelidir. Çok zaman alacağından genellikle aksiyel STIR görüntüsü tercih edilmez. Bu sekans aslında yağ baskılı T2A görüntü olduğu için başta beyin olmak üzere kemik dışı organ lezyonlarının değerlendirilmesinde de yarar sağlamaktadır. Multipl miyelomda mümkünse omurgadan ilave sagittal STIR görüntü elde etmek çok yararlı olur. Dixon bazlı sekanslardaki yağ görüntülerinden de kemik iliği bütünlüğüne bakarak kemik metastazları değerlendirilebilir. Normal kemik iliği hafifçe hiperintens izlenirken lezyonlar hipointens görünüm verir.

- Karşılaştırmalı çalışma ise önceki çalışmaya göre lezyonların değişimine bakılır. Bu amaçla ADC haritalamadan ilgi alanları seçerek kantitatif difüzyon değişimi de belirlenebilir.

- Kontrastlanma neoplazik lezyon karakterizasyonu açısından en önemli MR parametrelerinden birisidir. Bu

amaçla genellikle ekstrasellüler Gd-şelatları eşliğinde T1A görüntüleme yapılır. Pre-kontrast ve post-kontrast görüntülerin birlikte değerlendirilmesi ve hatta çıkartma (post-kontrast-pre-kontrast) görüntülerinin oluşturulması esastır. Lezyondaki kontrastlanma paterni önemli ipuçları verebilmektedir.

- Pelvis değerlendirmede sagittal plan görüntüleri önemlidir. Uterusun zonal anatomisi en iyi sagittal T2A görüntüde değerlendirilebilir. Müsinöz bezlerin ve iyi vaskülarize olan stromanın varlığı nedeniyle santral endometrium T2A hiperintensdir. İç myometrium (kavşak zon), yoğun organize olmuş düz kas fibrilleri ve su içeriğinin azlığı nedeniyle T2A siyahtır. Dış myometrium ise sıvı içeriği ve düz kas hücre fibrillerinin daha az yoğun olması nedeniyle görece hiperintensdir (Şekil 10). T1A görüntülerde ise uterus ve diğer genital organlar homojen gri sinyal üretir. Kanama içerikli lezyon olması durumunda (endometriozis, kanamalı kist, müsinöz lezyon, vb.) T1A hiperintens görünüm oluşabilir. Vajen kas içeriği nedeniyle T2A hipointensdir. Vajen forniksi serviksin arkasında uzanır ve T2A hipointens görünümündedir. Overler T1A'da homojen hipointens, T2A'da korteks hipointens; medulla ve içi (foliküller) hiperintensdir. 5 cm'e kadar, solid komponent-septa içermeyen over kisti fizyolojiktir. Ovulasyondan sonra korpus luteum kisti (çevresi daha kalın hipointens) oluşur, iyi kontrast tutar, bazen içine kanama olur, bir dahaki periyotta kaybolur. Pelvik kitle olduğunda over kaynaklı olup olmadığı ilk bakılacak husustur. Normal overleri seçilebiliyorsa kitlenin over kaynaklı olmadığı kolayca söylenebilir. Premenapozal kadında T2A'da foliküller kolayca seçileceği için overleri bulmak kolaydır. Postmenapozal kadınlarda overleri bulmak zor olabilir ve bunun için kontrastlı görüntüler gerekebilir. Fibrotik kitleler (fibrom) T2A ağır hipointensdir.

- Erkek pelvisinde mesane haricinde seminal veziküller T2A hiperintens görünümündedirler ve buraya bir tümör infiltrasyonu söz konusu olduğunda gelişen fibrotik doku nedeniyle infiltrasyon alanı T2A hipointens gözükabilir. Prostat kanserleri de diğer neoplazilerin aksine genellikle T2A hipointens gözükür.

- Rektoanal kanserler de sagittal T2A görüntülerde en iyi değerlendirilir. Normalde rektum kanserleri T2A hipointens gözükürken, müsinöz tipler T2A hiperintens görünüm verir.

- Akciğer parankimi değerlendirilmesinde sinyal azlığı sebebiyle MR etkinliği düşüktür. Solunum tetiklemeli T2A görüntülerde pencere parankimi değerlendirecek

şekilde ayarlanarak parankim lezyonları görülebilir. Yeni geliştirilen ve genellikle opsiyonel olarak kullanıcıya sunulan *ultrashort echo time* veya *zero time echo* sekansları kullanılırsa akciğer parankimi daha etkin olarak değerlendirilebilmektedir. Ya da toraksa yönelik ek PET/BT görüntüleri alınarak akciğer parankimi detaylı olarak değerlendirilir.

Sonuç

PET/MR, halen gelişme evrimini tamamlamaya çalışan bir modalitedir ve artık Nükleer Tıp hekimlerinin hayatındadır. Radyologlarla iş birliğinin zor olduğu bu dönemde bizlere düşen, tanı potansiyeli yüksek bu hibrit modaliteyi basit bir PET cihazı olarak kullanmak yerine, görece zor olsa da MR'ı da öğrenerek yöntemin hakkını vermektir. Bu bağlamda kendimizi eğitmemizin gerekli olduğu net olarak ortadadır. İletişim çağında yaşıyor olmamız bu konuda bize çok yardımcı olacaktır, çünkü internet ortamında sınırsız bilgi mevcuttur. Başta genç meslektaşlarımızın bu öğrenme hırısını göstermesi elzemdir. En azından olası bir radyoloji-Nükleer Tıp birleştirilmesinde MR bilen bir hekim olabilmek ayrıcalığını kovalamak gerekir. Bu çerçevede Nükleer Tıp Seminerleri dergimizin PET/MR'a yönelik hazırlanmış olan bu özel sayısının meslektaşlarımızın eğitimine katkı verebileceğini ümit ediyor ve tüm camiamıza hayırlı olmasını temenni ediyoruz.

Kaynaklar

1. Peng L, Chen B, Yu E, et al. The application value of LAVA-flex sequences in enhanced MRI scans of nasopharyngeal carcinoma: comparison with T1WI-IDEAL. *Front Oncol.* 2024;14:1320280.
2. Morani AC, Elsayes KM, Liu PS, et al. Abdominal applications of diffusion-weighted magnetic resonance imaging: Where do we stand. *World J Radiol.* 2013;5:68-80.
3. Ahn JH, Yu JS, Cho ES, Chung JJ, Kim JH, Kim KW. Diffusion-weighted MRI of malignant versus benign portal vein thrombosis. *Korean J Radiol.* 2016;17:533-540.
4. Catana C, Guimaraes AR, Rosen BR. PET and MR imaging: the odd couple or a match made in heaven? *J Nucl Med.* 2013;54:815-824.
5. Hofmann M, Pichler B, Schölkopf B, Beyer T. Towards quantitative PET/MRI: a review of MR-based attenuation correction techniques. *Eur J Nucl Med Mol Imaging.* 2009;36 Suppl 1:S93-S104.
6. Petralia G, Padhani AR, and Pricolo P, et al. Whole-body magnetic resonance imaging (WB-MRI) in oncology: recommendations and key uses. *Radiol Med.* 2019;124:218-233.

7. Summers Paul, Saia Giulia, Colombo Alberto, et al. Whole-body magnetic resonance imaging: technique, guidelines and key applications. *Ecancermedicalscience*. 2021;15:1164.
8. Messiou C, Hillengass J, and Delorme S, et al. Guidelines for acquisition, interpretation, and reporting of whole-body MRI in myeloma: Myeloma Response Assessment and Diagnosis System (MY-RADS). *Radiology*. 2019;291:5-13.
9. Padhani AR, Lecouvet FE, Tunariu N, et al. METastasis Reporting and Data System for prostate cancer: practical guidelines for acquisition, interpretation, and reporting of whole-body magnetic resonance imaging-based evaluations of multiorgan involvement in advanced prostate cancer. *Eur Urol*. 2017;71:81-92.
10. Fowler KJ, McConathy J, Narra VR. Whole-body simultaneous positron emission tomography (PET)-MR: optimization and adaptation of MRI sequences. *J Magn Reson Imaging*. 2014;39:259-268.
11. Takenaka D, Ohno Y, Matsumoto K, et al. Detection of bone metastases in non-small cell lung cancer patients: comparison of whole-body diffusion-weighted imaging (DWI), whole-body MR imaging without and with DWI, whole-body FDG-PET/CT, and bone scintigraphy. *J Magn Reson Imaging*. 2009;30:298-308.
12. Abdulqadhr G, Molin D, Astrom G, et al. Whole-body diffusion-weighted imaging compared with FDG-PET/CT in staging of lymphoma patients. *Acta Radiol*. 2011;52:173-180.
13. Kekelidze M, D'Errico L, Pansini M, Tyndall A, Hohmann J. Colorectal cancer: current imaging methods and future perspectives for the diagnosis, staging and therapeutic response evaluation. *World J Gastroenterol*. 2013;19:8502-8514.
14. Noij DP, Boerhout EJ, Pieters-van den Bos IC, et al. Whole-body-MR imaging including DWIBS in the work-up of patients with head and neck squamous cell carcinoma: a feasibility study. *Eur J Radiol*. 2014;83:1144-1151.
15. Queiroz MA, Hullner M, Kuhn F, et al. Use of diffusion-weighted imaging (DWI) in PET/MRI for head and neck cancer evaluation. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2014;41:2212-2221.
16. Bray TJ, Chouhan MD, Punwani S, Bainbridge A, Hall-Craggs MA. Fat fraction mapping using magnetic resonance imaging: insight into pathophysiology. *Br J Radiol*. 2018;91:20170344.
17. Park SY, Kim CK, Park BK, Kwon GY. Comparison of apparent diffusion coefficient calculation between two-point and multipoint B value analyses in prostate cancer and benign prostate tissue at 3 T: preliminary experience. *AJR Am J Roentgenol*. 2014;203:W287-94.
18. Blackledge MD, Tunariu N, Orton MR, et al. Inter- and Intra-observer repeatability of quantitative whole-body, diffusion-weighted imaging (WBDWI) in metastatic bone disease. *PLoS One*. 2016;11:e0153840.
19. Helenius J, Soinne L, Perkiö J, et al. Diffusion-weighted MR imaging in normal human brains in various age groups. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2002;23:194-199.
20. Annet L, Duprez T, Grandin C, Dooms G, Collard A, Cosnard G. Apparent diffusion coefficient measurements within intracranial epidermoid cysts in six patients. *Neuroradiology*. 2002;44:326-328.
21. Hilario A, Ramos A, Perez-Nuñez A, et al. The added value of apparent diffusion coefficient to cerebral blood volume in the preoperative grading of diffuse gliomas. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2012;33:701-707.
22. Tamai K, Koyama T, Saga T, et al. The utility of diffusion-weighted MR imaging for differentiating uterine sarcomas from benign leiomyomas. *Eur Radiol*. 2008;18:723-730.
23. Fujii S, Matsusue E, Kigawa J, et al. Diagnostic accuracy of the apparent diffusion coefficient in differentiating benign from malignant uterine endometrial cavity lesions: initial results. *Eur Radiol*. 2008;18:384-389.