

Kronik karaciğer hastalığı (KKH) ve siroz dünya genelinde her yıl 2 milyon ölüme, yüksek düzeyde morbidite ve artan sağlık hizmetleri kullanımına yol açmaktadır [1]. KKH'nin epidemiyolojisi son birkaç yılda değişim göstermiştir. Hepatit B virüsü insidansı aşılama ve antiviral tedavi programlarıyla azaltılmış, HCV enfeksiyonlu pek çok hasta ise direkt etkili antivirallerle başarıyla tedavi edilmiştir. Buna karşın obezite ve metabolik sendromun artan yükü nedeniyle metabolik disfonksiyonla ilişkili steatotik karaciğer hastalığı (MASLD), KKH'nin giderek öne çıkan bir nedeni hâline gelmiştir [2]. KKH zemininde gelişen HSK, dünya genelinde en sık görülen primer karaciğer malignitesi olup sıklık ve mortalite açısından artışını sürdürmektedir [3].

Görüntüleme yöntemleri, bu geniş hastalık yelpazesinin tanı ve takibinde kritik bir rol üstlenmektedir. Ultrasonografi düşük maliyeti ve geniş kullanılabilirliği nedeniyle ilk basamak tanı aracı olmayı sürdürmekle birlikte operatöre bağımlılığı ve sınırlı doku kontrast çözünürlüğü önemli kısıtlamalar oluşturmaktadır. Bilgisayarlı tomografi ise hızlı görüntüleme kapasitesiyle özellikle acil değerlendirmelerde tercih edilmekte ancak iyonizan radyasyon ve iyot bazlı kontrast madde (KM) kullanımı gerektirmektedir

Manyetik rezonans görüntüleme (MRG), üstün yumuşak doku çözünürlüğü ve çok parametreliliğiyle görüntüleme olanakları ile iyonizan radyasyon içermemesi ve nefrotoksisite riski daha yüksek iyotlu KM gerektirmemesi özellikleriyle, hem fokal hem de diffüz karaciğer hastalıklarının değerlendirilmesinde tercih edilen yöntem hâline gelmiştir. Morfolojik değerlendirmeyle sınırlı kalan ilk dönem uygulamalarının ardından hepatosellüler kontrast ajanlar, diffüzyon ağırlıklı görüntüleme (DAG), yağ-demir kantifikasyonu ve MR elastografi gibi ileri teknikler devreye girmiştir. Bu gelişmeler, tek bir seansta hem anatomik hem de fonksiyonel bilginin eş zamanlı elde edildiği gerçek anlamda çok parametreliliği bir görüntüleme yaklaşımını mümkün kılmaktadır [4, 5].

Bu derlemede karaciğer MRG'si, standart protokoller, hepatosellüler kontrast ajanların farmakokinetik özellikleri ve klinik kullanımı, DAG ile görünür diffüzyon katsayısı (ADC), MRG elastografi ve multiparametrik karaciğer MRG (mpMRG) başlıkları altında ele alınmaktadır.

STANDART PROTOKOLLER

Hasta Hazırlığı ve Teknik Ön Koşullar

Karaciğer MRG incelemesi öncesi en az 4-6 saatlik açlık, bağırsak peristaltizmini azaltarak hareket artefaktlarını en aza indirir ve KM dinamiğinin doğru değerlendirilmesini sağlar. Bunun yanı sıra nefes tutma tekniklerinin önceden anlatılması, özellikle birden fazla nefes tutmayı gerektiren dinamik sekanslarda görüntü kalitesini belirgin biçimde artırmaktadır.

Günümüzde 1,5T ve 3T magnetler yüksek kaliteli MR görüntüleri elde etmede referans standart olarak kabul edilmektedir. Son yirmi yılda donanım, yazılım ve KM alanlarındaki ilerlemeler karaciğer görüntülemesi üzerinde belirleyici bir etki bırakmıştır. Hasta, koilin merkezi ksifoid süreçle hizalanacak şekilde supin pozisyonda yatırılır. Lokalizatör (*scout* görüntü), aksiyel, koronal ve sagittal olmak üzere 3 düzlemde alınan birkaç üst batın görüntüsünden oluşmakta ve hastanın doğru konumlandırılmasına ve sekans planlamasına hizmet etmektedir. Üst batın için lokalizatör görüntüleri genellikle tek atımlı hızlı spin eko (SSFSE) veya dengeli sabit hal serbest presesyon bazlı T2 sekansları ile yaklaşık 20 saniyede elde edilebilmektedir [6].

Klinik pratikte karaciğer MRG protokolleri, hastaya özgü klinik sorular ve özellikler dikkate alınarak uyarlanmalıdır [7]. Kesit kalınlığının mümkün olduğunca ince (örneğin 3-5 mm) alınması ve görüş alanının hastanın habitusuyla uyumlu dikdörtgen biçiminde seçilmesi önerilmektedir. Görüntü düzlemleri en az aksiyel ve koronal yönleri kapsamalıdır. Matris boyutları kullanılan sekanslara göre değişkenlik gösterebilir ancak kontrast-gürültü oranı gözetilerek mümkün olan en yüksek değerlerde tutulmalıdır.

Temel Sekanslar

Gradient eko (GRE) sekansları genel olarak T1 ağırlıklı görüntülemede (T1 AG), hızlı spin eko (FSE) sekansları ise T2 AG'de kullanılmaktadır [8, 9]. Günümüzün MRG protokolleri yağ baskılı ve yağ baskısız T2 AG'lerin, aynı faz/karşıt faz T1 AG ile dinamik kontrastlı yağ baskılı T1-AG'nin kombinasyonuna (Resim 1) dayanmaktadır [10, 11].

T2 Ağırlıklı Görüntüleme

Karaciğer, T2 AG'lerde görece düşük sinyal gösterirken karaciğer lezyonlarının büyük çoğunluğu, daha yüksek sıvı içerikleri (örneğin kist, hemanjiyom) ya da serbest ve bağlı su dengesizliği veya solid lezyonlarda enflamasyon ya da ödem nedeniyle arka plan karaciğer parankiminden daha yüksek sinyal sergilemektedir [12]. Bu sekanslardan elde edilen başlıca bilgi sıvı içeriğine ilişkindir. Bu özellik solid ve kistik fokal lezyonların birbirinden ayırmasına olanak sağlar. Ayrıca sırasıyla düşük ve çok düşük sinyal intensitesiyle karakterize fibrotik doku ve demir içeriği hakkında da bilgi verir. **Lezyon belirginliğini artırmak amacıyla görüntülerin en az bir setinde yağ baskılı uygulanması genel bir yaklaşım olarak benimsenmiştir [13].** Spin eko tekniği, karaciğerin T2 görüntülemesinde standart olmaya devam etmektedir. Yaygın olarak FSE ve SSFSE dizileri kullanılmaktadır. SSFSE kullanımı, çok atımlı FSE kullanımına kıyasla karaciğer lezyonlarının değerlendirilmesinde çeşitli avantajlar sunmaktadır. Harekete (kardiyak, peristaltizm, solunum) görece duyarlı olması ve uzun eko dizisinin sağladığı yüksek T2 ağırlıklanması sayesinde uzun T2 relaksasyon

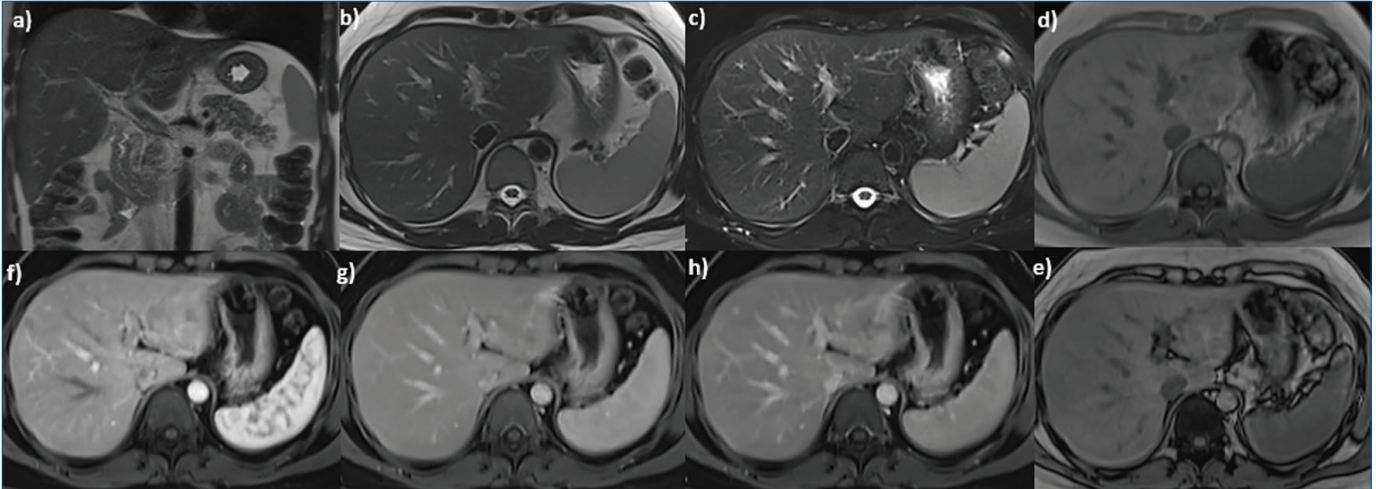
zamanına sahip dokuların ve sıvıların daha iyi ayrıştırılmasına olanak tanımaktadır. Bununla birlikte, daha kısa T2 relaksasyon zamanına sahip dokularda artmış bulanıklığa yol açabilmektedir. Bu özellikler bir arada değerlendirildiğinde kistler (belirgin parlak, keskin sınırlı), hemanjiyomlar (orta-yüksek sinyal, keskin sınırlı) ve metastazlar (çoğunlukla izo- ile hafif hiperintens, belirsiz sınırlı) tek bir görüntüde birbirinden ayırt edilebilmektedir (Resim 2).

T1 Ağırlıklı Görüntüleme

Gradient eko bazlı sekanslarla elde edilir. GRE sekansları duyarlılık ve kimyasal kayma artefaktlarına eğilimlidir. Bu özellik karaciğer parankimindeki veya fokal lezyonlardaki demir ve yağ birikiminin saptanmasında ve kantifikasyonunda kullanılabilir [14]. Kimyasal kayma artefaktları, yağ

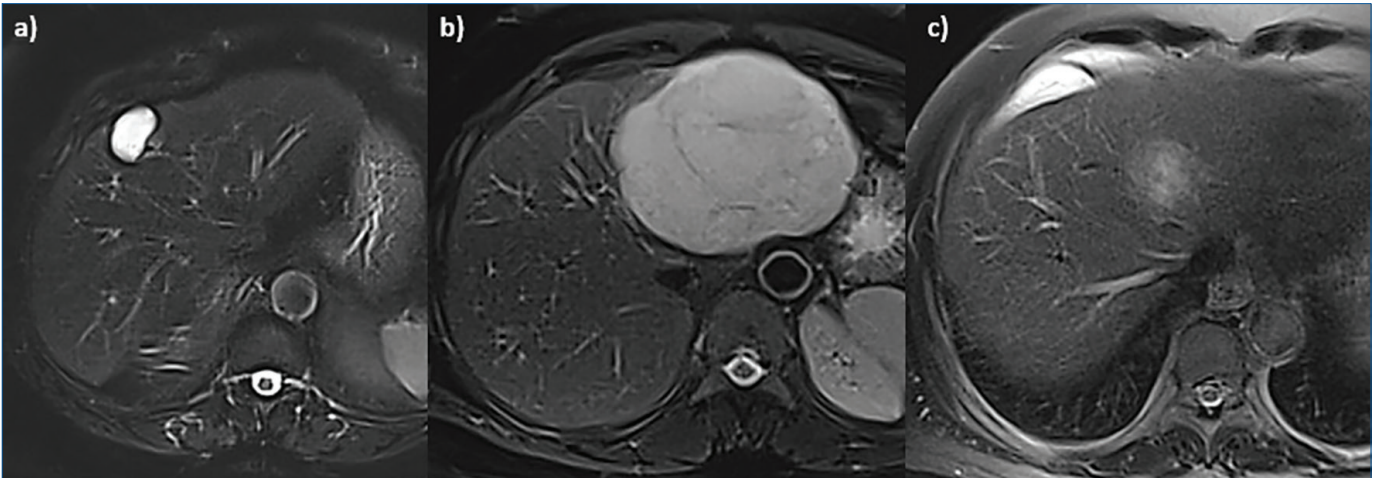
protonlarının su protonlarına kıyasla daha düşük presesyon frekansından kaynaklanmaktadır [15]. Bu farklılıklar her vokselin sinyalinin su ve yağ sinyallerinin toplamından oluştuğu periyodik faz uyumuna (aynı faz) ya da su ve yağ sinyallerinin 180° faz farkına sahip olduğu ve dolayısıyla birbirini sıfırladığı karşıt faza yol açmaktadır. Bu sekanslar, hem karaciğer lezyonlarında hem de hepatik parankimde intraselüler yağın saptanmasına olanak tanımaktadır (Resim 3) [14].

T1 AG'deki karaciğerin normal sinyali kas ve böbreklere göre hafif hiperintensdir. Fokal karaciğer lezyonlarının (FKL) büyük çoğunluğu kontrastsız T1 AG'lerde hafif ya da orta düzeyde düşük sinyal intensitesi gösterir. Yüksek sıvı veya fibröz doku içeren lezyonlar orta ile belirgin düzeyde düşük sinyal intensitesi sergiler. Hemorajik lezyonlar ile yüksek protein ya da yağ içeren lezyonlar T1 AG'de yüksek sinyal intensitesi gösterir



Resim 1. Standart karaciğer MRG protokolü. Koronal düzlem yağ baskısız T2 AG (a), aksiyel düzlem yağ baskısız (b) ve yağ baskılı (c) T2 AG, aynı (d) ve karşıt (e) faz T1 AG, postkontrast yağ baskılı arteriyel (f), portal (g) ve geç (h) faz T1 AG.

AG, ağırlıklı görüntü; MRG, manyetik rezonans görüntüleme.



Resim 2. Aksiyel düzlem yağ baskılı T2 AG'de fokal karaciğer lezyonları. Basit kist (a), hemanjiyom (b), metastaz (c).

AG, ağırlıklı görüntü.

(Resim 4). Yağ baskılama tekniği, yağlı lezyonların güvenilir biçimde karakterize edilmesini kolaylaştırır.

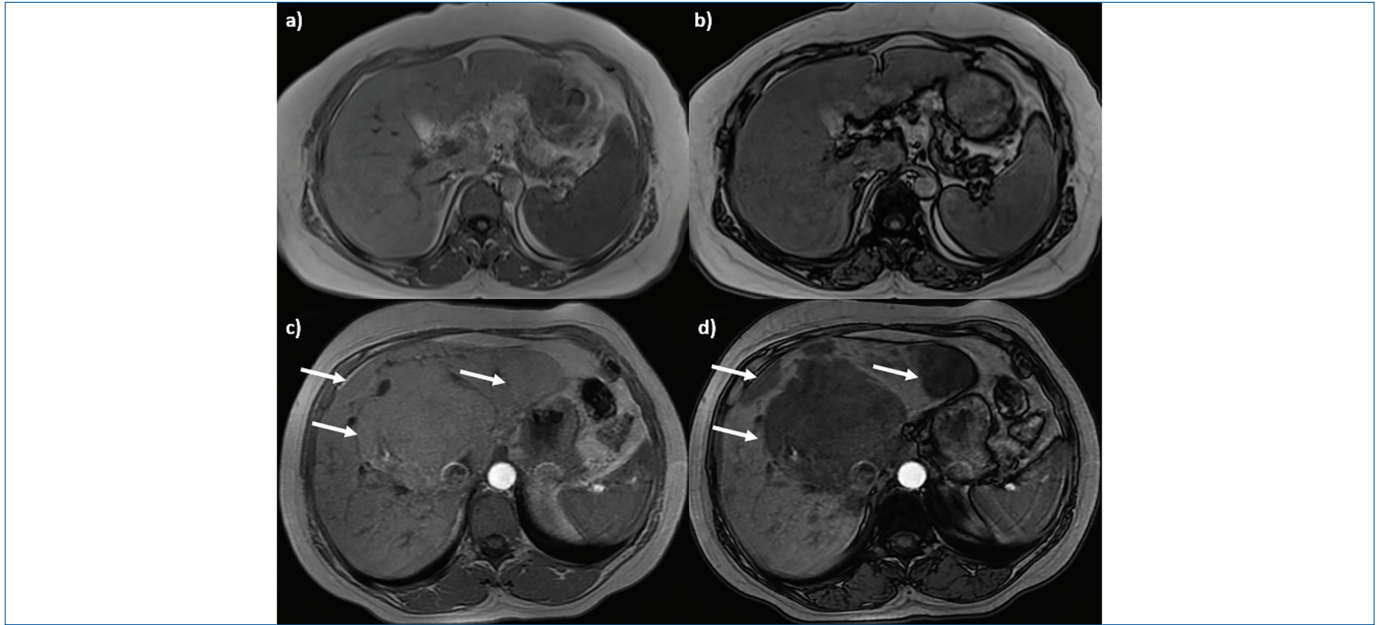
Üç boyutlu T1 ağırlıklı yağ baskılı GRE sekansları, dinamik kontrastlı görüntülemenin temel altyapısını oluşturur. Bu sekanslar, nefes tutma süresini kısaltan paralel görüntüleme (örneğin, CAIPIRINHA) gibi hızlandırma tekniklerinin desteğiyle yüksek uzaysal çözünürlüklü volümetrik veri setleri üretir.

Dinamik Kontrastlı Görüntüleme

Dinamik kontrastlı görüntüler paramanyetik KM olan gadolinyum şelat bileşikleriyle yağ baskılı 3 boyutlu GRE nefes tutmalı T1 AG kullanılarak arteriyel, portal venöz ve geç faz olmak üzere elde edilir [16]. Bu fazlarda elde edilen görüntüler,

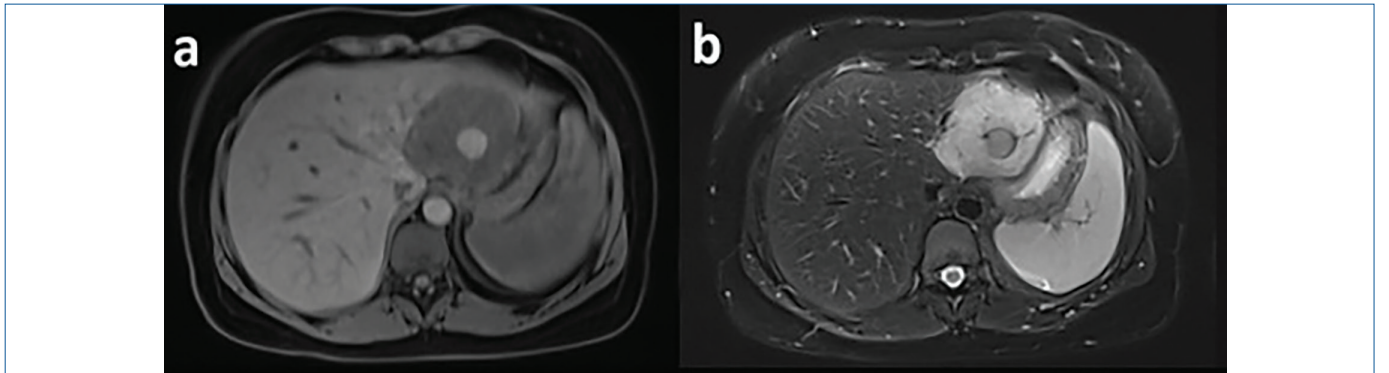
karaciğer parankimi ile fokal lezyonlar arasındaki ve farklı fokal lezyonlar arasındaki perfüzyon farklılıklarını ortaya koymaktadır. Bazal (prekontrast, kontrast öncesi) görüntüler fokal lezyonların ve karaciğer parankiminin kontrast tutulum özelliklerini değerlendirmek için referans oluşturur. **Bazı hepatik lezyonlar T1 AG'de hiperintensdir ve bu lezyonlarda kontrast tutulumunun doğru değerlendirilmesi için çıkarma tekniklerinin yapılması gerekir.** Bu nedenle tüm kontrast öncesi ve kontrast sonrası fazların elde edilmesinde teknik tutarlılık zorunludur [17, 18].

Arteriyel faz erken ve geç olmak üzere ikiye ayrılır. Erken arteriyel faz arteriyel anatomi değerlendirmesi için uygunken hipervasküler lezyonların saptanması için yetersizdir.



Resim 3. Dual-eko T1 AG. Karaciğer yağlanması olan olguda aynı faz (a) ve karşıt faz (b) görüntülerde diffüz sinyal kaybı. İntrasitoplazmik yağ içeren hepatoselüler adenom ile uyumlu lezyonlarda (beyaz ok) aynı faz (c) ve karşıt faz (d) görüntülerde sinyal kaybı.

AG, ağırlıklı görüntü.



Resim 4. Aksiyel düzlem prekontrast yağ baskılı T1 AG (a) ve yağ baskılı T2 AG (b). Karaciğer sol lobunda epitelioid anjiyomyolipom ile uyumlu lezyon santralinde kanama ile uyumlu nodüler komponent; T1 AG'de (a) hiperintens, T2 AG'de (b) hipointens izlenmektedir.

AG, ağırlıklı görüntü.

Hipervasküler lezyonların saptanması için portal vende kontrast tutulumunun başladığı ancak hepatik venlerde henüz izlenmediği geç arteriyel faz kullanılmalıdır (Resim 5). Bu fazın doğru zamanlanması kritik önem taşımakta olup ampirik sabit gecikme, test bolus ve bolus izleme yöntemleri önerilmektedir. Son iki yöntem bireyselleştirilmiş zamanlama sağlayarak daha iyi tekrarlanabilirlik sunmaktadır [16, 19, 20].

Portal venöz fazın zamanlanmasındaki hassasiyet daha esnek ve daha az kritiktir (45-75 sn). Bu faz, tüm hepatik vasküler sistemin (portal ven ve hepatik venler) kontrast tutulumu göstermesiyle karakterizedir. Portal venöz faz hipovasküler lezyonlar ile karaciğer parankimi arasındaki kontrastı maksimize eder ve ayırt edici bir özellik olan kontrast *wash-out* paterninin değerlendirilmesinde kullanılabilir (Resim 5).

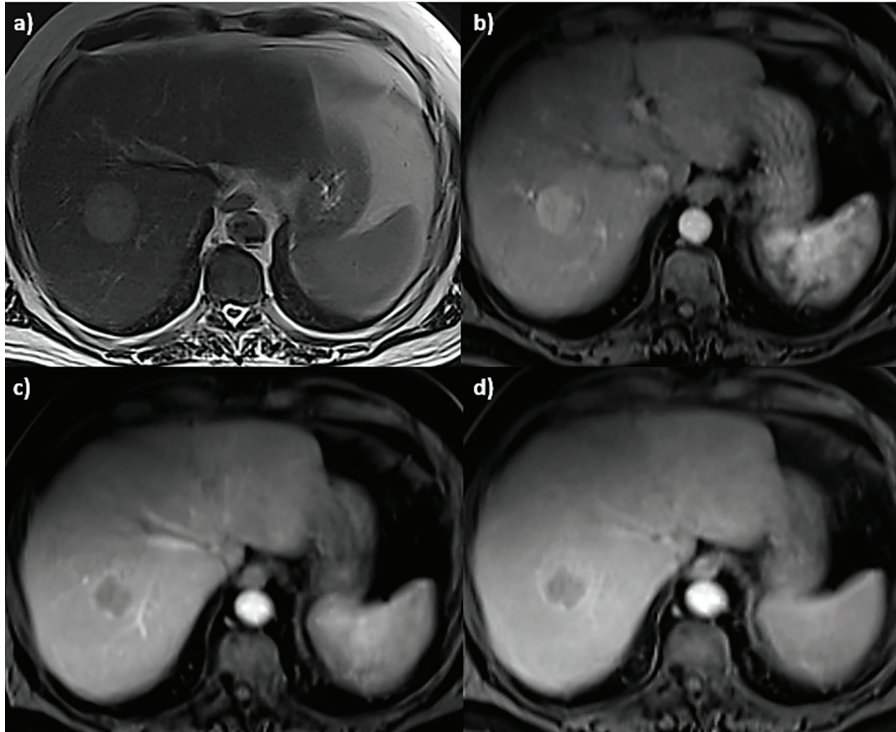
Kontrast madde enjeksiyonundan 3 ile 5 dakika sonra elde edilen görüntüler interstisyel/geç faza karşılık gelir. Geç faz, portal ven dallarının, karaciğer parankiminin ve hepatik venlerin kontrast tutulumu ile karakterizedir ancak bu fazda kontrast tutulumu, kontrastın vasküler ve ekstrasellüler alana dağılması sayesinde portal venöz faza kıyasla daha az yoğun ve daha homojendir (Resim 5). Bu faz hemanjiyomlardaki kalıcı kontrastlanmanın, HSK'daki *wash-outun* veya kolanjiyokarsinom gibi fibrotik doku ya da bazı tümörlerdeki geç kontrastlanmanın değerlendirilmesine katkı sağlar [21, 22].

intravenöz MR KM, ekstrasellüler ve hepatosellüler olarak ikiye ayrılabilir. Ekstrasellüler KM (EKM) tarihsel olarak kontrastlı karaciğer MRG'sinde referans standart olmuştur. EKM'ler intravenöz enjeksiyonun ardından ekstrasellüler interstisyel alanda dağılmakta ve üretici firmanın ya da kimyasal formülasyonunun farklılığından bağımsız olarak T1 relaksasyon süresini kısaltarak biyodistribüsyonları süresince sinyal intensitesi artımı sağlamakta ve sonrasında glomerüler filtrasyon yoluyla atılmaktadırlar [19]. Bu özellikleri ile tüm EKM'ler daha önce açıklandığı üzere kontrast sonrası multifazik dinamik görüntülemeye olanak tanır.

Hepatosellüler KM (HKM) de benzer şekilde kontrast sonrası multifazik dinamik görüntülemeye imkân sağlaması yanı sıra belirli düzeyde biliyer atılım göstererek geç hepatobiliyer fazın (HBF) elde edilmesini sağlar.

Hepatosellüler Kontrast Maddeler ve Hepatobiliyer Faz

Hepatosellüler KM, sağlıklı hepatositlerde ekspres edilen özgül reseptörlere (organik anyon taşıyıcısı-*OATP1B1*, *OATP1B3*) bağlanma yetenekleri sayesinde HBF olarak adlandırılan görüntü elde edilmesine olanak tanımakta ve buna bağlı olarak farklı FKL için tanısallık doğruluğu artırabilmektedir. HKM uygulamasının ardından ilk biyodistribüsyon, EKM'lere benzer nitelikte olup multifazik dinamik görüntüleme sağlanmaktadır.



Resim 5. Karaciğer sağ lobunda hepatosellüler karsinom ile uyumlu lezyon. Yağ baskısız T2 AG'de hiperintens (a), postkontrast yağ baskılı T1 AG'de arteriyel fazda homojen kontrastlanma (b), portal venöz fazda *wash-out* (c) ve geç fazda kapsüler kontrastlanma (d). AG, ağırlıklı görüntü.

Belirli bir sürenin ardından hepatosit içine HKM alımı başlar ve bu maddeler daha sonra biliyer kanallara salgılanır [23]. Buna bağlı olarak dinamik fazda perfüzyona dayalı tümör karakterizasyonuna ek olarak, HBF görüntülerinde hem karaciğer hem de biliyer ağaç belirgin biçimde kontrastlanma göstererek hepatosellüler olmayan düşük sinyalli lezyonların değerlendirilmesi sağlanmaktadır [24].

Klinik pratikte kullanımına onay verilen yalnızca iki HKM mevcuttur: Gd-BOPTA ve gadoksetik asit (Gd-EOB-DTPA) [25]. Gd-BOPTA (Gadobenat dimeglümin, Multihance®, Bracco) kullanımında kontrast dozunun yaklaşık %3-5'i biliyer atılımla elimine edilmektedir. Gd-EOB-DTPA'da (Primovist®/Eovist®, Bayer) ise dozun yaklaşık yarısı safra ile diğer yarısı glomerüler filtrasyon ile atılmaktadır. **HKM'lerin farklı kinetiği, HBF'nin farklı zamanlamalarıyla sonuçlanmakta olup Gd-EOB-DTPA için genellikle KM enjeksiyonundan 15-20 dakika, Gd-BOPTA için ise 90-120 dakika sonradır.** Bu süreler sirotik karaciğerlerde daha uzun olabilmektedir. Buna bağlı olarak Gd-EOB-DTPA kullanıldığında HBF, karaciğer MRG protokolünün sonunda hasta halen tarayıcıdayken elde edilebilirken Gd-BOPTA kullanıldığında hastanın ikinci bir aşamada tarayıcıya geri dönmesi gerekmektedir [26, 27].

Gd-EOB-DTPA'nın önerilen dozu vücut ağırlığının 0,025 mmol/kg'sıdır, bu da standart EKM dozunun yaklaşık dörtte biridir. EKM enjeksiyonu sonrasında karaciğer parankiminin sinyali portal venöz fazda tepe noktasına ulaşır ve ardından kademeli olarak düşer. Gd-EOB-DTPA enjeksiyonu sonrasında karaciğer parankiminin sinyali portal fazdan itibaren yaklaşık 20 dakika boyunca artmaya devam ederek yaklaşık 20 dakika süren bir platoya ulaşır ve karaciğer sinyali enjeksiyondan 40 dakika sonra azalmaya başlar. Gd-EOB-DTPA'nın vasküler bölmeden hızlı klirensi, hepatospesifik fazda intrahepatik vasküler yapılar da belirgin hipointensiteye yol açmaktadır [28].

Gd-EOB-DTPA enjeksiyonu bazı teknik sorunlara yol açmaktadır. Düşük onaylı doz kesme artefaktlarına neden olabilmektedir. Yavaş enjeksiyon hızı (1 mL/sn) bu sorunu azaltabilmektedir [29-31]. Bunun yanı sıra hastaların %14'ünde geçici dispne gelişmekte ve arteriyel fazda hareket artefaktlarına yol açmaktadır. Harekete dirençli hızlı görüntü edinim sekansları kullanımı ve hasta bilgilendirmesi bu sorunları büyük ölçüde azaltabilmektedir [31, 32].

Hepatobiliyer fazda vasküler yapılar ile hepatosellüler olmayan tüm lezyonlar ve işlevsel hepatositleri bozulmuş lezyonlar hipointens görünür. Buna bağlı olarak HBF lezyon saptama yanı sıra lezyon karakterizasyonunda da önemli avantajlar sağlamaktadır. FKL değerlendirmesinde özellikle fokal nodüler hiperplazi (FNH) ile hepatosellüler adenom (HA) ayırımında önemli yeri vardır [33, 34]. **HBF'de FNH'da izlenen izo-hiperintensite, lezyon içindeki düzensiz biliyer**

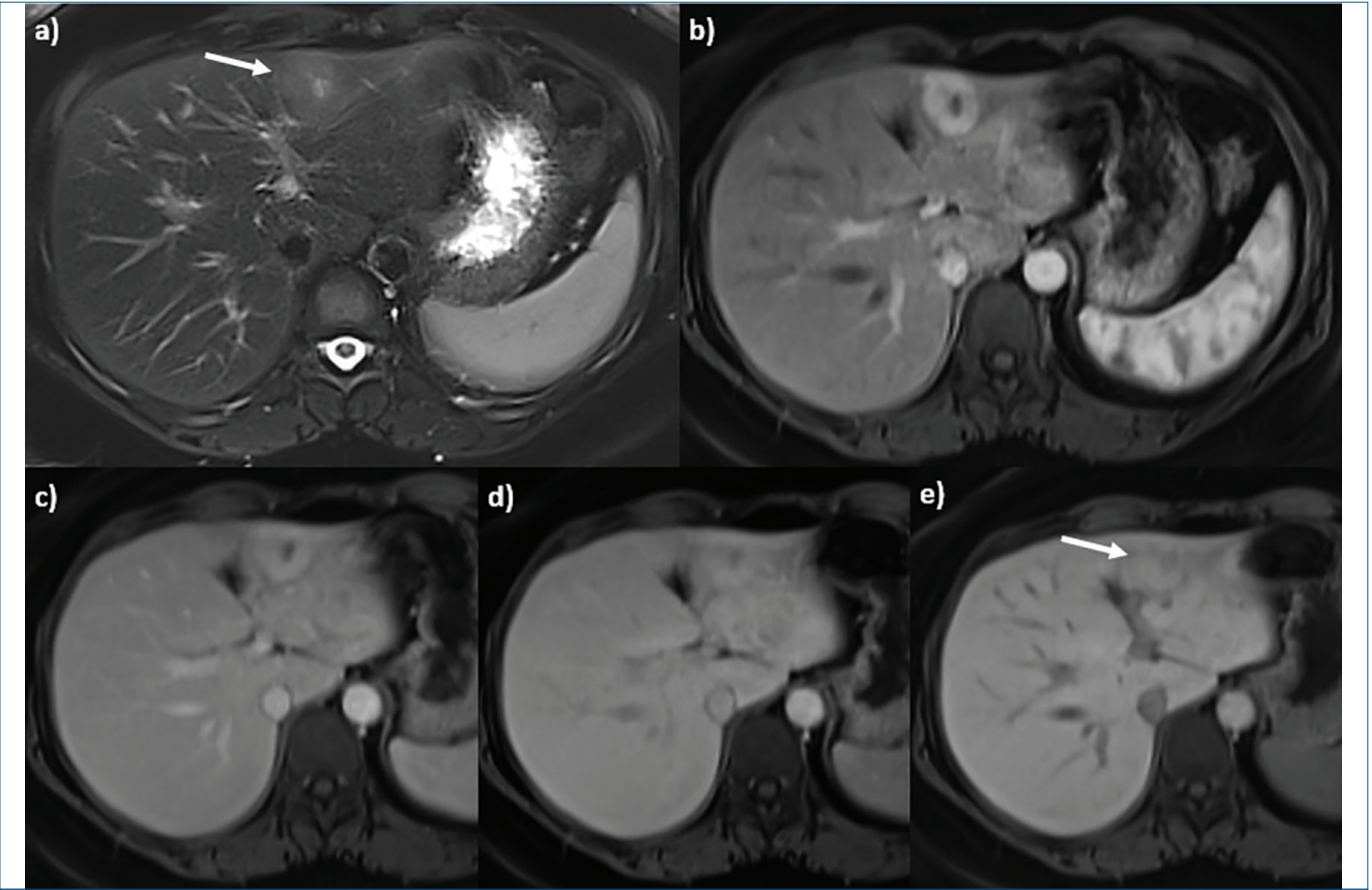
duktusların varlığıyla açıklanabilmekte ve bu bulgu FNH'yi (Resim 6, 7), HA veya malign karaciğer lezyonlarından ayırt etmede yüksek doğruluk sağlamaktadır [34, 35]. HA'da biliyer duktus yokluğu ve FNH'ya kıyasla daha düşük membran taşıyıcı ekspresyonu, HKM uptake eksikliği ve buna bağlı olarak HBF'da hipointensiteyle sonuçlanmaktadır [35, 36].

Orta veya düşük differansiyasyon derecesine sahip HSK olgularında arteriyel fazda kontrast tutulumu ve portal venöz veya geç fazlarda *wash-out* ile karakterize tipik kontrastlanma paterni ile yüksek doğrulukla tanı konabilmektedir [37]. Erken evre HSK ve yüksek dereceli displastik nodüller yeterli neovaskülarizasyona sahip olmayabileceğinden atipik patern sergileyebilir (%10-40) [38, 39]. Hepatokarsinogenez sırasındaki differansiyasyon kaybı membran taşıyıcı ekspresyonunu bozarak HKM uptake'nin düşmesine ve HBF'de hipointensiteye yol açar. Bu bulgu özellikle küçük boyutlu ve erken evre HSK ile yüksek dereceli displastik nodüllerin saptanmasında duyarlılığı artırmaktadır. **İyi diferansiyasyon HSK'ların küçük bir kısmında ise membran taşıyıcılarının aşırı ekspresyonuna bağlı olarak HBF'de hiperintensite görülebileceğinden görüntülerin dikkatli yorumlanması gerekmektedir [39-41].**

Metastazlar primer hepatosit kökenli olmadığından HBF'de hipointens görünürler [35]. HKM, EKM'ye kıyasla karaciğer metastazlarının saptanması ve karakterizasyonu açısından üstünlük sağlamakta ve bu durum klinik yönetim üzerinde önemli sonuçlar doğurmaktadır [42, 43]. Özellikle küçük boyutlu kolorektal kanser karaciğer metastazlarında HBF, cerrahi rezeksiyon ya da ablasyon planlamasından önce lezyon saptama oranlarını anlamlı düzeyde artırmaktadır [42, 44].

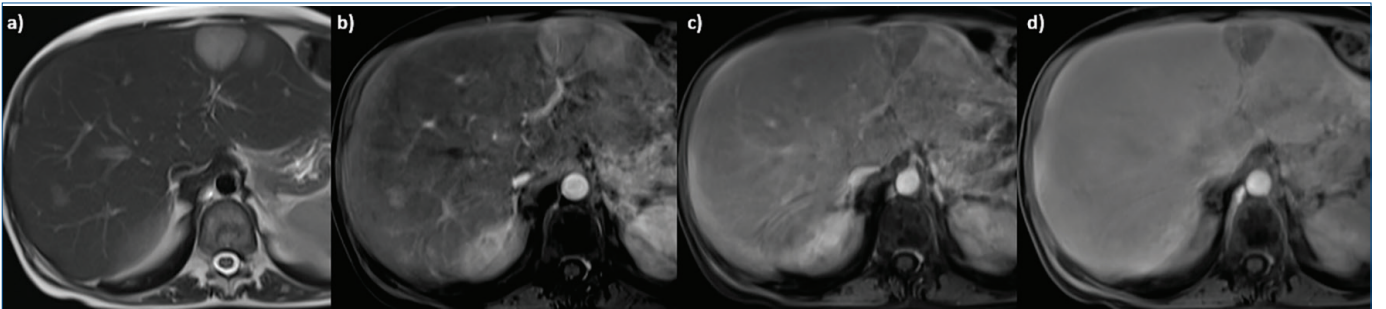
Kolanjiokarsinom (KK), görüntüleme bulguları özgül değildir. Genellikle T1 AG'de izo-hipointens ve T2 AG'de izo-hiperintensir. Ancak müsin, nekroz ve desmoplastik reaksiyon nedeniyle radyolojik görünümleri değişkenlik göstermektedir. Genellikle kapsüler retraksiyon ve vasküler infiltrasyon mevcuttur. EKM uygulaması sonrasında intrahepatik KK (iKK), tipik olarak geç kontrast tutulumu sergileyen desmoplastik bileşene doğru sentripetal yönde ilerleyen periferik kontrast tutulumu göstermektedir. Desmoplastik reaksiyonun daha az belirgin olduğu küçük iKK'lar yalnızca arteriyel kontrast tutulumu sergileyebilmekte ve bunları diğer hepatik lezyonlardan ayırt etmek güçleşmektedir. HKM uygulaması sonrasında periferik bileşen HBF'de hipointens hale gelirken santral desmoplastik reaksiyon küçük miktarda KM tutarak hafif merkezi hiperintensiteye neden olabilmektedir [22, 45]. Ayrıca HKM, HBF'de satellit nodüllerin daha iyi görünmesi sağlayarak cerrahi planlamada yararlı olabilmektedir [22].

Hepatosellüler KM kullanımının önemli bir avantajı da karaciğer fonksiyonunu yansıtmaya yeteneğidir. Siroz veya belirgin hepatik disfonksiyon varlığında HBF gecikmeli olarak elde edilebilir



Resim 6. Aksiyel düzlem görüntülerde karaciğer sol lobunda fokal nodüler hiperplazi ile uyumlu lezyon. Yağ baskılı T2 AG'de santral skar alanı hiperintens (a); postkontrast yağ baskılı T1 AG'de arteriyel fazda hipervasküler kontrastlanma (b), portal venöz fazda (c) ve geç fazda (d) parankime göre izointens-hafif hiperintens sinyal ile santral skar alanında progresif kontrastlanma; hepatobilyer fazda izointens sinyal özelliği (beyaz ok, e).

AG, ağırlıklı görüntü.



Resim 7. Aksiyel düzlem görüntülerde karaciğer sol lobunda adenom ile uyumlu lezyon. Yağ baskısız T2 AG'de hiperintens (a); postkontrast yağ baskılı T1 AG'de arteriyel fazda hipervasküler kontrastlanma (b), portal venöz fazda (c) ve hepatobilyer fazda (d) hipointens sinyal özelliği.

AG, ağırlıklı görüntü.

ve sinyal intensitesi belirgin biçimde azalabilir. Gd-EOB-DTPA ile elde edilen hepatik kontrastlanma oranı ve spesifik uptake ölçümleri, konvansiyonel biyokimyasal testlerle yakalanmayan karaciğer rezervine ilişkin kantitatif veriler sunmaktadır [46].

Bu işlevsel bilgi, parsiyel hepatektomi, transplantasyon ya da lokal ablasyon gibi girişimler öncesinde artık yaygın biçimde kullanılmaktadır.

Diffüzyon Ağırlıklı Görüntüleme

Diffüzyon ağırlıklı görüntüleme, karaciğer MRG'sine önemli katkılar sağlayan ve günümüzde abdominal MR protokollerinin büyük çoğunluğuna dahil edilen bir yöntemdir [47, 48]. Diffüzyon, su moleküllerinin Brownian hareketi olarak bilinen mikroskobik rastgele hareketini ifade eder. Bu hareket dokunun hücresel organizasyonu, hücre membranları, makromoleküller, mikroyapı ve mikrodolaşım tarafından etkilenmektedir. Yüksek hücreliliğe sahip neoplazik dokularda büyük hücre içi hacim ve yoğun hücre membranları nedeniyle diffüzyon kısıtlanır. Kısıtlı diffüzyon tümör, apse, fibrozis ve sitotoksik ödemde görülürken serbest diffüzyon ise kistler ve nekrotik dokular gibi düşük hücresel yapılarda gözlemlenmektedir [49, 50].

Diffüzyon ağırlıklı görüntüleme temelde T2 ağırlıklı görüntüler olup altın standart teknik, yağ baskısı ile elde edilen tek atımlı eko-planar görüntülemedir [51, 52]. Sekansın diffüzyon duyarlılığı, s/mm² cinsinden ifade edilen b değeriyle belirlenir. b değeri arttıkça diffüzyon etkilerine duyarlılık da artar. DAG en az iki b değeriyle gerçekleştirilir. b₀ görüntüleri diffüzyon bilgisi içermezken artan b değerleri (b₅₀, b₄₀₀, b₈₀₀ s/mm²) lezyon saptanmasında kritik öneme sahiptir [53]. Yüksek b değerli görüntüler lezyon karakterizasyonunda vazgeçilmez olup metastazlar gibi yüksek hücreliliğe sahip dokular diffüzyon kısıtlaması nedeniyle hiperintens görünüm sergiler [52, 53]. DAG, oluşturduğu "siyah kan" etkisiyle vasküler yapılar komşuluğundaki lezyonların belirginliğini artırır.

Eko-planar görüntüleme sekansları hareket artefaktlarına eğilimlidir. Nefes tutmalı taramalar bulanıklık ve hayalet artefaktları azaltsa da uzaysal çözünürlük ve b değeri seçeneklerini kısıtlar [52, 53]. Solunum tetiklemeli teknikler ise yüksek b değerlerinde sinyal-gürültü oranını iyileştirerek hareket artefaktlarını azaltır [14].

Görünür Diffüzyon Katsayısı

Diffüzyon, ADC ile nicel olarak mm²/s cinsinden ifade edilir. ADC, bir voksel içindeki hücre içi, hücre dışı ve vasküler su moleküllerinin hareketinin ortalamasını yansıtır ve parametrik haritalarda ilgi bölgeleri (ROI) çizilerek ölçülür. Düşük ADC değerleri kısıtlı diffüzyona, yüksek ADC değerleri ise serbest diffüzyona işaret eder. Bu sayede ADC haritaları, doku hücreliliği hakkında invazif olmayan bilgi sunarak DAG'ı tanı, tedavi planlaması ve takip açısından önemli bir araç haline getirmektedir [50].

Karaciğer lezyonlarında ADC ölçümleri; b değeri seçimi, perfüzyon katkısı ve alan gücüne bağlı değişkenlik nedeniyle tutarsızlıklar gösterebilmektedir. Bu nedenle 1,5T ve 3T sistemler için ayrı referans aralıkları tanımlanmıştır [54].

Diffüzyon Ağırlıklı Görüntüleme Klinik Uygulamalar

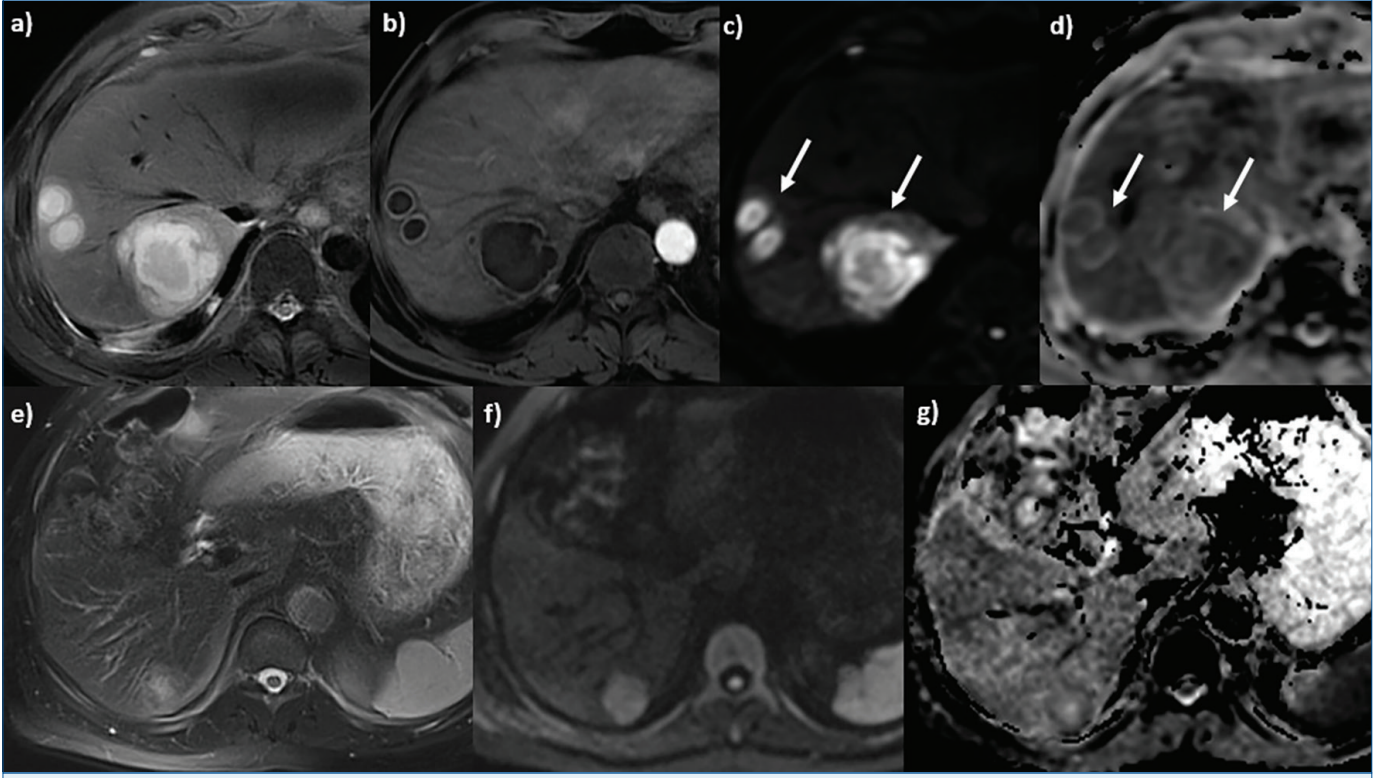
Karaciğer görüntülemesinde DAG'ın başlıca uygulaması, lezyon saptama ve karakterizasyonunda tamamlayıcı sekans olarak kullanılmasıdır. DAG, özellikle kan akımı baskılaması ve lezyonlar ile arka plan karaciğer parankimi arasındaki yüksek kontrast sayesinde düşük b değerleri kullanıldığında küçük karaciğer lezyonlarının saptanmasında yüksek duyarlılık sergilemiştir [48, 55]. Bu nedenle DAG, KM kontrendikasyonu olan hastalarda özellikle yararlı olabilmektedir [48]. HSK saptanmasında geleneksel MRG'ye kıyasla üstün duyarlılık göstermektedir (Zech ve ark. [56]: %98'e karşın %83-85). 20 mm altındaki HSK'larda da kontrastlı MRG'den daha iyi performans sergilemiştir [57]. Karaciğer metastazlarının saptanmasında ise DAG, özellikle 10 mm altındaki lezyonlarda T2 AG'ye belirgin üstünlük sağlamaktadır (duyarlılık %85'e karşın %26-44) [58].

Fokal karaciğer lezyonlarının karakterizasyonunda ADC ölçümü yararlı olmakla birlikte önemli sınırlılıklar içermektedir. Örneğin çoğu malign tümörde düşük ADC değerleri görülür ancak yüksek hücreliliğe sahip solid benign lezyonlar ve apseler de benzer şekilde düşük ADC değerleri sergileyebilir. Aynı şekilde yüksek ADC değerleri basit kistler ve hemanjyomlar gibi benign lezyonlara özgü görünse de nekrotik/kistik malign lezyonlar da yüksek ADC değerleri gösterebilir (Resim 8). ADC değerleri açısından benign ve malign lezyonlar arasında belirgin bir örtüşme bulunduğundan DAG, lezyon karakterizasyonunda dinamik kontrastlı sekansların yerini alamaz. Ancak diğer sekanslarla kombine kullanıldığında lezyon karakterizasyon güvenilirliğini artırır [59, 60].

Tedavi yanıt değerlendirmesi geleneksel olarak tümör boyutundaki küçülmeye dayansa da bu yöntem erken değişikliklere duyarlıdır. DAG, tedavi sonrası mikro çevresel değişiklikleri saptayabilmesi sayesinde önemli bir tamamlayıcı araç olarak öne çıkmaktadır. Tedavi öncesi yüksek ADC değerlerinin kemoterapiye zayıf yanıtı öngördüğü kolorektal ve gastrik kökenli karaciğer metastazlarında gösterilmiştir [61, 62]. Yanıt veren tümörlerde tedavi sonunda ADC artışı gözlemlenirken yanıt vermeyenlerde bu artış izlenmemektedir. Bu ilişkinin teorik temeli, nekrotik alanlarda kemoterapötik ajan ulaşımının azalması ve hipoksik ortamın tedavi etkinliğini düşürmesidir. Ancak koagülasyon nekrozunda hücre lizisi gerçekleşmeksizin ADC değerlerinin düşük kalabileceği de göz önünde bulundurulmalıdır.

MANYETİK REZONANS ELASTOGRAFI

Manyetik rezonans elastografi (MRE), biyolojik dokuların viskoelastik özelliklerini görüntüleyerek doku sertliğini kantitatif olarak ölçen bir faz kontrast tekniğidir. KKH'larında fibrozisin saptanması ve evlendirilmesinde karaciğer biyopsisine güvenilir invaziv olmayan bir alternatif olarak kabul



Resim 8. Aksiyel düzlem görüntülerde karaciğer sağ lobunda fokal lezyonlar. (a-d) Apse ile uyumlu lezyon; yağ baskılı T2 AG'de hiperintens sinyal özelliği (a), postkontrast yağ baskılı T1 AG'de arteriyel fazda periferik kontrastlanma (b), DAG'de hiperintens (c) ve ADC haritasında hipointens sinyal özelliği ile diffüzyon kısıtlaması (d). (e-g) Metastaz ile uyumlu lezyon; yağ baskılı T2 AG'de sınırları belirsiz, hafif hiperintens sinyal özelliği (e), DAG'de hiperintens (f) ve ADC haritasında hipointens sinyal özelliği ile diffüzyon kısıtlaması (g).

AG, ağırlıklı görüntü; DAG, diffüzyon ağırlıklı görüntü; ADC, görünür diffüzyon katsayısı.

görmektedir. Fibrozis, ekstraselüler matriks proteinlerinin birikmesiyle karakterize dinamik bir süreç olup erken dönemde saptandığında geri döndürülebilir nitelik taşıdığından doğru ve erken tanı büyük klinik önem taşımaktadır [63-65]. MRE, karaciğer fibrozisinin tanısı (Resim 9) ve evlendirmesinde (Resim 10) en doğru invaziv olmayan teknik olarak kabul görmektedir [64, 66].

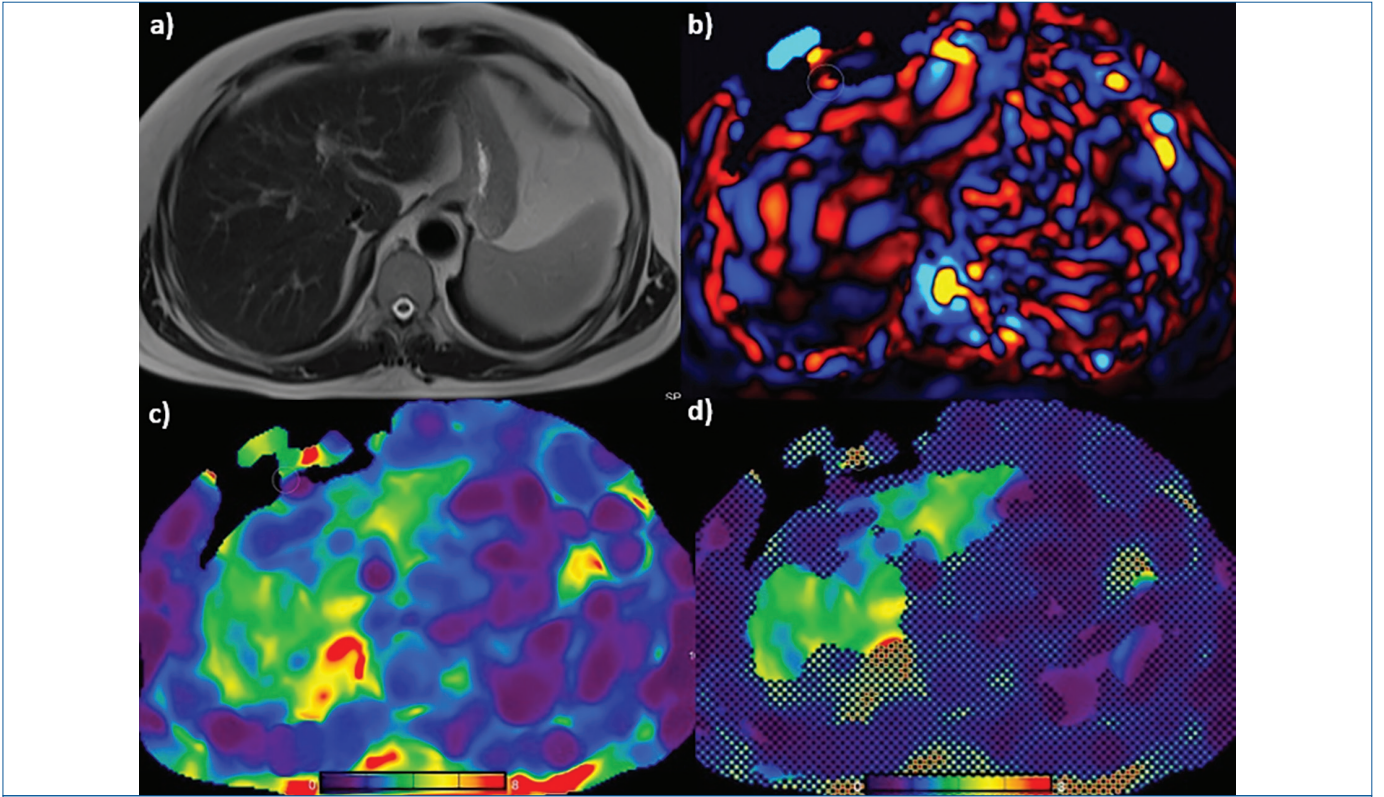
Teknik açıdan MRE, dokuya uygulanan düşük frekanslı mekanik titreşimlerin oluşturduğu kesme dalgalarının yayılımını ölçmeye dayanır. Sert dokularda bu dalgalar daha hızlı ilerler ve dalga boyu uzarken yumuşak dokularda daha yavaş ilerler ve dalga boyu kısalır. Hareket kodlama gradientleri içeren faz kontrast sekanslarla elde edilen görüntüler, inversiyon algoritmasıyla işlenerek karaciğer sertliğinin kilopaskal (kPa) cinsinden gösterildiği kantitatif elastogramlar oluşturulur [67]. Ölçüm sırasında büyük vasküler yapılar, lezyonlar, kapsül altı 1 santimetrelilik alan ve artefaktlı bölgeler ROI dışında tutulmalı ve örnekleme yanlılığını azaltmak için mümkün olduğunca geniş parankim alanı kapsanmalıdır [68].

Normal karaciğer sertliği MRE ile 2-2,4 kPa arasında ölçülmektedir. Karaciğer Görüntüleme Raporlama ve Veri

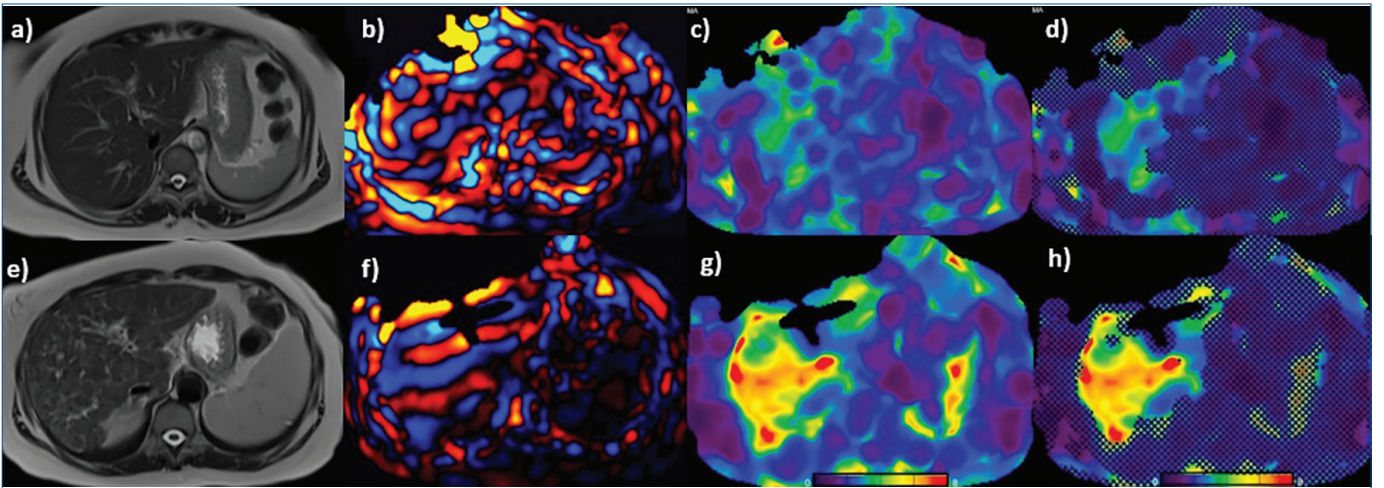
Sistemi Kantitatif Görüntüleme Çalışma Grubu ile Abdominal Radyoloji Derneği Karaciğer Fibrozisi Hastalık Odak Paneli, çoğu etiyojolojiye uygulanabilecek eşik değerlere göre; F1 ve üzeri için 3,0 kPa, F2 ve üzeri için 3,5 kPa, F3 ve üzeri için 4,0 kPa, F4 için ise 5,0 kPa kabul edilmektedir [63, 69]. MRE'nin ileri fibrozis (\geq F3) saptamadaki tanısal performansı mükemmeldir. 697 hastayı kapsayan meta-analizde herhangi bir fibrozis, anlamlı fibrozis, ileri fibrozis ve siroz için alıcı işletim karakteristiği eğrisi altındaki alan değerleri sırasıyla 0,84; 0,88; 0,93 ve 0,92 olarak bulunmuştur [66]. Uzun süreli izlemde iki inceleme arasındaki %20'yi aşan sertlik değişimi gerçek biyolojik değişim olarak kabul edilmekte, antiviral tedavi alan hastalarda ise hızlı sertlik düşüşünün fibrozis gerilemesinden ziyade enflamasyonun azalmasını yansıtabileceği göz önünde bulundurulmalıdır [70-72].

Manyetik Rezonans Elastografi Klinik Uygulama Alanları

Viral hepatit, alkol kullanımı, otoimmün, metabolik ve genetik hastalıklara bağlı hepatik fibrozisin saptanması, evlendirmesi ve tedavi yanıtının takibi MRE'nin birincil kullanım alanını oluşturmaktadır. Karaciğer sertliği, sürekli bir değişken olarak yorumlandığında histolojik kategorik evlemeye kıyasla



Resim 9. Karaciğer morfolojisi normal kronik HBV olgusunda MRE bulguları. Yağ baskısız T2 AG'de normal karaciğer morfolojisi (a); MRE dalga görüntüsü (b), elastogram (c) ve güvenilirlik haritasında (d) karaciğer fibrozisi ile uyumlu parankim sertlik artışı (4,5 kPa). AG, ağırlıklı görüntü; HBV, hepatit B virüsü; MRE, manyetik rezonans elastografi; kPa, kilopaskal.



Resim 10. Primer biliyer kolanjit olgularında MRE bulguları. (a-d) Karaciğer morfolojisi korunmuş olguda T2 AG'de normal morfoloji (a); MRE dalga görüntüsü (b), elastogram (c) ve güvenilirlik haritasında (d) normalin üst sınırında parankim sertliği (2,9 kPa). (e-h) Kronik karaciğer morfolojik bulguları olan olguda T2 AG (e); MRE dalga görüntüsü (f), elastogram (g) ve güvenilirlik haritasında (h) belirgin parankim sertlik artışı (5,1 kPa).

AG, ağırlıklı görüntü; MRE, manyetik rezonans elastografi; PBK, primer biliyer kolanjit; kPa, kilopaskal.

daha iyi prognostik korelasyon sağlanabilmektedir [73]. Bu yaklaşım özellikle sirotik hastalarda klinik yönetimi daha iyi yönlendirmektedir.

Metabolik disfonksiyonla ilişkili steatotik karaciğer hastalığı hastalarında yalnızca yağlanma varlığı, doku sertliğini etkilemezken enflamasyon geliştiğinde fibrozis oluşmadan bile sertlik artışı gözlemlenmektedir. 2,74 kPa kesme değeriyle basit steatozun steatohepatit ve fibrozisten ayırt edilmesinde duyarlılık %94, özgüllük %73 olarak bildirilmiştir (Resim 11) [74].

Manyetik rezonans elastografi ayrıca hastalık progresyonu ve komplikasyonların öngörülmesinde değerli bir araçtır. HCV enfeksiyonunda 3,3 kPa altındaki değerlerde 1 yıllık ilerleme riski ihmal edilebilir düzeyde olup karaciğer sertliği siroz gelişimi için bağımsız risk faktörü olarak tanımlanmıştır [75]. MASLD'de seri ölçümlerde %15'lik sertlik artışı histolojik ilerlemeyle ilişkilendirilmiş, kalıcı hepatit C virolojik yanıtı olan hastalarda 3,75 kPa ve üzerindeki değerler HSK gelişim riskiyle ilişkili bulunmuş ve MRE bu amaçla serum fibrozis belirteçlerinden üstün doğruluk sergilemiştir [76-79].

Manyetik rezonans elastografi ayrıca transplante karaciğerde greft fibrozisinin invaziv olmayan değerlendirilmesinde ve pediatrik kolestatik ile metabolik karaciğer hastalıklarında da etkinliğini kanıtlamıştır. Bu durum tekrarlayan biyopsilere olan ihtiyacı azaltmakta ve daha sık izleme imkânı sunmaktadır.

Portal hipertansiyonlu hastalarda dalak sertliği ölçümüyle özofagus varis riski tahmin edilebilmektedir. 10,5 kPa

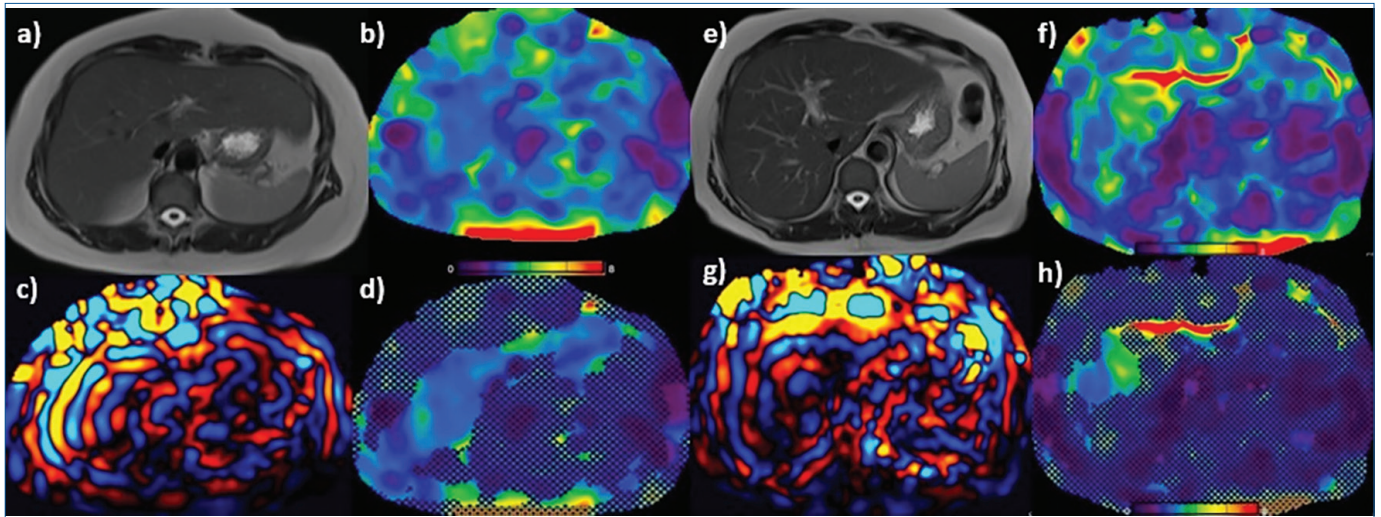
üzerindeki dalak sertlik değerlerinin varis varlığıyla korelasyon gösterdiği bildirilmiştir [69].

Yüksek özgüllük ve pozitif öngörü değeriyle MRE biyopsi gerektiren yüksek riskli hastaları belirlemede, yüksek duyarlılık ve negatif öngörü değeriyle de hastalığı dışlamada üstün performans göstererek klinik pratikte hem fibrozisi doğrulamada hem de ekarte etmede ideal bir noninvaziv test konumuna gelmektedir [80].

Manyetik Rezonans Elastografi Avantaj ve Sınırlılıkları

Manyetik rezonans elastografinin karaciğer biyopsisine göre başlıca üstünlükleri; invaziv olmaması, komplikasyon riski taşımaması, geniş parankim örneklemesine olanak tanınması ve sonuçların yüksek tekrarlanabilirliğidir [63, 81]. Biyopside örnekleme hataları, fibrozisin heterojen dağılımı ve gözlemciler arası uyumsuzluk gibi sorunlar MRE ile büyük ölçüde aşılabilmektedir [64]. Ultrasonografik elastografiye kıyasla ise MRE; obez ve asitli hastalarda güvenilir sonuçlar verebilmesi, uygulayıcı deneyimine bağımlılığının düşük olması ve ortaları evre fibrozisi ayırt etmedeki üstün doğruluğuyla öne çıkmaktadır [63, 81].

Demir birikimiyle ilişkili sinyal kaybı, özellikle hemokromatozis veya transfüzyona bağlı demir yüklenmesinde ciddi güçlükler doğurur, yüksek R2* değerleri elastogram kalitesini belirgin biçimde bozabilir [82]. Şiddetli asit, ağır steatoz ve yetersiz akustik bağlantı da ölçüm güvenilirliğini olumsuz etkileyebilmektedir. Karaciğer sertliğinin fibrozis ve siroz dışındaki durumlarda da yüksek olabileceğinin tanınması gerekmektedir. Olası karıştırıcı



Resim 11. Benzer PDFF oranına sahip iki farklı MASLD olgusu. (a-d) Karaciğer morfolojisi normal olguda T2 AG (a); MRE elastogram (b), dalga görüntüsü (c) ve güvenilirlik haritasında (d) parankim sertliği 2,4 kPa; histopatolojik incelemede izole Evre 2 steatoz saptanan olgu. (e-h) Karaciğer morfolojisi normal olguda T2 AG (e); MRE elastogram (f), dalga görüntüsü (g) ve güvenilirlik haritasında (h) parankim sertliği 3,2 kPa; histopatolojik incelemede Evre 2 steatoz, enflamasyon ve fibrozis saptanan olgu (MASH).

AG, ağırlıklı görüntü; MASLD, metabolik disfonksiyon ile ilişkili steatotik karaciğer hastalığı; MRE, manyetik rezonans elastografi; PDFF, proton dansite yağ fraksiyonu; MASH, metabolik disfonksiyon ile ilişkili steatohepatit; kPa, kilopaskal.

faktörler arasında enflamasyon, pasif hepatik konjesyon, biliyer obstrüksiyon, amiloidoz ve fokal karaciğer kitleleri sayılabilir [64, 81, 82]. Bu nedenle radyologların karaciğer sertliği ölçümlerini ilgili klinik, biyokimyasal ve radyolojik bilgilerle birlikte yorumlaması büyük önem taşımaktadır. KKH'de karaciğer sertliği postprandiyal dönemde de artış gösterebileceğinden, bu sorunun önüne geçmek amacıyla hastalar MRE öncesinde rutin olarak 4-6 saat aç bırakılmaktadır [74].

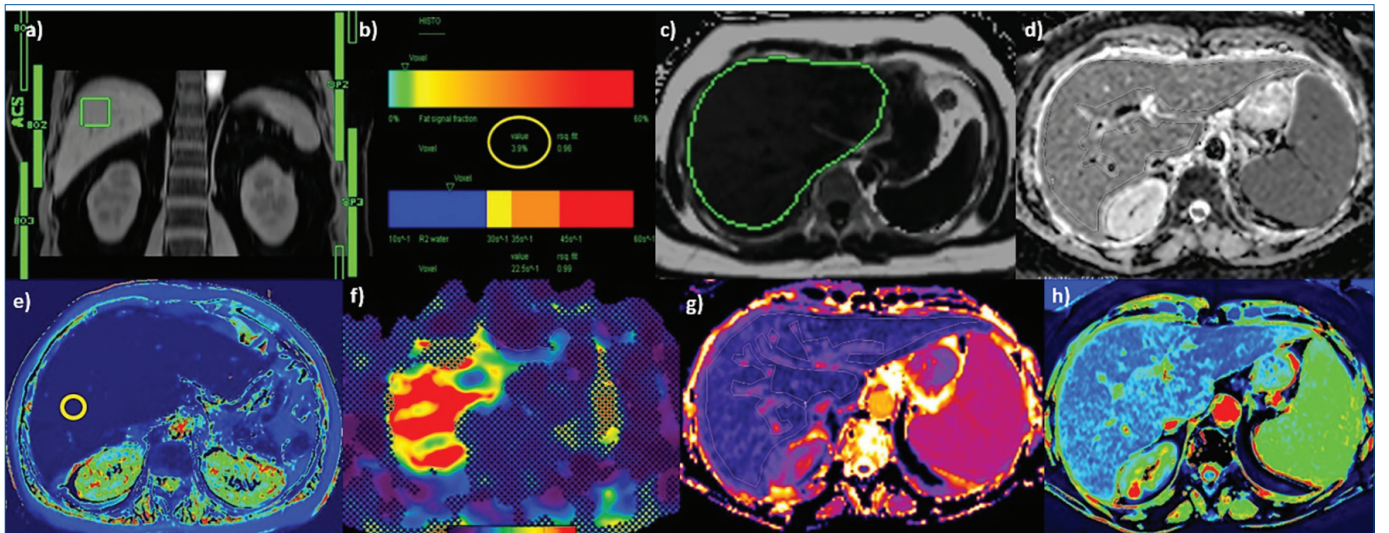
MULTİPARAMETRİK KARACİĞER MRG

Multiparametrik karaciğer MRG, tek bir inceleme seansında birden fazla doku özelliğini eş zamanlı değerlendirmekte ve kantitatif MRG ölçümleri ile günümüzde karaciğer görüntülemesinin en kapsamlı noninvaziv yöntemi olarak kabul görmektedir. mpMRG'deki son gelişmeler, spesifik olmayan serum biyobelirteçleri ile invaziv ve değişken histolojik tanı arasındaki tanısal boşluğu kapatma konusunda gerçek bir potansiyele işaret etmektedir [5]. Yağ, demir, nekroenflamatuvar aktivite ve fibrozis, KKH'nın karmaşık patofizyolojisinde sıklıkla bir arada bulunan temel bileşenler olarak karşımıza çıkmaktadır [83]. **KKH değerlendirilmesine yönelik mpMRG sekansları şunlardır: proton yoğunluğu yağ fraksiyonu ölçümü (PDFF); T2 ve T2* haritalama; T1 haritalama; MR elastografi; DAG (Resim 12).** mpMRG, karaciğer yağı, demiri ve fibrozisinin doğru ve güvenilir şekilde invaziv olmayan saptanması ve kantitatif olarak ölçülmesini sağlamaktadır. **Yağ için PDFF, demir için T2/R2 ve T2*/R2*, fibrozis için karaciğer sertliği gibi kantitatif görüntüleme biyobelirteçleri önerilmektedir [5, 84,**

85-87]. Bu invaziv olmayan ve maliyet etkin MR biyobelirteçleri, klinik karar almayı yönlendirebilmekte, risk sınıflandırmasına olanak tanımakta ve uzun süreli hastalık izlemi ile tedavi yanıtı değerlendirmesini kolaylaştırmaktadır [88].

Manyetik rezonans spektroskopisi (MRS), karaciğer yağ miktarının kantitatif ölçümünde invaziv olmayan referans standart olarak kabul edilmekte ve histopatoloji ile mükemmel uyum sergilemektedir [89, 90]. MRS'de, tek bir voksel içindeki (tipik olarak 3×3×3 santimetre) yağ ve su protonlarının sinyal yoğunlukları, yağ ve su spektroskopik piklerinin altındaki alan ölçülerek belirlenmektedir. Kimyasal kayma kodlamalı Dixon tekniğine dayanan MRG-PDFF, yağ ve su protonlarının farklı rezonans frekanslarında presesyon yapması ilkesini kullanarak tüm karaciğerin yağ ölçümünü tek nefes tutmada sağlamak ve MRS-PDFF ve histopatoloji ile mükemmel korelasyon göstermektedir [91-96]. Starekova ve ark. [92] tarafından önerildiği üzere steatozu derecelendirmek için şu referans aralıkları kullanılmaktadır: Evre 1 veya hafif steatoz (PDFF %5-14), Evre 2 veya orta steatoz (%15-24) ve Evre 3 veya ağır steatoz (≥%25).

Karaciğer demiri, tüm vücut demir depolarıyla doğrusal korelasyon gösterdiğinden karaciğer demir konsantrasyonu (KDK), klinik pratikte toplam vücut demirinin bir biyobelirteci olarak sıklıkla kullanılmaktadır [97]. Karaciğer demiri, paramanyetik özellikleri nedeniyle T1, T2 ve özellikle T2* relaksasyon sürelerini kısaltarak sinyal kaybına yol açmakta ve sinyal kaybının derecesi demir birikimi ile orantılı olmaktadır [97, 98]. MR tabanlı kantifikasyonda iki temel yöntem kullanılmaktadır: Gandon ve ark. [99] tarafından tanımlanan



Resim 12. Multiparametrik karaciğer MRG bileşenleri. MRS voksel yerleşimini gösteren lokalizatör görüntüsü (a), MRS-PDFF raporu (b), MRG-PDFF'nin elde edildiği yağ fraksiyon haritası (c), ADC haritası (d), T2 haritalama (e), MRE elastogram (f), T1 haritalama (MOLLI) (g) ve B1 inhomojenite düzeltmeli VFA (h).

ADC, görünür diffüzyon katsayısı; MOLLI, modifiye edilen uzaklık kilitlemeli inversiyon kurtarma; MRE, manyetik rezonans elastografi; MRS, manyetik rezonans spektroskopisi; PDFF, proton dansite yağ fraksiyonu; VFA, değişken flip açısı.

sinyal yoğunluğu oranı (SYO) yöntemi ve çok ekolu sekanslarla T2/R2 veya T2*/R2* ölçümüne dayanan relaksometri. İlk kez 2004 yılında Gandon ve ark. [99] tarafından tanımlanan SYO yöntemi, demir biriktirmeyen paravertebral kaslarla karşılaştırıldığında karaciğerin sinyal yoğunluklarının oranı ölçülerek KDK'nın hesaplanmasını içermektedir. Rennes Üniversitesi, Gandon yöntemi kullanılarak demir kantifikasyonu elde etmek için çevrimiçi bir DICOM aracı sağlamaktadır (https://imagedmed.univ-rennes1.fr/en/mrquantif/online_quantif). Relaksometri teknikleri, artan eko sürelerinde çok ekolu sekans uygulanmasını ve sinyal yoğunluğu zaman eğrisini; spin eko sekanslarında T2 veya R2 (1/T2), GRE sekanslarında ise T2* veya R2* (1/T2*) olarak belirli relaksasyon parametrelerini ölçmek için bir bozunum modeli uyarlanmasını kapsamaktadır. Demir, T2 ve T2* relaksasyon sürelerini kısaltmakta, R2 ve R2* relaksasyon hızlarını artırmaktadır. Buna göre KDK arttıkça T2 ve T2* azalmakta, R2 ve R2* ise artmaktadır [98]. T2/R2 ve T2*/R2* değerleri ile karaciğer biyopsisiyle elde edilen KDK değerleri arasında yüksek korelasyon bildirilmiştir [100, 101].

Multiparametrik karaciğer MRG'nin önemli bileşenlerinden birini oluşturan MRE ve DAG bu yazının önceki bölümlerinde ayrıntılı olarak ele alınmıştır. Kısaca MRE, karaciğer fibrozisinin saptanması ve evrelendirilmesinde histopatolojiye kıyasla en yüksek tanısal doğruluğa sahip invaziv olmayan yöntem olarak öne çıkmakta geniş hasta serilerinde kanıtlanmış güvenilirliği ile multiparametrik değerlendirmenin vazgeçilmez bir parçasını oluşturmaktadır.

T1 relaksasyon süresinin, fibroze bağlı ekstraselüler kollajen birikimi ve enflamasyonun yol açtığı ekstraselüler sıvı hacmindeki artışla paralel biçimde uzaması nedeniyle, T1 haritalama günümüzde karaciğer değerlendirmeye yönelik multiparametrik protokollerin temel bileşenlerinden birini oluşturmaktadır [102]. T2* haritalama ile hassas biçimde ölçülebilen demirin, T1 relaksasyon süresi üzerinde tam ters yönde bir etki oluşturduğundan hareketle, bazı yazarlar yüksek demir içeriğini kompanse eden ve demirin etkisinden arındırılmış düzeltilmiş T1 (dT1) haritaları üreten bir algoritma geliştirmiştir [102]. Kanıtlar, dT1 haritalamanın karaciğerdeki ince enflamatuvar değişikliklere karşı serum biyobelirteç düzeyi ölçümü ve elastografiye kıyasla daha duyarlı olduğuna işaret etmektedir [5]. Mevcut T1 haritalama yöntemleri arasında *Modifiye Look-Locker Inversiyon* (MOLLI) ve B1 inhomojenite düzeltmeli değişken açılı (VFA) volumetrik haritalama yer almaktadır (Resim 13). MOLLI sekansı ile tek nefes tutmada, yüksek çözünürlüklü tek kesit T1 harita elde edilirken [103], VFA metod ile yine tek nefes tutmada daha ince kesit tüm karaciğer T1 haritası elde edilebilir. VFA T1 haritalama yöntemi B1 inhomojeniteye duyarlı olduğundan düzeltme için T1 haritalama öncesi B1 haritalama yapıları [104]. T2 haritalama

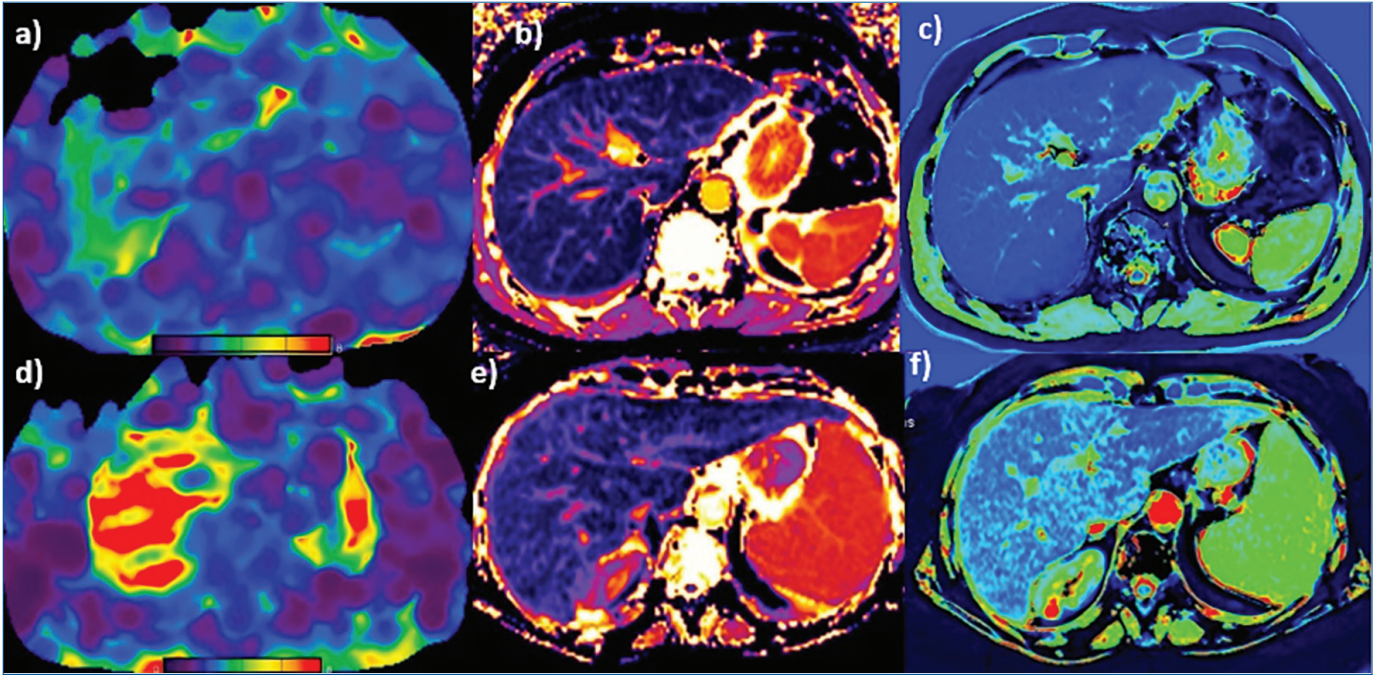
ise daha çok ödemli miyokardiyal dokuyu göstermede etkin bir yöntemdir, hepatik veya splenik ödem, konjesyon ve enflamasyonu değerlendirmede kullanılabilir.

2014 yılında yayımlanan mpMRG alanındaki öncü bir makalede Banerjee ve ark. [105], sırasıyla karaciğer fibrozisi, steatozu ve hemosiderozunu kantitatif olarak değerlendirmek amacıyla T1 haritalama, MRS-PDFF ve T2 haritalamadan oluşan bir sekans seti kullanmış, her üç değişken için eğri altındaki alanın 0,9'ı aşmasıyla yöntemin mükemmel performans sergilediğini ortaya koymuştur. 2017 yılında yayımlanan ve alkolik olmayan yağlı karaciğer hastalığı olan hastaları kapsayan bir diğer çalışmada ise dT1 ve T2* haritalama değerlendirilerek fibrozis ve enflamasyon için bir görüntüleme skoru geliştirilmiş, bu skorun biyopsi sonucuyla anlamlı düzeyde korelasyon gösterdiği bildirilmiştir [102].

Bugüne kadar mpMRG; morbid obeziteli ve metabolik sendrom ilişkili steatohepatitli (MASH) hastaların bariatrik cerrahi öncesi ve sonrasında izlenmesinde, MASLD hastalarının takibinde, kronik HCV'li hastalarda direkt etkili antiviral tedaviye kısa vadeli yanıtın değerlendirilmesinde ve otoimmün hepatit nedeniyle tedavi altındaki çocuk ile yetişkinlerde hastalık aktivitesinin invaziv olmayan olarak izlenmesi ve öngörülmesinde geniş uygulama alanı bulmuştur [5, 106-108]. Bunun yanı sıra MASH'in öngörülmesi amacıyla düzeltilmemiş T1 haritalama, MRS ve MRE kombinasyonuna dayanan matematiksel skorların geliştirilmesinde, karaciğer fonksiyonunun kantitatif olarak tahmin edilmesinde ve özofageal veya gastrik varislerin öngörülmesine yönelik bir araç olarak HKM uygulaması öncesi ve sonrasında MOLLI bazlı T1 haritalama çalışmalarında ve MASH tedavilerine yönelik klinik araştırmalarda da sıklıkla kullanılmıştır [103, 109]. Ayrıca yakın zamanda yayımlanan bir çalışmada mpMRG, DAG ve MRE'nin solid karaciğer lezyonlarının benign-malign ayırıcı tanısındaki rolü bir arada değerlendirilmiş, malign lezyonların anlamlı düzeyde daha düşük T2, T1 relaksasyon parametreleri ve ADC değerleri ile anlamlı düzeyde daha yüksek sertlik değerleri sergilediği gösterilmiştir [110]. Bu çalışma, mpMRG'nin diffüz karaciğer hastalıklarının ötesinde fokal lezyonların karakterizasyonunda da klinik potansiyel taşıdığına işaret eden ilk kapsamlı çalışmalardan biri olması bakımından dikkat çekicidir.

SONUÇ

Karaciğer MRG'si, morfolojik değerlendirmenin çok ötesine geçerek doku kompozisyonu, perfüzyon, diffüzyon ve mekanik özellikler gibi çok boyutlu bilgiyi tek bir inceleme seansında sunabilen kapsamlı bir görüntüleme yöntemine dönüşmüştür. HKM ile gerçekleştirilen HBF, DAG ve MRE, karaciğer görüntülemesini biyopsi gerektiren durumları önemli ölçüde azaltacak düzeyde güçlendirmiştir.



Resim 13. İki ayrı kronik karaciğer parankim hastalığı olgusunda mpMRG (T1 haritalama ve MRE) bulguları. (a-c) Child-Pugh A olgusunda MRE'de parankim sertliği (2,5 kPa) (a), MOLLI T1 değeri (612,6 ms) (b) ve VFA T1 değeri (644,8 ms) (c). (d-f) Child-Pugh B olgusunda MRE'de parankim sertliği (6.3kPa) (d), MOLLI T1 değeri (689,4 ms) (e) ve VFA T1 değeri (749,7 ms) (f); Child-Pugh B olgusunda T1 değerleri belirgin olarak daha yüksektir.

mpMRG, multiparametrik manyetik rezonans görüntüleme; MRE, manyetik rezonans elastografi; MOLLI, modifiye edilmiş uzaklık kilitlemeli inversiyon kurtarma; VFA, değişken flip açısı; kPa, kilopaskal.

Multiparametrik yaklaşım; yağ, demir, enflamasyon ve fibrozisin eş zamanlı kantitatif değerlendirilmesine olanak tanıyarak KKH'nın izlenmesinde ve tedavi yanıtının değerlendirilmesinde giderek daha merkezi bir rol üstlenmektedir. Yakın zamanda elde edilen veriler, mpMRG'nin diffüz hastalıkların ötesinde FKL'nın karakterizasyonunda da katkı sağlayabileceğine işaret etmektedir. Teknolojik gelişmeler ve çok merkezli validasyon çalışmalarının artmasıyla birlikte karaciğer MRG'sinin önümüzdeki yıllarda sanal biyopsi kavramını klinik gerçeğe dönüştürme potansiyeli giderek güçlenmektedir.

Dipnotlar

Çıkar Çatışması

Yazarlar bu makale ile ilgili olarak herhangi bir çıkar çatışması bildirmemiştir.

KAYNAKLAR

1. Moon AM, Singal AG, Tapper EB. Contemporary epidemiology of chronic liver disease and cirrhosis. *Clin Gastroenterol Hepatol.* 2020; 18: 2650-66. [CrossRef]
2. Rinella ME, Lazarus JV, Ratziu V, Francque SM, Sanyal AJ, Kanwal F, et al. A multisociety Delphi consensus statement on new fatty liver disease nomenclature. *J Hepatol.* 2023; 79: 1542-56. [CrossRef]
3. Abboud Y, Ismail M, Khan H, Medina-Morales E, Alsakarneh S, Jaber F, et al. Hepatocellular carcinoma incidence and mortality in the usa by sex, age, and race: a nationwide analysis of two decades. *J Clin Transl Hepatol.* 2024; 12: 172-81. [CrossRef]
4. Jiang H, Chen HC, Lafata KJ, Bashir MR. Week 4 liver fat reduction on MRI as an early predictor of treatment response in participants with nonalcoholic steatohepatitis. *Radiology.* 2021; 300: 361-8. [CrossRef]
5. Thomaidis-Brears HB, Lepe R, Banerjee R, Duncker C. Multiparametric MR mapping in clinical decision-making for diffuse liver disease. *Abdom Radiol (NY).* 2020; 45: 3507-22. [CrossRef]
6. Herborn CU, Vogt F, Lauenstein TC, Goyen M, Debatin JF, Ruehm SG. MRI of the liver: can True FISP replace HASTE? *J Magn Reson Imaging.* 2003; 17: 190-6. [CrossRef]
7. Shetty AS, Fraum TJ, Ludwig DR, Hoegger MJ, Zulfiqar M, Ballard DH, et al. Body MRI: imaging protocols, techniques, and lessons learned. *Radiographics.* 2022; 42: 2054-74. [CrossRef]
8. Markl M, Leupold J. Gradient echo imaging. *J Magn Reson Imaging.* 2012; 35: 1274-89. [CrossRef]
9. Ramalho M, Altun E, Herédia V, Zapparoli M, Semelka R. Liver MR imaging: 1.5T versus 3T. *Magn Reson Imaging Clin N Am.* 2007; 15: 321-47. [CrossRef]
10. Fowler KJ, Brown JJ, Narra VR. Magnetic resonance imaging of focal liver lesions: approach to imaging diagnosis. *Hepatology.* 2011; 54: 2227-37. [CrossRef]
11. Watanabe A, Ramalho M, AlObaidy M, Kim HJ, Velloni FG, Semelka RC. Magnetic resonance imaging of the cirrhotic liver: an update. *World J Hepatol.* 2015; 7: 468-87. [CrossRef]
12. Albiin N. MRI of focal liver lesions. *Curr Med Imaging Rev.* 2012; 8: 107-16. [CrossRef]

13. Agostini A, Kircher MF, Do RK, Borgheresi A, Monti S, Giovagnoni A, et al. Magnetic resonance imaging of the liver (including biliary contrast agents)-part 2: protocols for liver magnetic resonance imaging and characterization of common focal liver lesions. *Semin Roentgenol.* 2016; 51: 317-33. [\[CrossRef\]](#)
14. Chandarana H, Feng L, Ream J, Wang A, Babb JS, Block KT, et al. Respiratory motion-resolved compressed sensing reconstruction of free-breathing radial acquisition for dynamic liver magnetic resonance imaging. *Invest Radiol.* 2015; 50: 749-56. [\[CrossRef\]](#)
15. Hood MN, Ho VB, Smirniotopoulos JG, Szumowski J. Chemical shift: the artifact and clinical tool revisited. *Radiographics.* 1999; 19: 357-71. [\[CrossRef\]](#)
16. Goncalves Neto JA, Altun E, Vaidean G, Elazzazi M, Troy J, Ramachandran S, et al. Early contrast enhancement of the liver: exact description of subphases using MRI. *Magn Reson Imaging.* 2009; 27: 792-800. [\[CrossRef\]](#)
17. Guglielmo FF, Mitchell DG, Roth CG, Deshmukh S. Hepatic MR imaging techniques, optimization, and artifacts. *Magn Reson Imaging Clin N Am.* 2014; 22: 263-82. [\[CrossRef\]](#)
18. Wile GE, Leyendecker JR. Magnetic resonance imaging of the liver: sequence optimization and artifacts. *Magn Reson Imaging Clin N Am.* 2010; 18: 525-47. [\[CrossRef\]](#)
19. Gandhi SN, Brown MA, Wong JG, Aguirre DA, Sirlin CB. MR contrast agents for liver imaging: what, when, how. *Radiographics.* 2006; 26: 1621-36. [\[CrossRef\]](#)
20. Sharma P, Kalb B, Kitajima HD, Salman KN, Burrow B, Ray GL, et al. Optimization of single injection liver arterial phase gadolinium enhanced MRI using bolus track real-time imaging. *J Magn Reson Imaging.* 2011; 33: 110-8. [\[CrossRef\]](#)
21. Cogley JR, Miller FH. MR imaging of benign focal liver lesions. *Radiol Clin North Am.* 2014; 52: 657-82. [\[CrossRef\]](#)
22. Jhaveri KS, Hosseini-Nik H. MRI of cholangiocarcinoma. *J Magn Reson Imaging.* 2015; 42: 1165-79. [\[CrossRef\]](#)
23. Tanimoto A, Lee JM, Murakami T, Huppertz A, Kudo M, Grazioli L. Consensus report of the 2nd forum for liver MRI. *Eur Radiol.* 2009; 19(Suppl 5): S975-89. [\[CrossRef\]](#)
24. Matos AP, Velloni F, Ramalho M, AlObaidy M, Rajapaksha A, Semelka RC. Focal liver lesions: practical magnetic resonance imaging approach. *World J Hepatol.* 2015; 7: 1987-2008. [\[CrossRef\]](#)
25. Thomaidis-Brears HB, Lepe R, Banerjee R, Duncker C. Multiparametric MR mapping in clinical decision-making for diffuse liver disease. *Abdom Radiol (NY).* 2020; 45: 3507-22. [\[CrossRef\]](#)
26. Neri E, Bali MA, Ba-Ssalamah A, Boraschi P, Brancatelli G, Alves FC, et al. ESGAR consensus statement on liver MR imaging and clinical use of liver-specific contrast agents. *Eur Radiol.* 2016; 26: 921-31. [\[CrossRef\]](#)
27. Wang C, Yuan XD, Wu N, Sun WR, Tian Y. Optimization of hepatobiliary phase imaging in gadoteric acid-enhanced magnetic resonance imaging: a narrative review. *Quant Imaging Med Surg.* 2023; 13: 1972-82. [\[CrossRef\]](#)
28. Schalkx HJ, van Stralen M, Coenegrachts K, van den Bosch MA, van Kessel CS, van Hillegerberg R, et al. Liver perfusion in dynamic contrast-enhanced magnetic resonance imaging (DCE-MRI): comparison of enhancement in Gd-BT-DO3A and Gd-EOB-DTPA in normal liver parenchyma. *Eur Radiol.* 2014; 24: 2146-56. [\[CrossRef\]](#)
29. Bashir MR. Magnetic resonance contrast agents for liver imaging. *Magn Reson Imaging Clin N Am.* 2014; 22: 283-93. [\[CrossRef\]](#)
30. Haradome H, Grazioli L, Tsunoo M, Tinti R, Frittoli B, Gambarini S, et al. Can MR fluoroscopic triggering technique and slow rate injection provide appropriate arterial phase images with reducing artifacts on gadoteric acid-DTPA (Gd-EOB-DTPA)-enhanced hepatic MR imaging? *J Magn Reson Imaging.* 2010; 32: 334-40. [\[CrossRef\]](#)
31. Pietryga JA, Burke LM, Marin D, Jaffe TA, Bashir MR. Respiratory motion artifact affecting hepatic arterial phase imaging with gadoteric acid disodium: examination recovery with a multiple arterial phase acquisition. *Radiology.* 2014; 271: 426-34. [\[CrossRef\]](#)
32. Guglielmo FF, Mitchell DG, Gupta S. Gadolinium contrast agent selection and optimal use for body MR imaging. *Radiol Clin North Am.* 2014; 52: 637-56. [\[CrossRef\]](#)
33. Grazioli L, Morana G, Kirchin MA, Schneider G. Accurate differentiation of focal nodular hyperplasia from hepatic adenoma at gadobenate dimeglumine-enhanced MR imaging: prospective study. *Radiology.* 2005; 236: 166-77. [\[CrossRef\]](#)
34. Suh CH, Kim KW, Kim GY, Shin YM, Kim PN, Park SH. The diagnostic value of Gd-EOB-DTPA-MRI for the diagnosis of focal nodular hyperplasia: a systematic review and meta-analysis. *Eur Radiol.* 2015; 25: 950-60. [\[CrossRef\]](#)
35. Grazioli L, Bondioni MP, Faccioli N, Gambarini S, Tinti R, Schneider G, et al. Solid focal liver lesions: dynamic and late enhancement patterns with the dual phase contrast agent gadobenate dimeglumine. *J Gastrointest Cancer.* 2010; 41: 221-32. [\[CrossRef\]](#)
36. Grazioli L, Bondioni MP, Haradome H, Motosugi U, Tinti R, Frittoli B, et al. Hepatocellular adenoma and focal nodular hyperplasia: value of gadoteric acid-enhanced MR imaging in differential diagnosis. *Radiology.* 2012; 262: 520-9. [\[CrossRef\]](#)
37. Choi JY, Lee JM, Sirlin CB. CT and MR imaging diagnosis and staging of hepatocellular carcinoma: part I. Development, growth, and spread: key pathologic and imaging aspects. *Radiology.* 2014; 272: 635-54. [\[CrossRef\]](#)
38. Sano K, Ichikawa T, Motosugi U, Sou H, Muhi AM, Matsuda M, et al. Imaging study of early hepatocellular carcinoma: usefulness of gadoteric acid-enhanced MR imaging. *Radiology.* 2011; 261: 834-44. [\[CrossRef\]](#)
39. Choi JY, Lee JM, Sirlin CB. CT and MR imaging diagnosis and staging of hepatocellular carcinoma: part II. Extracellular agents, hepatobiliary agents, and ancillary imaging features. *Radiology.* 2014; 273: 30-50. [\[CrossRef\]](#)
40. Tsuboyama T, Onishi H, Kim T, Akita H, Hori M, Tatsumi M, et al. Hepatocellular carcinoma: hepatocyte-selective enhancement at gadoteric acid-enhanced MR imaging--correlation with expression of sinusoidal and canalicular transporters and bile accumulation. *Radiology.* 2010; 255: 824-33. [\[CrossRef\]](#)
41. Vilgrain V, Van Beers BE, Pastor CM. Insights into the diagnosis of hepatocellular carcinomas with hepatobiliary MRI. *J Hepatol.* 2016; 64: 708-16. [\[CrossRef\]](#)
42. Goodwin MD, Dobson JE, Sirlin CB, Lim BG, Stella DL. Diagnostic challenges and pitfalls in MR imaging with hepatocyte-specific contrast agents. *Radiographics.* 2011; 31: 1547-68. [\[CrossRef\]](#)
43. Zech CJ, Grazioli L, Jonas E, Ekman M, Niebecker R, Gschwend S, et al. Health-economic evaluation of three imaging strategies in patients with suspected colorectal liver metastases: Gd-EOB-DTPA-enhanced MRI vs. extracellular contrast media-enhanced MRI and 3-phase MDCT in Germany, Italy and Sweden. *Eur Radiol.* 2009; 19 Suppl 3: S753-63. [\[CrossRef\]](#)
44. Chen L, Zhang J, Zhang L, Bao J, Liu C, Xia Y, et al. Meta-analysis of gadoteric acid disodium (Gd-EOB-DTPA)-enhanced magnetic resonance imaging for the detection of liver metastases. *PLoS One.* 2012; 7: e48681. [\[CrossRef\]](#)
45. Brismar TB, Dahlstrom N, Edsberg N, Persson A, Smedby O, Albiin N. Liver vessel enhancement by Gd-BOPTA and Gd-EOB-DTPA: a comparison in healthy volunteers. *Acta Radiol.* 2009; 50: 709-15. [\[CrossRef\]](#)
46. Haimerl M, Verloh N, Zeman F, Fellner C, Nickel D, Lang SA, et al. Gd-EOB-DTPA-enhanced MRI for evaluation of liver function: comparison between signal-intensity-based indices and T1 relaxometry. *Sci Rep.* 2017; 7: 43347. [\[CrossRef\]](#)
47. Culverwell AD, Sheridan MB, Guthrie JA, Scarsbrook AF. Diffusion-weighted MRI of the liver-Interpretative pearls and pitfalls. *Clin Radiol.* 2013; 68: 406-14. [\[CrossRef\]](#)

48. Galea N, Cantisani V, Taouli B. Liver lesion detection and characterization: role of diffusion-weighted imaging. *J Magn Reson Imaging*. 2013; 37: 1260-76. [\[CrossRef\]](#)
49. Kim HJ, Lee SY, Shin YR, Park CS, Kim K. The value of diffusion-weighted imaging in the differential diagnosis of ovarian lesions: a meta-analysis. *PLoS One*. 2016; 11: e0149465. [\[CrossRef\]](#)
50. Kwee TC, Takahara T, Ochiai R, Nievelstein RA, Luijten PR. Diffusion-weighted whole-body imaging with background body signal suppression (DWIBS): features and potential applications in oncology. *Eur Radiol*. 2008; 18: 1937-52. [\[CrossRef\]](#)
51. Baghdadi A, Mirpour S, Ghadimi M, Motaghi M, Hazhirkarzar B, Pawlik TM, et al. Imaging of colorectal liver metastasis. *J Gastrointest Surg*. 2022; 26: 245-57. [\[CrossRef\]](#)
52. Baliyan V, Das CJ, Sharma R, Gupta AK. Diffusion weighted imaging: technique and applications. *World J Radiol*. 2016; 8: 785-98. [\[CrossRef\]](#)
53. Qayyum A. Diffusion-weighted imaging in the abdomen and pelvis: concepts and applications. *Radiographics*. 2009; 29: 1797-810. [\[CrossRef\]](#)
54. Goshima S, Kanematsu M, Kondo H, Yokoyama R, Kajita K, Tsuge Y, et al. Diffusion-weighted imaging of the liver: optimizing b value for the detection and characterization of benign and malignant hepatic lesions. *J Magn Reson Imaging*. 2008; 28: 691-7. [\[CrossRef\]](#)
55. Wu LM, Hu J, Gu HY, Hua J, Xu JR. Can diffusion-weighted magnetic resonance imaging (DW-MRI) alone be used as a reliable sequence for the preoperative detection and characterisation of hepatic metastases? A meta-analysis. *Eur J Cancer*. 2013; 49: 572-84. [\[CrossRef\]](#)
56. Zech CJ, Reiser MF, Herrmann KA. Imaging of hepatocellular carcinoma by computed tomography and magnetic resonance imaging: state of the art. *Dig Dis*. 2009; 27: 114-24. [\[CrossRef\]](#)
57. Vandecaveye V, De Keyzer F, Verslype C, Op de Beeck K, Komuta M, Topal B, et al. Diffusion-weighted MRI provides additional value to conventional dynamic contrast-enhanced MRI for detection of hepatocellular carcinoma. *Eur Radiol*. 2009; 19: 2456-66. [\[CrossRef\]](#)
58. Bruegel M, Rummeny EJ. Hepatic metastases: use of diffusion-weighted echo-planar imaging. *Abdom Imaging*. 2010; 35: 454-61. [\[CrossRef\]](#)
59. Feuerlein S, Pauls S, Juchems MS, Stuber T, Hoffmann MH, Brambs HJ, et al. Pitfalls in abdominal diffusion-weighted imaging: how predictive is restricted water diffusion for malignancy. *AJR Am J Roentgenol*. 2009; 193: 1070-6. [\[CrossRef\]](#)
60. Sandrasegaran K, Akisik FM, Lin C, Tahir B, Rajan J, Aisen AM. The value of diffusion-weighted imaging in characterizing focal liver masses. *Acad Radiol*. 2009; 16: 1208-14. [\[CrossRef\]](#)
61. Koh DM, Scurr E, Collins D, Kanber B, Norman A, Leach MO, et al. Predicting response of colorectal hepatic metastasis: value of pretreatment apparent diffusion coefficients. *AJR Am J Roentgenol*. 2007; 188: 1001-8. [\[CrossRef\]](#)
62. Cui Y, Zhang XP, Sun YS, Tang L, Shen L. Apparent diffusion coefficient: potential imaging biomarker for prediction and early detection of response to chemotherapy in hepatic metastases. *Radiology*. 2008; 248: 894-900. [\[CrossRef\]](#)
63. Venkatesh SK, Yin M, Ehman RL. Magnetic resonance elastography of liver: technique, analysis, and clinical applications. *J Magn Reson Imaging*. 2013; 37: 544-55. [\[CrossRef\]](#)
64. Yin M, Glaser KJ, Talwalkar JA, Chen J, Manduca A, Ehman RL. Hepatic MR elastography: clinical performance in a series of 1377 consecutive examinations. *Radiology*. 2016; 278: 114-24. [\[CrossRef\]](#)
65. Chi H, Hansen BE, Tang WY, Schouten JN, Sprengers D, Taimr P, et al. Multiple biopsy passes and the risk of complications of percutaneous liver biopsy. *Eur J Gastroenterol Hepatol*. 2017; 29: 36-41. [\[CrossRef\]](#)
66. Singh S, Venkatesh SK, Wang Z, Miller FH, Motosugi U, Low RN, et al. Diagnostic performance of magnetic resonance elastography in staging liver fibrosis: a systematic review and meta-analysis of individual participant data. *Clin Gastroenterol Hepatol*. 2015; 13: 440-51.e6. [\[CrossRef\]](#)
67. Tang A, Cloutier G, Szeverenyi NM, Sirlin CB. Ultrasound elastography and MR elastography for assessing liver fibrosis: part 1, principles and techniques. *AJR Am J Roentgenol*. 2015; 205: 22-32. [\[CrossRef\]](#)
68. Chouhan MD, Lythgoe MF, Mookerjee RP, Taylor SA. Vascular assessment of liver disease-towards a new frontier in MRI. *Br J Radiol*. 2016; 89: 20150675. [\[CrossRef\]](#)
69. Venkatesh SK, Yin M, Ehman RL. Magnetic resonance elastography of liver: clinical applications. *J Comput Assist Tomogr*. 2013; 37: 887-96. [\[CrossRef\]](#)
70. Tokimori T, Saitoh S, Ohira S, Suzuki H, Kurita I, Tano M, et al. Quantitative equivalence of Quantitative Imaging Biomarkers Alliance (QIBA)-2023- and QIBA-2020-compliant MR elastography protocols for liver stiffness assessment. *Abdom Radiol (NY)*. 2026. [\[CrossRef\]](#)
71. Serai SD, Obuchowski NA, Venkatesh SK, Sirlin CB, Miller FH, Ashton E, et al. Repeatability of MR elastography of liver: a meta-analysis. *Radiology*. 2017; 285: 92-100. [\[CrossRef\]](#)
72. Higuchi M, Tamaki N, Kurosaki M, Inada K, Kirino S, Yamashita K, et al. Changes of liver stiffness measured by magnetic resonance elastography during direct-acting antivirals treatment in patients with chronic hepatitis C. *J Med Virol*. 2021; 93: 3744-51. [\[CrossRef\]](#)
73. Ferraioli G, Barr RG. Interpreting liver stiffness values in clinical practice: is histologic classification necessary for clinical relevance? *Radiology*. 2023; 307: e220553. [\[CrossRef\]](#)
74. Chen J, Talwalkar JA, Yin M, Glaser KJ, Sanderson SO, Ehman RL. Early detection of nonalcoholic steatohepatitis in patients with nonalcoholic fatty liver disease by using MR elastography. *Radiology*. 2011; 259: 749-56. [\[CrossRef\]](#)
75. Takamura T, Motosugi U, Ichikawa S, Sano K, Morisaka H, Ichikawa T, et al. Usefulness of MR elastography for detecting clinical progression of cirrhosis from child-pugh class A to B in patients with type C viral hepatitis. *J Magn Reson Imaging*. 2016; 44: 715-22. [\[CrossRef\]](#)
76. Gidener T, Dierkhising RA, Mara KC, Therneau TM, Venkatesh SK, Ehman RL, et al. Change in serial liver stiffness measurement by magnetic resonance elastography and outcomes in NAFLD. *Hepatology*. 2023; 77: 268-74. [\[CrossRef\]](#)
77. Ajmera VH, Liu A, Singh S, Yachoa G, Ramey M, Bhargava M, et al. Clinical utility of an increase in magnetic resonance elastography in predicting fibrosis progression in nonalcoholic fatty liver disease. *Hepatology*. 2020; 71: 849-60. [\[CrossRef\]](#)
78. Han MAT, Vipani A, Nouredin N, Ramirez K, Gornbein J, Saouaf R, et al. MR elastography-based liver fibrosis correlates with liver events in nonalcoholic fatty liver patients: a multicenter study. *Liver Int*. 2020; 40: 2242-51. [\[CrossRef\]](#)
79. Tamaki N, Higuchi M, Kurosaki M, Kirino S, Osawa L, Watakabe K, et al. Risk assessment of hepatocellular carcinoma development by magnetic resonance elastography in chronic hepatitis C patients who achieved sustained virological responses by direct-acting antivirals. *J Viral Hepat*. 2019; 26: 893-9. [\[CrossRef\]](#)
80. Singh S, Allen AM, Wang Z, Prokop LJ, Murad MH, Loomba R. Fibrosis progression in nonalcoholic fatty liver vs nonalcoholic steatohepatitis: a systematic review and meta-analysis of paired-biopsy studies. *Clin Gastroenterol Hepatol*. 2015; 13: 643-54.e1-9; quiz e39-40. [\[CrossRef\]](#)
81. Srinivasa Babu A, Wells ML, Teytelboym OM, Mackey JE, Miller FH, Yeh BM, et al. Elastography in chronic liver disease: modalities, techniques, limitations, and future directions. *Radiographics*. 2016; 36: 1987-2006. [\[CrossRef\]](#)
82. Moura Cunha G, Fan B, Navin PJ, Olivé D, Venkatesh SK, Ehman RL, et al. Interpretation, reporting, and clinical applications of liver MR elastography. *Radiology*. 2024; 310: e231220. [\[CrossRef\]](#)

83. Corradini E, Pietrangelo A. Iron and steatohepatitis. *J Gastroenterol Hepatol.* 2012; 27(Suppl 2): 42-6. [\[CrossRef\]](#)
84. Welle CL, Olson MC, Reeder SB, Venkatesh SK. Magnetic resonance imaging of liver fibrosis, fat, and iron. *Radiol Clin North Am.* 2022; 60: 705-16. [\[CrossRef\]](#)
85. Curtis WA, Fraum TJ, An H, Chen Y, Shetty AS, Fowler KJ. Quantitative MRI of diffuse liver disease: current applications and future directions. *Radiology.* 2019; 290: 23-30. [\[CrossRef\]](#)
86. Moura Cunha G, Navin PJ, Fowler KJ, Venkatesh SK, Ehman RL, Sirlin CB. Quantitative magnetic resonance imaging for chronic liver disease. *Br J Radiol.* 2021; 94: 20201377. [\[CrossRef\]](#)
87. Ajmera V, Loomba R. Imaging biomarkers of NAFLD, NASH, and fibrosis. *Mol Metab.* 2021; 50: 101167. [\[CrossRef\]](#)
88. Low G, Ferguson C, Locas S, Tu W, Manolea F, Sam M, et al. Multiparametric MR assessment of liver fat, iron, and fibrosis: a concise overview of the liver "Triple Screen". *Abdom Radiol (NY).* 2023; 48: 2060-73. [\[CrossRef\]](#)
89. Roldan-Valadez E, Favila R, Martínez-López M, Uribe M, Ríos C, Méndez-Sánchez N. In vivo 3T spectroscopic quantification of liver fat content in nonalcoholic fatty liver disease: correlation with biochemical method and morphometry. *J Hepatol.* 2010; 53: 732-7. [\[CrossRef\]](#)
90. van Werven JR, Schreuder TC, Aarts EO, Nederveen AJ, Meijer JW, Berends FJ, et al. Hepatic steatosis in morbidly obese patients undergoing gastric bypass surgery: assessment with open-system 1H-MR spectroscopy. *AJR Am J Roentgenol.* 2011; 19: W736-42. [\[CrossRef\]](#)
91. Starekova J, Reeder SB. Liver fat quantification: where do we stand? *Abdom Radiol (NY).* 2020; 45: 3386-99. [\[CrossRef\]](#)
92. Starekova J, Hernando D, Pickhardt PJ, Reeder SB. Quantification of liver fat content with CT and MRI: state of the art. *Radiology.* 2021; 301: 250-62. [\[CrossRef\]](#)
93. Dyke JP. Quantitative MRI proton density fat fraction: a coming of age. *Radiology.* 2021; 29: 652-3. [\[CrossRef\]](#)
94. Idilman IS, Keskin O, Celik A, Savas B, Elhan AH, Idilman R, et al. A comparison of liver fat content as determined by magnetic resonance imaging-proton density fat fraction and MRS versus liver histology in non-alcoholic fatty liver disease. *Acta Radiol.* 2016; 57: 271-8. [\[CrossRef\]](#)
95. Kang BK, Kim M, Song SY, Jun DW, Jang K. Feasibility of modified Dixon MRI techniques for hepatic fat quantification in hepatic disorders: validation with MRS and histology. *Br J Radiol.* 2018; 91: 20170378. [\[CrossRef\]](#)
96. Boudinaud C, Abergel A, Joubert-Zakeyh J, Fontarensky M, Pereira B, Chauveau B, et al. Quantification of steatosis in alcoholic and nonalcoholic fatty liver disease: evaluation of four MR techniques versus biopsy. *Eur J Radiol.* 2019; 118: 169-74. [\[CrossRef\]](#)
97. Labranche R, Gilbert G, Cerny M, Vu KN, Soulières D, Olivié D, et al. Liver iron quantification with MR imaging: a primer for radiologists. *Radiographics.* 2018; 38: 392-412. [\[CrossRef\]](#)
98. Low G, Huang G, Dharmana H, Moloo Z, Fu W. Re: PC Adams. Genetic testing for hemochromatosis: diagnostic or confirmatory test for iron overload? *Can J Gastroenterol Hepatol.* 2015; 29: 165-6. [\[CrossRef\]](#)
99. Gandon Y, Olivié D, Guyader D, Aubé C, Oberti F, Sebille V, et al. Non-invasive assessment of hepatic iron stores by MRI. *Lancet.* 2004; 363: 357-62. [\[CrossRef\]](#)
100. St Pierre TG, Clark PR, Chua-anusorn W, Fleming AJ, Jeffrey GP, Olynyk JK, et al. Noninvasive measurement and imaging of liver iron concentrations using proton magnetic resonance. *Blood.* 2005; 105: 855-61. [\[CrossRef\]](#)
101. Wood JC, Enriquez C, Ghugre N, Tyzka JM, Carson S, Nelson MD, et al. MRI R2 and R2* mapping accurately estimates hepatic iron concentration in transfusion-dependent thalassemia and sickle cell disease patients. *Blood.* 2005; 10: 1460-5. [\[CrossRef\]](#)
102. Pavlides M, Banerjee R, Tunnicliffe EM, Kelly C, Collier J, Wang LM, et al. Multiparametric magnetic resonance imaging for the assessment of non-alcoholic fatty liver disease severity. *Liver Int.* 2017; 37: 1065-73. [\[CrossRef\]](#)
103. Yoon JH, Lee JM, Paek M, Han JK, Choi BI. Quantitative assessment of hepatic function: modified look-locker inversion recovery (MOLLI) sequence for T1 mapping on Gd-EOB-DTPA-enhanced liver MR imaging. *Eur Radiol.* 2016; 26: 1775-82. [\[CrossRef\]](#)
104. Kim JE, Kim HO, Bae K, Choi DS, Nickel D. T1 mapping for liver function evaluation in gadoteric acid-enhanced MR imaging: comparison of look-locker inversion recovery and B₁ inhomogeneity-corrected variable flip angle method. *Eur Radiol.* 2019; 29: 3584-94. [\[CrossRef\]](#)
105. Banerjee R, Pavlides M, Tunnicliffe EM, Piechnik SK, Sarania N, Philips R, et al. Multiparametric magnetic resonance for the non-invasive diagnosis of liver disease. *J Hepatol.* 2014; 60: 69-77. [\[CrossRef\]](#)
106. Bradley C, Scott RA, Cox E, Palaniyappan N, Thomson BJ, Ryder SD, et al. Short-term changes observed in multiparametric liver MRI following therapy with direct-acting antivirals in chronic hepatitis C virus patients. *Eur Radiol.* 2019; 29: 3100-7. [\[CrossRef\]](#)
107. Janowski K, Shumbayawonda E, Dennis A, Kelly M, Bachtiar V, DeBrotta D, et al. Multiparametric MRI as a noninvasive monitoring tool for children with autoimmune hepatitis. *J Pediatr Gastroenterol Nutr.* 2021; 72: 108-14. [\[CrossRef\]](#)
108. Arndtz K, Shumbayawonda E, Hodson J, Eddowes PJ, Dennis A, Thomaidis-Brears H, et al. Multiparametric magnetic resonance imaging, autoimmune hepatitis, and prediction of disease activity. *Hepatal Commun.* 2021; 5: 1009-20. [\[CrossRef\]](#)
109. Kim JW, Lee YS, Park YS, Kim BH, Lee SY, Yeon JE, et al. Multiparametric MR index for the diagnosis of non-alcoholic steatohepatitis in patients with non-alcoholic fatty liver disease. *Sci Rep.* 2020; 10: 2671. [\[CrossRef\]](#)
110. Jabiyev A, Karçaaltıncaba M, Karaosmanoğlu AD, Akata D, Özmen MN, Idilman İS. Multiparametric magnetic resonance imaging, diffusion-weighted magnetic resonance imaging, and magnetic resonance elastography: differentiating benign and malignant liver lesions. *Diagn Interv Radiol.* 2026; 32: 133-8. [\[CrossRef\]](#)

1. Karaciğer MRG'sinde dinamik kontrastlı görüntüleme hipervasküler lezyonların saptanması için hangi faz kullanılmalıdır?
 - a. Erken arteriyel faz
 - b. Geç arteriyel faz
 - c. Portal venöz faz
 - d. Geç faz
 - e. Hepatobiliyer faz
2. Hepatobiliyer fazda fokal nodüler hiperplazi (FNH) ile hepatosellüler adenomu (HA) ayırt etmede hangi bulgu en belirleyicidir?
 - a. FNH'da arteriyel fazda güçlü kontrast tutulumu
 - b. HA'da portal venöz fazda izo-hiperintensite
 - c. FNH'da hepatobiliyer fazda izo-hiperintensite
 - d. HA'da T2 AG'de belirgin hiperintensite
 - e. FNH'da *wash-out* paterni
3. Diffüzyon ağırlıklı görüntüleme (DAG) ile ilgili aşağıdaki ifadelerden hangisi yanlıştır?
 - a. DAG temelde T2 ağırlıklı görüntülerdir.
 - b. Yüksek hüreselliğe sahip dokularda diffüzyon kısıtlanır.
 - c. DAG, lezyon karakterizasyonunda dinamik kontrastlı sekanslar ile eşdeğer bilgi sağlar.
 - d. Düşük ADC değerleri kısıtlı diffüzyona işaret eder.
 - e. DAG, vasküler yapılar komşuluğundaki lezyonların belirginliğini artırır.
4. MR elastografi ile karaciğer sertliği 4,8 kPa olarak ölçülen bir hastada bu bulgu hangi patolojiyle en çok uyumludur?
 - a. Normal karaciğer
 - b. Evre 1 fibrozis
 - c. Evre 2 fibrozis
 - d. İleri fibrozis / erken siroz
 - e. Demir birikimi
5. T1 relaksasyon süresinin karaciğer değerlendirmesindeki önemi nedir?
 - a. Yağ birikimini doğrudan kantifiye eder.
 - b. Enflamasyona bağlı ekstraselüler sıvı artışıyla paralel olarak uzar.
 - c. Demir birikimini T2*'dan daha duyarlı şekilde gösterir.
 - d. Portal venöz akımı ölçer.
 - e. Parankim sertliğini yansıtır.

Cevaplar: 1b, 2c, 3c, 4d, 5b