

T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
İSTANBUL TIP FAKÜLTESİ
RADYODİAGNOSTİK ANABİLİM DALI

**Onkoloji Hastalarında Batın İçi İmplantların Saptanmasında Difüzyon
MRG ve PET-BT Tetkiklerinin Karşılaştırılması**

Dr.İrem FONT ERDİL
Uzmanlık Tezi

Tez Danışmanı
Prof.Dr. Bülent ACUNAŞ

İSTANBUL 2012

T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
İSTANBUL TIP FAKÜLTESİ
RADYODİAGNOSTİK ANABİLİM DALI

**Onkoloji Hastalarında Batın İçi İmplantların Saptanmasında Difüzyon
MRG ve PET-BT Tetkiklerinin Karşılaştırılması**

Dr.İrem FONT ERDİL
Uzmanlık Tezi

Tez Danışmanı
Prof.Dr. Bülent ACUNAŞ

İSTANBUL 2012

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Teknolojinin gelişmesiyle radyasyon maruziyetinin artması, günlük yaşamımızda tükettiğimiz besinlerin içerisindeki toksinler ve yaşam süresinin de uzamasıyla dünyada kanser sıklığı her geçen gün artmaktadır. Kanser ülkemiz için de önemli bir sağlık problemidir. Kanserli hastaların yaşam süresinin uzaması, hasta takiplerinin daha uzun olmasına ve daha dikkatli yapılmasına neden olmuştur.

Tezimde son dönem kanser hastalarında görebildiğimiz peritoneal implantları ele aldım. Öncelikle meslektaşlarımızca biraz ihmal edilen periton hastalıklarından bahsettim. Hastaya daha az zarar vererek peritoneal implantları tekrar tekrar doğru bir şekilde nasıl inceleyebiliriz sorusuna cevabı, kendi kliniğimize başvuran hastalara uyguladığımız görüntüleme metodları ile özetledim.

Radyoloji ihtisasına başladığım ilk günden bugüne kadar mesleki bilgi ve becerimin gelişmesine katkıda bulunan değerli hocalarıma ve ağabeylerime, dostlukları ile bana destek olan tüm asistan arkadaşlarıma, anabilim dalımızın tüm hemşire, teknisyen ve personeline, anabilim dalı başkanımız değerli hocam Prof.Dr. Serra Sencer'in şahsında ayrı ayrı teşekkür ederim.

Tez çalışmam esnasında benden bilgi ve deneyimlerini esirgemeyen çok değerli tez hocam Prof.Dr. Bülent Acunaş'a bana kattıkları için ayrıca teşekkür ederim. Asistanlık eğitimim boyunca tanıştığımız ilk günden bu yana bana bir ağabey gibi davranan, mesleki bilgi ve tecrübelerini her fırsatta bana aktaran, gereklilik hissettiğim her konuda bana yardımcı olmaktan geri durmayan, yetişmemde büyük katkısı olan ve tezimi hazırlamamda benden yardımını esirgemeyen sevgili ağabeyim Doç. Dr. Barış Bakır'a ayrıca teşekkürü bir borç bilirim.

Uzmanlık eğitimim boyunca sevgi ve yardımlarını esirgemeyen, kendilerinden çok şey öğrendiğim Prof.Dr. Gülden Acunaş, Prof.Dr. İzzet Rozanes, Prof.Dr. K.Özenç Minareci, Prof.Dr. Atadan Tunacı, Prof.Dr. Mehtap Tunacı, Prof.Dr. Arzu Poyanlı, Prof.Dr. Kubilay Aydın, Prof. Dr.Ensar Yekeler, Doç. Dr. Memduh Dursun, Doç. Dr. Koray Güven, Doç. Dr.Artur Salmaslıoğlu ve Uzm. Dr. Adem Uçar'a teşekkürlerimi sunarım.

Yaşamım boyunca bana sevgi ve özveri ile hem maddi hem de manevi olarak destek olan aileme, asistanlık hayatım boyunca bana sürekli destek olan hayat arkadaşım Op. Dr. Mehmet Emin Erdil'e ve hayatımıza katıldığından beri daima neşe kaynağımız olan kızım Arya'ya en içten sevgilerimle...

Dr.İrem Font Erdil

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ-----	i
İÇİNDEKİLER -----	ii
TABLolar DİZİNİ -----	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ -----	ii
KISALTMALAR-----	iii
I. ÖZET-----	1
II. GİRİŞ -----	4
III. GENEL BİLGİLER -----	6
A - PERİTON VE MEZENTERİN EMBRİYOLOJİ VE HİSTOLOJİSİ -----	6
B - PERİTON VE MEZENTERİN ANATOMİSİ -----	7
C - PERİTON VE MEZENTERİN HASTALIKLARI -----	10
1. Varyasyonlar ve Konjenital Hastalıklar -----	10
2. Herniler -----	10
a. Bochdalek Hernisi -----	10
b. Abdominal Duvar Hernileri -----	10
(1).İnguinal Herniler -----	10
(2).Spigelian Herniler -----	10
(3).Paraumblikal Herniler -----	10
3. Mezenter Tümörleri -----	10
a. Benign Kitleler -----	10
(1).Kistler -----	10
(2).Lipomlar ve Mezenterik Lipomatozis -----	11
(3).Endometriozis -----	11
(4).Desmoid Tümör (Agresif Fibromatozis) -----	12
b. Malign Kitleler -----	12
(1).Primer Periton Tümörleri -----	12
(a).Diffüz Malign Mezotelyoma -----	12
(b).Primer Peritoneal Seröz Papiller Kanser (PPSPC) -----	12
(c).Peritonun Primer Lenfoması -----	13
(2).Metastazlar -----	13
(a).Doğrudan Yayılım -----	13
(b).İntraperitoneal Yayılım -----	13

(c).Hematojen Yayılım -----	14
(d).Lenfatik Yayılım -----	14
(e). Psödomiksoma Peritonei -----	14
(f).Karsinoid Tümör -----	14
4. İntraperitoneal Sıvı -----	14
a. Assit -----	14
b. İntraperitoneal Kan (Hemoperiton) -----	15
c. İntraperitoneal Safra -----	15
d. İntraperitoneal İdrar -----	15
5. Damarsal Hastalıkları -----	16
a. Omental İnfarkt -----	16
6. İnflamasyonu -----	16
a. Mezenterik Pannikülit (Sklerozan Mezenterit) -----	16
b. Peritonit -----	16
c. Abse -----	17
7. İntraperitoneal Yabancı Cisim -----	17
a. Gossipiboma (Unutulmuş Yabancı Cisim) -----	17
b. İntraperitoneal Katater -----	17
c. Kokoon -----	17
D- GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİ -----	18
1. USG-----	18
2. Bilgisayarlı Tomografi (BT) -----	18
3. MRG-----	19
a. Temel Fizik Prensipleri -----	19
b. MRG Aygıtı ve Çevresi ile İlgili Özellikler -----	20
(1).Ana Magnet -----	20
(a).Permanent Magnet -----	20
(b).Rezistif Magnet -----	21
(c). Superkondüktif Magnet -----	21
(2).Shim Sargılar -----	21
(3).Gradyent Sargılar -----	21
(4).Radyofrekans Sargıları (RF koiller) -----	21
(5).Bilgisayar -----	22
c. MRG’de Rezonans Sinyallerinin Oluşumu -----	22

(1).Relaksasyon zamanları -----	22
(a).T1 Relaksasyon -----	22
(b).T2 Relaksasyon -----	22
d. MRG’de Kesit Alınımı ve Rekonstrüksiyon -----	22
(1).Fourier Transformasyon -----	22
(2).K-Alanı -----	23
(3).Frekans ve Faz Kodlama -----	23
(4).Parsiyel Fourier Görüntüleme -----	23
(5).Half-Fourier Transformasyon -----	23
e. MRG’de Kullanılan İnceleme Sekansları -----	23
(1).Saturation Recovery, Partial Saturation -----	24
(2).Spin Eko (SE) Sekansı -----	24
(3).İnversion Recovery (IR) -----	24
(4).Gradyent Eko (GE) -----	25
f. Difüzyon Ağırlıklı MRG (DAG) -----	25
4. PET-BT-----	29
IV. GEREÇ VE YÖNTEM -----	33
A - HASTA SEÇİMİ -----	33
B - GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMİ -----	33
1.Batın MRG -----	33
2.Batın DAG -----	34
3.PET-BT -----	35
C- STANDART REFERANS -----	35
D- GÖRÜNTÜLERİN DEĞERLENDİRİLMESİ -----	37
V. BULGULAR -----	38
A- MRG SONUÇLARI -----	38
B- DAG SONUÇLARI -----	39
C- MRG VE DAG’LER BİRLİKTE DEĞERLENDİRİLDİĞİNDE -----	40
D- PET-BT SONUÇLARI -----	41
E- HASTA BAŞINA DEĞERLENDİRME -----	41
F- İSTATİSTİKSEL ANALİZ -----	42
G- OLGULARDAN ÖRNEKLER -----	44
VI. TARTIŞMA -----	53
VII. SONUÇLAR VE ÖNERİLER -----	60

VIII. KAYNAKLAR -----	61
IX. EKLER -----	65
X. ÖZGEÇMİŞ VE İLETİŞİM BİLGİLERİ -----	70

TABLolar DİZİNİ

Tablo.1. Hasta seçimi ve kesin tanı için gerekli tanı kriterleri

Tablo.2. 1. ve 2. radyoluğun, boyutlarına göre MRG’lerde raporladığı lezyon sayıları

Tablo.3. 1. ve 2. radyoloğun, boyutlarına göre DAG’lerde raporladığı lezyon sayıları

Tablo.4. 1. ve 2. radyoloğun, boyutlarına göre MRG ve DAG’leri birlikte değerlendirdiğinde raporlanan lezyon sayıları

Tablo.5. Nükleer Tıp Uzmanının, boyutlarına göre raporladığı lezyon sayıları

Tablo.6. Radyolog 1 ve 2’nin, hasta başına değerlendirmede MRG, DAG ve MRG+DAG yöntemlerindeki duyarlılık, özgüllük, pozitif ve negatif öngörü değerleri

Tablo.7. Hasta başına değerlendirmede, PET-BT’nin duyarlılık, özgüllük, pozitif ve negatif öngörü değerleri

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil.1. Peritoneal boşluk anatomisi.

Şekil.2. Asidik sıvının toplanma ve yayılma yolları.

Şekil.3. Asetabulum superiorundan geçen aksiyel planda T2A (A), T1A (B), DAG (C), BT (D) ve PET (E) incelemeleri.

Şekil.4. Aynı hastada koronal planda PET (A) ve DAG (B) incelemelerde solda stumf superiorunda implant (siyah ok) izleniyor.

Şekil.5. Koronal planda DAG (A), aksiyel planda DAG (B), 2 ay sonra aksiyel planda çekilen DAG (C) ve aksiyel planda PET (D) görüntüleri.

Şekil.6. Sol böbrek üst pol düzeyinden geçen aksiyel planda T2A (A), ilaç sonrası yağ baskılı T1A (B), DAG (C), BT (D) ve PET (E) görüntüleri.

Şekil.7. Sağ böbrek hilus düzeyinden geçen aksiyel planda T2A (A), DAG (B), BT (C), PET (D) ve füzyon (E) görüntüleri.

Şekil.8. Sağ böbrek hilus düzeyinden geçen aksiyel planda T2A (A), ilaç sonrası yağ baskılı T1A (B), DAG (C), BT (D) ve PET (E) görüntüleri.

Şekil.9. Sağ böbrek hilus düzeyinden geçen aksiyel planda T2A (A), ilaç sonrası yağ baskılı T1A (B), DAG (C), bir hafta sonra yapılan kontrol DAG (D), BT (E) ve PET (F) görüntüleri.

Şekil.10. Koronal planda PET (A) ve DAG (B) incelemeleri.

KISALTMALAR

ADC : Apperent Diffusion Coefficient

BT : Bilgisayarlı Tomografi

CNR : Contrast Noise Ratio

DAG : Difüzyon Ağırlıklı Görüntüleme

DWIBS : Diffusion Weighted Whole-Body Imaging With Background Body Signal Suppression

HU : Hounsfield Ünitesi

EPI : Echo Planar Imaging

FDG : Fluorodeoksiglukoz

PET : Pozitron Emisyon Tomografi

MRG : Manyetik Rezonans Görüntüleme

FLAIR : Fluid Attenuated Inversion Recovery

FOV : Field of View

FSE : Fast Spin Echo

IR : Inversion Recovery

MR : Manyetik Rezonans

RF : Radyofrekans

SE : Spin Echo

SNR : Sinyal Noise Ratio

SPGR : Spoiled Gradient Echo Inversion Recovery

STIR : Short Tau Inversion Recovery

T1-A : T1 Ağırlıklı

T2-A : T2 Ağırlıklı

TR : Time of Repetation

TE : Time Echo

SR : Saturation Recovery

TSE : Turbo Spin Echo

TI : Invertion Time

US : Ultrasonografi

SUV : Standart Uptake Value

FA : Flip Angle

BOS : Beyin Omurilik Sıvısı

I- ÖZET

AMAÇ: Onkoloji hastalarında peritoneal implant saptamada rutin abdominal MRG, DAG ve PET-BT tetkiklerinin duyarlılıklarını saptamak ve birbirleri ile karşılaştırmaktır.

GEREÇ VE YÖNTEMLER: Primer malignite nedeniyle ameliyat edilen 35 hasta ve primeri araştırılan bir hasta çalışmamıza dahil edildi. Hastalara PET-BT, tüm batin MRG ve b 0-500-1000 s/mm² değeri kullanılarak batına yönelik difüzyon ağırlıklı (DAG) çekimler yapıldı. PET-BT incelemesi Nükleer Tıp Uzmanı tarafından, MR ve DAG ise iki farklı radyolog tarafından ayrı ayrı değerlendirildi. Batin içi implantlar, lezyon boyutlarına göre beş farklı kategoriye (0-0,5cm; 0,5-1cm; 1-2cm; 2-3cm ve 3cm üstü) ayrıldı. 9 hasta ameliyat sonuçları ile değerlendirildi. Geri kalan 27 hasta, 2-12 ay arasında değişen sürelerde çekilen kontrol MR veya BT, 12-36 ay arasındaki klinik ve laboratuvar sonuçları ile takip edilerek değerlendirildi.

BULGULAR: PET-BT incelemesinde toplam 87 lezyon izlenirken, radyolog 1 MRG’de 78, DAG’de 136, MRG ve DAG birlikte değerlendirildiğinde 110 lezyon raporladı. Radyolog 2 ise MRG’de 89, DAG’de 125, MRG ve DAG birlikte değerlendirildiğinde ise 113 lezyon izledi. Tüm görüntüleme metodları ile toplam 4 hastada peritoneal karsinomatozis izlenirken 9 hastada lezyon izlenmedi. 4 hastamızda MRG+DAG’te lezyon izlenirken PET-BT’de izlenmedi. 1 hastada ise PET-BT’de lezyon izlenirken MRG+DAG’de izlenmedi. Hasta başına değerlendirdiğimizde radyolog 1’in MRG için duyarlılığı % 92 ve özgüllüğü % 100 olup MRG+DAG’in duyarlılığı %96, özgüllüğü %100 bulunmuştur. Radyolog 2 de aynı duyarlılık ve özgüllüğü sahiptir. PET-BT için ise duyarlılık % 84 olup özgüllük % 100’dür. MRG+DAG’de izlenen lezyon sayısı, PET-BT ile karşılaştırıldığında anlamlı derecede fark izlendi.

SONUÇ: Biz bu çalışma ile kontrastlı MRG ve MRG+DAG’nin duyarlılığını PET-BT’ye göre daha yüksek bulduk. PET-BT’ye alternatif olabilecek difüzyon ağırlıklı görüntüleme, konvansiyonel MRG’e eklenerek peritoneal implant taramda daha duyarlı sonuçlar elde edilebilir.

ABSTRACT

Comparison of FDG-PET/CT and MR with Diffusion-Weighted Imaging for Assessing Peritoneal Implants in Patients with Oncologic Diagnoses

OBJECTIVE: Our aim was to determine the sensitivity of abdominal MRI, diffusion weighted MRI (DWI), PET-CT in detecting peritoneal implants in patients with oncologic diagnosis.

MATERIALS AND METHODS: Thirty-five patients operated for a malignant tumor and one patient for unknown primary malignant tumor were enrolled in this prospective, observational study. Thirty-six oncology patients underwent abdominal and pelvic MRI, diffusion weighted MRI with a b value of 0-500-1000 s/mm² and whole body PET-CT for follow-up. All MRI images were independently evaluated by two radiologists and PET-CT images were reviewed by a nuclear medicine physician. Peritoneal implants were divided into five categories (0-0,5cm; 0,5-1cm; 1-2cm; 2-3cm and larger than 3cm) according to lesion sizes. The nine patients results were compared with surgery or laparotomy exploratis. Remaining 27 patients were evaluated with follow-up MRI or CT at a varying time between 2 and 12 months from the initial MRI, and moreover they were also evaluated with laboratory values and clinical outcomes at the 12 to 36th month from the initial MRI.

RESULTS: Eighty seven lesions were identified with PET-CT. Radiologist 1 detected 78 lesions with MRI, 136 lesions with DWI and 110 lesions with MRI+DWI. Radiologist 2 detected 89 lesions with MRI, 125 lesions with DWI and 113 lesions with MRI+DWI. Peritoneal carcinomatosis was confirmed in 4 patients and were negative in 9 patients with all imaging modalities. Although PET-CT was negative for four patients, MRI+DWI was positive for them. And also MRI+DWI was negative for one patient whereas PET-CT was positive. On a patient-based analysis, sensitivity and specificity for radiologist 1 were respectively 92%, 100% for MRI and 96%, 100% for MRI+DWI. Also for the radiologists 2 overall sensitivity and specificity of MRI and MRI+DWI were similar with radiologist 1. For PET-CT, sensitivity was 84% and spesificity was 100%. On a lesion-based analysis, overall lesion numbers for PET-CT and MRI+DWI were significantly different ($p<0,05$).

CONCLUSION: In our study we found that the sensitivity for contrast enhanced MRI and MRI+DWI were higher than PET-CT. DWI which may be an alternative to PET-CT with conventional MRI can improve the sensitivity in depicting peritoneal implants.

II- GİRİŞ

Batın içi implant varlığı bazı malign tümörlerde önemli bir prognostik göstergedir ve tümörün evresini değiştirir. Özellikle over ve kolorektal kanserlerde peritoneal yayılım, tümör uzanım ve lenf nodu tutulumuna göre daha önemli ve güçlü bir prognostik göstergedir (1). Erken tanı, cerrahi öncesi sitoredüktif terapi uygulayabilmek veya cerrahi olarak çıkarılması mümkün olan lezyonları göstermek için önemlidir.

Batın içi implant taramada BT, MRG ve PET-BT kullanılan radyolojik yöntemlerdir. Bu yöntemler içerisinde radyasyon içermeyen tek modalite MR'dır. PET-BT günümüzde primer tümör taraması ve evrelemesinde, tedaviye yanıtın değerlendirilmesi ve sonrasında takip için en duyarlı modalite olarak kabul edilmektedir. Fakat PET-BT'nin radyasyon içermesi ve uzun süren (yaklaşık 2,5 saat) tetkik olması nedeniyle hastalar tarafından tolere edilebilmesi güç bir tetkiktir. Bilindiği üzere hastaya radyoaktif madde verildiğinden hastanın işlem sonrası en az 12 saat boyunca çocuklara ve hamile bayanlara yaklaşmaması gerekmektedir. Klinik olarak (tümör belirteç yüksekliği) implant varlığı düşünülen bazı hastalarda PET-BT 'nin yanlış negatif sonuç verebildiği klinisyenlerce görülmüş ve ek tetkik olarak MR istendiği belirtilmektedir. Özellikle karaciğer komşuluğundaki lezyonları saptamada PET-BT' de güçlüklerle karşılaşıldığı bilinmektedir.

MRG yüksek kontrast rezolüsyonu, üç düzlemde görüntü alabilme yeteneği, iyonizan radyasyon bulunmaması ve kullanılan kontrast maddenin iyotlu kontrast maddelerden daha güvenilir olması nedeniyle sık kullanılan bir yöntemdir. Her görüntüleme yönteminde olduğu gibi MR'ın da dezavantajları var. Hareket artefaktları MR'ı değerlendirmede en sık karşılaşılan sorunlardan biridir. Barsak komşuluğunda kalan küçük lezyonların bazen MR'da atlanabildiği de bilinmektedir.

Difüzyon MR, uzun süredir serebrovasküler hastalık, travma, epilepsi, depresyon, demans, nörotoksisite gibi intrakraniyal hastalıkların değerlendirilmesinde başvuru bir yöntemdir. Teknolojinin gelişimiyle difüzyon ağırlıklı görüntüleme (DAG) parametreleri ektrakranial alana uyarlandı.

Biz bu çalışmada rutinde kullanılan batın MR sekanslarına DAG ekledik. Bu sekans rutin MR çekimlerine 10 dakika süre eklemektedir. Ek bir kontrast madde verilmemektedir. Bu çalışmayla amacımız Difüzyon MR'ının peritoneal implant saptama duyarlılığını PET-BT ile karşılaştırarak ölçmektir. MR'ın radyasyon içermemesi, daha

ucuz olması ve daha kısa süren bir tetkik olması nedeniyle hastalar tarafından daha kolay tolere edilebilmektedir. Peritoneal implant taramada MR'ın PET-BT'den daha duyarlı olduğunu düşünüyor ve DAG parametreleri ile MR'ın duyarlılığını daha da arttırıp PET-BT kullanımının azalabileceğini öngörüyoruz.

III- GENEL BİLGİLER

A- PERİTON VE MEZENTERİN EMBRİYOLOJİ VE HİSTOLOJİSİ

Embriyonik hayatın üçüncü haftasının sonunda orta hattın her iki yarımındaki mezodermden belirmeye başlayan intersellüler yarıkların birbirleriyle kaynaşması sonucu, somatik ve splanknik mezoderm tabakalarıyla çevrelenmiş bir intraembriyonik kölom meydana gelir. Embriyonun kraniyokaudal ve transvers yönlerde katlanmasıyla intraembriyonik kölom torasik bölgeden pelvise kadar uzanır. Somatik mezoderm peritoneal, plevral ve perikardiyal boşlukların dış yüzünü örten seröz zarların paryetal tabakasını oluşturacaktır. Splanchnik tabaka ise akciğer, kalp ve karın içi organların seröz zarlarının visseral tabakasını meydana getirecektir. Karın içindeki seröz membranlara periton adı verilir. Endoderm, gastrointestinal sistem epitelini, karaciğer ve pankreas gibi bezlerin parankimini oluşturur. Barsak duvarının kas ve peritoneal elemanları ise splanchnik mezodermden gelişir.

Çift tabaka halindeki periton yaprakları, barsak kanalını karın arka duvarına asan ve içinden organlara giden damarların, sinirlerin ve lenfatiklerin yer aldığı mezenterleri oluşturur. Barsak tüpünün bölümleri ve bundan köken alan yapılar, dorsal ve ventral vücut duvarına mezenterler aracılığıyla asılırlar. Mezenter bir organı çevreleyen ve onu vücut duvarına bağlayan iki tabaka peritondan oluşur. Periton ile çevrili organlara intraperitoneal, karın arka duvarına mezenter ile asılı halde bulunmayan organlar retroperitoneal adını alır. Peritoneal ligamanlar, iki organ arasında veya bir organ ile karın duvarı arasında uzanan ve iki kat peritondan oluşan yapılardır.

Başlangıçta önbarsak, ortabarsak ve sonbarsak karın arka duvar mezenşimi ile geniş tabanlı bir ilişki içindedir. Ancak, beşinci haftada bu ilişkiyi sağlayan doku köprüsü daralır ve önbarsağın kaudal parçası, ortabarsak ve sonbarsağın önemli bir parçası, karın arka duvarına dorsal mezenter ile asılı hale gelir. Dorsal mezenter özofagusun alt ucundan başlayarak sonbarsak kloakal bölgesine kadar uzanır. Bu mezenter midede dorsal mezogastrium veya büyük omentum, duodenumda dorsal mezoduodeumda ve kolonda dorsal mezokolon adını alır. Jejunal ve ileal halkaların dorsal mezenterine mezenter proper denir.

Ventral mezenter, sadece özofagusun son kısmında, midede ve duodenumun üst kısmında izlenir ve septum transversumdan köken almıştır. (45)

B- PERİTON VE MEZENTERİN ANATOMİSİ

Periton vücuttaki en büyük seröz membrandır. Gevşek bağ dokusunu örten tek katlı yassı mezotelyal hücrelerden oluşur. Paryetal periton abdominal duvarı içerden saran membrandır. Visseral periton ise organları saran membrandır. Peritoneal boşluk, paryetal ve visseral membranlar arasındaki potansiyel boşluktur.

Birçok peritoneal ligaman ve kıvrım organları birbirine, abdominal ve pelvik duvara bağlar. Peritoneal kıvrım mezenter olarak adlandırılır (46). Peritoneal ligamanlar iki yapı arasında uzanan nörovasküler pediküllerdir. Küçük omentum veya gastrohepatik ligaman, karaciğer ile mide ve duodenum arasında bağlantı kuran kıvrımdır. Medialdeki serbest ucu hepatoduodenal ligaman olarak adlandırılır ve içinden portal ven, hepatik arter ve ortak safra kanalı geçer (46). Büyük omentum, bir perde gibi mide büyük kurvaturundan inferiora doğru uzanır, ince barsak anslarının üzerini örtüp transvers kolona geri döner. Büyük omentum, peritoneal kavitedeki hastalığın yayılımını sınırlar. Mezenterler, ince ve kalın barsakları karın ve pelvik duvar posterioruna asar. İnce barsak mezenteri, mezoappendiks, transvers mezokolon ve sigmoid mezokolondan oluşur. Transvers mezokolon peritoneal boşluğu supramezokolik ve inframezokolik olarak ikiye böler.

Supramezokolik kompartıman, orta hatta diyaframdan umblikusa uzanan karaciğeri diyafram ve karın ön duvarına asan, falsiform ligaman tarafından sağ ve sol olmak üzere ikiye bölünür.

Sağ supramezokolik boşluk küçük omental ve sağ perihepatik boşluktan oluşur, önden küçük omentum sınırlar. Küçük omental boşluk, üstte karaciğer kaudat lob sağına, inferiora mide sol duvarına ve önde pankreas posterioruna kadar olan alanı kaplar. Küçük omental boşluk pankreatit gibi bazı hastalıklarda şişer. Büyük ve küçük omental boşluk arasındaki bağlantı kaudat lob inferiorunda ve küçük omentum serbest duvar posteriorundaki epiploik foramen ile sağlanır. Sağ perihepatik boşluk, sağ subfrenik ve subhepatik boşluklardan oluşur. Subfrenik boşluk, diafragma altından posteromedialde sağ koroner ligamana kadar uzanan bölgedir. Bu ligaman medialinde karaciğerin peritonla örtülü olmayan bare areası bulunur. Bu düzeyde karaciğer retroperitoneal boşluk ile direkt temastadır. Subhepatik boşluk ise karaciğer inferiorundaki alandır. Önde safra kesesi, arkada ise hepatorenal fossa (Morrison boşluğu) sınırlar. Genellikle safra kesesi, duodenum ikinci kıta, karaciğer ve çıkan kolonu etkileyen hastalıklar da hepatorenal

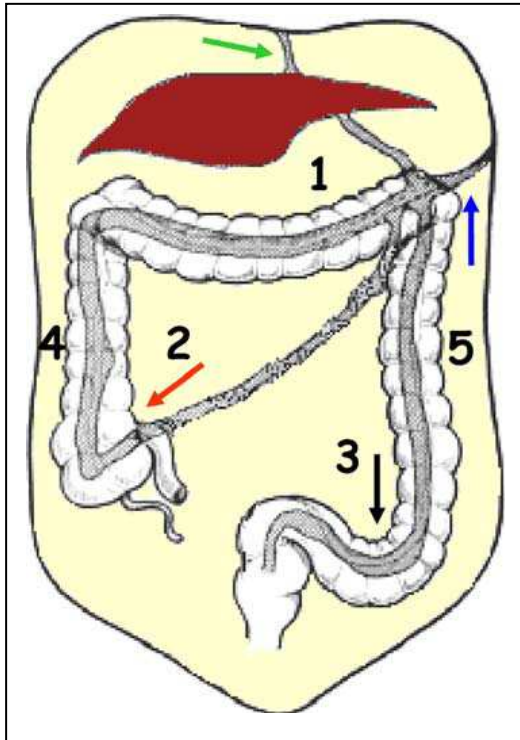
fossada sıvı birikir. Malign hastalıklar büyük omental boşluktan çok küçük omental boşluğu daha çok etkiler. Pankreatit dışındaki benign hastalıklar da büyük omental boşluğu tercih eder (46).

Sol supramezokolik boşluk, anterior-posterior perihepatik ve anterior-posterior subfrenik olmak üzere dört kompartımandan oluşur (Şekil.1). Sol anterior subfrenik boşluk, sol koroner ligamanla posteriorda küçük omental boşluktan ayrılır. Perihepatik boşluk karaciğer sol lob ve mideye ait hastalıklarda etkilenirken anterior subfrenik boşluk splenik fleksuraya ait hastalıklarda etkilenir. Posterior subfrenik boşluk sıklıkla dalağa ait hastalıklarda etkilenir.

İnframezokolik kompartıman, Treitz ligamanının ileoçekal bileşkeye uzanan oblik mezenter kökü ile küçük sağ boşluk ve büyük sol boşluk olarak ikiye ayrılır. Sağ boşluğu lateralde çıkan kolon, inferiorda ileoçekal bileşke sınırlarken sol boşluğu lateralde inen kolon, inferiorda sigmoid kolon sınırlandırır. Bu iki boşluk inferiorda pelvik kaviteye açılır. Pelvik kavite, lateral perivesikal ve orta hatta rektovaginal / rektovesikal boşlukları içerir.

Parakolik oluklar, çıkan ve inen kolon laterallerindeki peritona komşu alanlardır. Sağ parakolik oluk sağ perihepatik boşlukla devam eder. Solda ise frenikokolik ligaman parakolik olukla sol subfrenik boşluk arasında kısmi bariyer oluşturur.

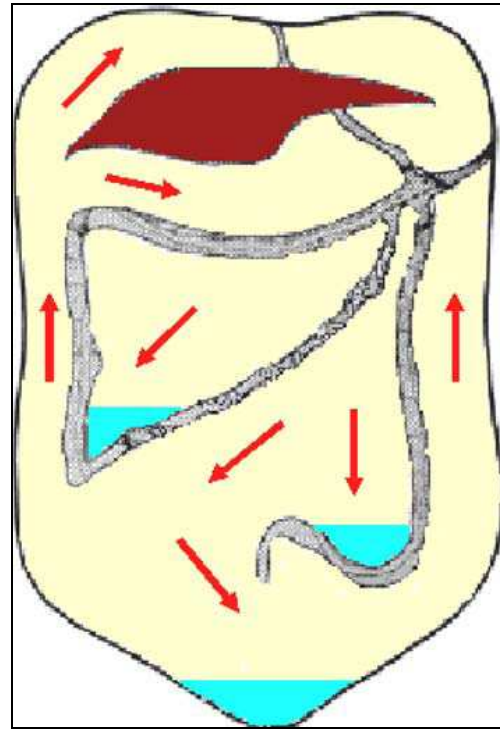
İntraperitoneal sıvı en az direnç gösterilen yere doğru ilerler (Şekil.2). Özellikle sağ parakolik oluk ve pelvise doğru sıvı akışı kolay olur. Orta hattaki falsiform ligaman nedeniyle sol parakolik oluğa akış engellenir (46).



Şekil.1. Peritoneal boşluk anatomisi.

Transvers mesokolon abdominal boşluğu supramesokolik (1) ve inframesokolik boşluklar olarak ikiye ayırır. İnce barsak mezenterisi ise inframesokolik boşluğu sağ (2) ve sol (3) inframesokolik boşluklar olarak ikiye ayırır. Sağ (4) ve sol (5) parakolik oluklar çıkan ve inen kolon komşuluğunda peritona komşu alanlardır. Sağ infrakolik boşluk terminal ileum ve çekum düzeyinde sonlanır (kırmızı ok). Falsiform ligaman (yeşil ok) sağ ve sol subfrenik boşlukları ayırır. Solda frenikokolik ligaman (mavi ok) parakolik oluktan perisplenik boşluğu ayırır. Sol infrakolik boşluk anatomik olarak orta hat sağında pelvise açılır. Solda ise pelvik kaviteyle bağlantısı sigmoid mesokolon (siyah ok) tarafından

sınırlanır. (Anna Maria DeGaetano et al. Imaging of peritoneal carcinomatosis with FDG PET-CT: diagnostic patterns, case examples and pitfalls. *Abdom Imaging* (2009) 34:391–402 izniyle)



Şekil.2. Asidik sıvının toplanma ve

yayılma yolları. Negatif subdiyafragmatik başıncı sıvıyı parakolik oluklar boyunca yukarı doğru iletirken yer çekimine sekonder peritoneal sıvı pelvik boşluklara ilerler. Sağ infrakolik boşluktaki sıvı ileoçekal bileşkede, sol infrakolik boşluktaki sıvı sigmoid mesokolonda birikip pelvise akar. Pelvisteki sıvı sağ parakolik oluktan çıkarak sağ subhepatik ve subfrenik boşluklara ulaşır. Falsiform ligaman, sol subfrenik boşluğa sıvı difüzyonunu engeller. Sol parakolik oluktaki sıvı akımı zayıf, yavaş ve frenikokolik ligaman nedeniyle

sınırlıdır. . (Anna Maria DeGaetano et al. Imaging of peritoneal carcinomatosis with FDG PET-CT: diagnostic patterns, case examples and pitfalls. *Abdom Imaging* (2009) 34:391–402 izniyle)

C- PERİTON VE MEZENTERİN HASTALIKLARI

1.VARYASYONLAR VE KONJENİTAL HASTALIKLARI

Periton varyasyonları çok nadirdir. Gestasyonda genellikle barsakların malrotasyonuna veya situs anomalilerine bağlı olarak oluşur. Lenfanjiomlar omentum ve peritonun endotelle çevrili gerçek kistleridir. Kistik lenfanjiomlar çocuklarda omentumun sık görülen lezyonudur. Multilokule olup içeriği seröz, şiloz veya hemorajik olabilir. MR görüntüleme bulguları lezyonun içeriğine bağlı olarak değişmekle birlikte yüksek protein içeriği T1-ağırlıklı (T1A) görüntülerde yüksek sinyallidir (46).

2. HERNİLER

a.BOCHDALEK HERNİSİ

Plöroperitoneal membranda oluşum defektine ve/veya füzyonuna bağlı olarak gelişen konjenital hernilerdir. Abdominal içerik toraksta izlenir. Sık görülen diyafragma anomalisidir. Genellikle diyafragma posterolateralinde defekt vardır. Unilateral olup solda daha sıktır (46).

b.ABDOMİNAL DUVAR HERNİLERİ

(1).İnguinal Herniler

Doğumda prosessus vaginalis peritoneal boşluk ile ilişkilidir. Zamanla kapanır. Eğer persiste prosessus vaginalis varsa inguinal herni oluşur.

(2).Spigelian Herniler

Peritoneal kese, transversus abdominis ve rektus abdominis kaslarının aponövrozları arasından herniye olur.

(3).Paraumblikal Herniler

Umblikus etrafında, linea albaya doğru protrüzyon sonucu oluşur. Obez kişilerde ve çok doğum yapmış kadınlarda daha sık görülür.

3.MEZENTER TÜMÖRLERİ

a. BENİGN KİTLELER

(1).Kistler

Mezenterik kistler nadir olup genelde ince barsak mezenterinden kaynaklanır. Büyük çoğunluğu asemptomatiktir, insidental saptanır. Boyutu büyüyünce distansiyona veya komplikasyonlara (hemoraji, torsiyon, rüptür, barsak obstrüksiyonu) sekonder semptomatik hale gelebilir. Genelde tek, ince bir duvarı vardır nadir olarak septalı olabilir. Mezenterik kistler lenfatik orijinli (lenfanjioma), mezotelyal, enterik (enterik duplikasyon kisti) veya ürogenital orijinli olabilir. Kistin sıvı içeriğine bağlı olarak MR

sinyal özellikleri değişiklik gösterebilir. Sıvı içeriği seröz, plazma benzeri, şilöz veya beyaz süt benzeri olabilir. Komplike olduysa kanama ürünü veya diğer proteinöz içerikler olabilir. Boyutu 1 cm'den 25 cm'ye kadar büyüyebilir. Boyutu küçük olanlar hastanın pozisyonuyla veya palpasyonla yer değiştirebilir (47). Yuvarlak, iyi sınırlı basit kist şeklinde görülür. MR'da T1ağırlıklı incelemede düşük sinyalli olup T2 ağırlıklı (T2-A) incelemede yüksek sinyal intensitesindedir. Kanama ürünü veya yüksek proteinli içerik varsa T1A'da yüksek sinyalli, T2A'da heterojen sinyalli olabilir.

Mezenter kistleri Beahrs'a göre dört grupta incelenir (43)

1. Embriyonik ve gelişimsel kistler (Enterik kist, desmoid kist, şilöz kist)
2. Travmatik kistler (Hemorajik kistler)
3. Neoplastik kistler (Lenfanjiom, lenfanjiosarkom)
4. İnfektif ve dejeneratif kistler

Psödokistler, enfeksiyon, inflamasyon (perfore ülseratif kolit, apandisit) veya travmaya sekonder oluşabilir. Nadir olarak ventrikülo-peritoneal şant komplikasyonu sonucu oluşabilir. Sinyal özellikleri diğer mezenterik kistlerle aynıdır.

(2).Lipomlar ve Mezenterik Lipomatozis

Peritoneal kavite içinde lipom çok nadir olarak izlenir. Benign tümörlerdir. Sinyal özellikleri yağ ile aynıdır.

Mezenterdeki benign yağlı dokunun aşırı hipertrofisi, kitle etkisi yaratıp maligniteye benzetilebilir. Bu durum idiyopatik olabileceği gibi kortikosteroid tedavisine, Cushing sendromuna veya obeziteye bağlı olabilir (46)

(3).Endometriozis

Genelde premenapozal kadınları etkileyen endometriozis, endometrial gland ve stromanın uterus dışında anormal lokalizasyonda olmasıdır. Hastalar asemptomatik olabileceği gibi pelvik ağrı, disparoni veya infertilite nedeniyle başvurabilirler. Overler ve uterus asıcı bağları en sık tutulan yerlerdir. Daha az sıklıkla barsaklar, mesane, periton tutulabilir. Ekstraperitoneal çok nadir olarak akciğer ve santral sinir sistemini tutabilir (46).

Endometriomalar için transvaginal ultrasonografi (US) sensitiftir. Ultrasonda düşük seviye içerisinde internal ekojenite içeren çikolata kistleri MRG'de T1A'da genelde yüksek sinyalli, T2A'da heterojen yüksek sinyalli lezyonlar olarak izlenir. Kontrastsız yağ baskılı T1A sekansı endometriomalar için en sensitif MR tekniğidir (46). Ufak peritoneal endometriozis implantlarını MR ile göstermek mümkün olamayabilir.

Endometriozis, mesane veya barsak komşuluğunda serozaya yapışık plaklar şeklinde de izlenebilir (47).

(4).Desmoid Tümör (Agresif Fibromatozis)

Gastrointestinal sistemin nadir mezenkimal tümörüdür. Biyolojik olarak düşük gradlı fibrosarkom ile aşırı fibroproliferasyon arasında davranır. Difüz mezenterik fibromatozis spontan veya ameliyat sonrası gelişebilir. Desmoid tümörler lokal agresiftir, metastaz yapmazlar. Cerrahi olarak tam çıkartılmazsa tekrarlayabilir. İntraabdominal yerleşimli olanlar mezenter veya pelvis duvarında izlenir. Gardner veya familial adenomatöz polipozis sendromları ile ilişkili olabilir.

Boyutları 1 ile 15 cm arasında değişir. İnfiltratif olanların sınırı zor seçilebileceği gibi ayrı, iyi sınırlı tümörlerde olabilir. T1A ve T2A’da düşük sinyalli olup hafif kontrast tutulumu izlenir. Akut fazda T2A’da yüksek sinyalli ve gadolinyum sonrası heterojen kontrastlanma gösterebilir (46).

b.MALİGN KİTLELER

(1).Primer Periton Tümörleri

(a).Difüz Malign Mezotelyoma

Periton tutulumu plevraya göre daha az sıklıkta izlenir. Yüksek miktarda asbest maruziyeti önemli bir risk faktörü olmasına rağmen abdominopelvik radyoterapinin ve uzamış tekrarlayan peritonitlerin geç komplikasyonu olarak da bildirilmiştir. Başlangıç aşamasında peritoneal yüzeye oturan plak veya nodüler tümörlerdir. Zamanla lezyonlar birleşerek mezenterde ve visseral yüzeylerde parlayan, kalın tümör dokusu halini alır. Komşuluğundaki organların serozasına sıçrayabilir. Mezenterde fibrozise neden olarak peritonda yapışıklıklara sebep olabilir. Düşük gradlı olanlar iyi sınırlıyken yüksek gradlı olanlar kötü sınırlı, infiltratif büyüme paterni gösterir. Assit sık bir bulgu olup vakaların % 90’ında izlenebilir (47). Diğer peritoneal tümörlerde izlenmeyen (over kanseri hariç) solid lezyonlar arasında kistik tümörlerin görülmesi mezotelyoma için ayırıcı kriterdir. Eş zamanlı plevral lezyonun da bulunması peritoneal mezotelyoma tanısını kolaylaştırır (46). Nodül veya plaklar US’de hipoekoik izlenir. Teşhis için US altında biyopsi yapılabilir. Peritoneal mezotelyoma tanısı saptanmasındaki sıkıntılar nedeniyle birkaç lokalizasyondan biyopsi alınmalıdır (47).

(b).Primer Peritoneal Seröz Papiller Kanser (PPSPC)

Morfolojik olarak overin seröz papiller kanserine (OSPC) benzeyen multisentrik peritoneal tümördür (47). Nadir görülür. Genelde OSPC gibi assit ile prezante olur. Histolojik olarak peritoneal tümörün over kaynaklı mı yoksa primer periton kaynaklı mı

olduğunu ayırt etmek zordur. PPSPC’de overler korunur veya sadece peritoneal yüzeyinde invazyon vardır (46).

(c).Peritonun Primer Lenfoması

Çok nadir olup non-Hodgkin tipi izlenir. AIDS’li hastalarda daha sık izlenir. Difüz peritoneal yayılma veya fokal kitleler şeklinde izlenebilir. US’ de hipoekoik izlenir bu yüzden sıvı zannedilip atlanabilir (47).

(2).Metastazlar (Peritoneal Karsinomatozis)

Peritoneal karsinomatozis terimi metastatik hastalıkla tüm peritonun difüz tutulumu için kullanılır. Metastazlar genelde kadın genital sisteminden özellikle overler, kolon, mide, meme, böbrekler, deri (melanom) ve pankreas kaynaklı olur (46). Visseral veya paryetal periton tutulumu belirgin nodül, irreguler kitle veya peritonum kabuk gibi kalınlaşması şeklinde olabilir (47). Peritoneal metastazlar sıklıkla multipl septaları olan, içerisinde düşük sinyalli proteinöz içerik bulunan kistik kitleler şeklinde izlenir (46).

(a). Doğrudan Yayılım

Yüksek invazyon gösteren primer tümörler, komşu visseraya yayılabilirler. Çeşitli organları bağlayan ligamanlar bu yayılımı kolaylaştırır (46).

(b). İntraperitoneal Yayılım

Assit sık bir bulgu olup tek bulgu da olabilir. Douglas poşu, büyük omentum, Morrison poşu ve sağ subfrenik boşluklar genelde sık tutulan yerlerdir (47).

Peritoneal metastazlar plak şeklinde, küçük veya büyük nodüller şeklinde veya bu paternlerin karışımı şeklinde olabilir. Plak şeklindeki lezyonları göstermede kontrastlı MR, BT’ ye göre daha üstündür. Küçük nodüler lezyonlar oral kontrastlı BT ile daha iyi görüntülenebilir. Büyük nodüler lezyonlar hem BT hem de MR ile yaklaşık aynı oranda görüntülenebilir (46).

Peritoneal yayılım over kanserleri için tipiktir. Kontrastlı yağ baskılı T1A görüntüleme intraperitoneal yayılımı göstermede esas sekanstır (46). Barsakları oral ve/veya rektal kontrast (su veya BT kontrastı) uygulayarak göstermek daha etkili olur.

Özellikle jinekolojik kaynaklı tümörlerde, peritoneal veya seroza kaynaklı metastazlar radyasyona bağlı değişikliklerden ayırt edilemeyebilir.

Omental metastazlar sıklıkla peritoneal metastazlı hastalarda aynı anda vardır. Yuvarlak, kek benzeri, irreguler sınırlı ve satellit şeklinde olmak üzere dört çeşit omental tutulum bulunur. İntravenöz kontrast sonrası parlarlar. Siroz veya portal hipertansiyona bağlı omental kalınlaşmadan metastazın ayırımı omental kanserin irreguler kontrast tutulumu ile ayırt edilebilir (46).

(c).Hematojen Yayılım

Meme ve akciğer kanseri, melanom gibi bazı maligniteler hematojen yolla peritoneal boşluğa metastaz yapabilir. Barsaklara hematojen yayılım intramural nodül şeklinde görülür (46).

(d).Lenfatik Yayılım

Karsinomların başlangıç yayılımı, en sık lenfatik sisteme permeasyon yoluyla olsa da sarkomlarda da benzer yolla yayılım görülebilir. Diğer malignitelere göre non-Hodgkin lenfoma da mezenterik hastalık daha sık görülür. Splanknik damarları çevreleyen patolojik lenf nodları kitle görünümü verebilir. Aynı zamanda normal görünümlü 1 cm çaplı birçok lenf nodu da izlenebilir (46).

(e).Psödomiksoma Peritonei

Nadir görülen ve sıklıkla fatal seyreden intraperitoneal hastalıktır. Peritoneal kavitenin jelatinöz materyalle ve musin sekresyonu yapan kolumnar epitelden oluşan multifokal peritoneal implantlarla dolu olduğu ayrı bir metastatik hastalık formudur (47). Primer tümör sıklıkla appendiks, over veya pankreasın primer tümörüdür. Hastalık genellikle peritona sınırlı kalır, ekstraperitoneal yayılımı nadirdir. Benign, borderline ve malign müsinöz tümörlerde izlenebilir.

Genelde abdominal ağrı ve distansiyonla başvururlar. Barsak obstrüksiyonuna neden olabilir. Ameliyat ve öncesinde kemoterapi faydalı olabilir.

(f).Karsinoid Tümör

Barsak kaynaklı karsinoid tümör mezenterit tutarak karakteristik görünüme neden olabilir. Tümör hücrelerince 5-hidroksitriptofan ve serotonin salınımı desmoplastik reaksiyona neden olur. Mezenter kökündeki düzensiz, sert kitlenin etrafında yumuşak dokuya uzanan ışınsal çizgiler bulunur. %70 hastada kalsifikasyon görülebilir. Yağ baskılamasız T1A görüntüler tümörü göstermede etkilidir. Mezenterik yağlı dokuya göre T1A ve T2A incelemelerde hipointens izlenir. Desmoplastik yapısı nedeniyle hafif kontrast tutabilir (46).

4.İNTRAPERİTONEAL SIVI

a.ASSİT

Peritoneal kavitede sıvı birikimi assit olarak tanımlanır. Assit fazla yapım, rezorpsiyonda bozukluk veya sıvı kaçığına bağlı olabilir. Normalde 50-75 ml sıvı peritoneal kavitede bulunabilir. Siroz, pankreatit, obstrüksiyon (venöz veya lenfatik), inflamasyon, konjestif kalp yetmezliği, peritoneal karsinomatozis, düşük albümin seviyesi, malignite ve travma gibi durumlarda peritoneal kavitedeki sıvı artabilir.

Fizik muayenede ancak 500 ml'nin üzerindeki asit saptanabilir. Asit taraması için US en erken kullanılan görüntüleme yöntemidir. Transvaginal US, transabdominal US'e göre daha sensitiftir. US ile sıvının anekoik veya partiküller içerip içermediğine bakabiliriz. Sıvının içeriğine, protein içeriğine, bağlı olarak MR sinyal özellikleri değişkenlik gösterir. Basit transüdalar T1A'da hipointens, T2A'da hiperintens izlenirken eksüda, kan, enterik içerikler T1A'da hiperintens, T2A'da değişken sinyal intensitesinde izlenir (46).

b.İNTRAPERİTONEAL KAN (HEMOPERİTON)

Sıklıkla travmaya sekonder oluşur. Rüptüre anevrizma, rüptüre ektopik gebelik, rüptüre karaciğer kitleleri (adenom, hepatom...) veya post-op da gelişebilir. Antikoagülan kullananlarda spontan hemoraji de bildirilmiştir.

48 saatten daha kısa süreli olan akut kanamada, deoksihemoglobin T1A ve T2A'da hipointens izlenir. 48 saat ile 7 gün arasındaki kanamada intrasellüler methemoglobin mevcuttur ve T1A'da yüksek sinyalliyken T2A'da düşük sinyallidir. Subakut kanamada, methemoglobin ekstrasellüler yerleşimlidir ve T1A, T2A'da yüksek sinyallidir. Hematomun yaşına bağlı olarak hematom etrafında T1A ve T2A'da düşük sinyalli rim izlenebilir. Bu rim hemosiderin ve/veya fibrozise bağlı oluşur (46).

c.İNTRAPERİTONEAL SAFRA

İntraperitoneal serbest safra genelde cerrahi sonrası görülür. Küçük miktarı genelde klinik olarak gizlidir. Safra yolu yaralanmasına bağlı safra kaçağı bilioma veya safra peritonitiyle sonuçlanabilir. Serbest safra genelde sağ üst kadranda birikir. Bilioma, safranın psödokapsül veya adhezyonlarla duvarının oluşmasıdır. Biliomanın MRG'de sinyal özellikleri safra kesesi gibi değişkendir. T1A'da düşük-orta veya yüksek sinyalli olabilirken, T2A'da yüksek sinyallidir. Kontrastlı incelemelerde peritonun parlaması safra kaçağına sekonder inflamasyonu gösterir (46).

d.İNTRAPERİTONEAL İDRAR

Mesane rüptürü idrar ekstrevasyonu ile sonuçlanır. Serbest idrar, mesane yaralanma yerine göre değişen yerde birikir. Tabandan yaralanırsa ekstraperitoneal, tavanından yaralanırsa intraperitoneal idrar birikir. İntraperitoneal biriken idrarın kontrastsız incelemelerde sinyal özellikleri non-spesifiktir. Kontrastlı incelemelerde, yüksek sinyalli gadolinyum şelatının intraperitoneal izlenmesi idrar kaçağı için tanı koydurucudur (46).

5.DAMARSAL HASTALIKLARI

Erken arteryel görüntülerde splanknik dolaşıma ait anomaliler kolaylıkla görüntülenebilir. Sirotik veya portal hipertansiyonlu hastalarda peritoneal mikro varislere ve omental hipertrofiye sıklıkla rastlanır. Peritoneal mikrovarisleri, inflamatuvar veya neoplastik peritoneal hastalıktan ayırt etmek zor olabilir. Kontrastlı incelemelerde küçük tübüler yapılar, bazıları retroperitoneal yağlı dokuya uzanan, mikrovarisler için ayırıcı özelliştir.

a.OMENTAL İNFARKT

Özellikle sağ kadran yerleşimli omental infarkt appendisit ile karışabileceği için önemlidir. Nadir görülür. Genelde kendi kendi sınırlar ve destek tedavisiyle spontan olarak düzelir. Aşırı zorlama veya büyük bir öğün sonrasında görülebilir.

Ultrasonda, hastanın hassasiyet duyduğu bölgede ekojenik ovoid veya kek benzeri kitle izlenir. Omental infarktın sağ kadran için tipik yeri kolonun hepatik fleksura segmentinin anterolateralidir (47).

6. İNFLAMASYONU

a.MEZENTERİK PANNİKÜLİT (SKLEROZAN MEZENTERİT)

İnce veya kalın barsak mezenterinin difüz, lokalize veya multinoduler yağlı-fibrotik kalınlaşmasıdır. Mezenterde inflamasyon, yağ nekrozu ve fibrozis izlenir. Enfeksiyon, travma, iskemi, otoimmün hastalıklar ve geçirilmiş abdominal cerrahi mezenterik Pannikülit için risk faktörüdür. Pankreatit tanısının olmaması, T1A'da mezenterik yağlı dokuda düşük sinyalli alanların izlenmesi tanı koydurucudur (46).

b.PERİTONİT

Enfeksiyöz veya enfeksiyon dışı sebeplerle visseral ve paryetal peritonun difüz inflamasyonudur. Bakteriler, virüsler, mantarlar ve parazitler gibi enfeksiyöz sebepler peritonite sebep olabilir. Enfeksiyon dışı sebepler (cerrahi sonrası, travma veya inflamatuvar barsak hastalıkları) peritonite daha az sıklıkta neden olur.

İntraabdominal organ hastalığına sekonder bakteriyel peritonit daha sık görülür. İskemiye sekonder barsak nekrozu, perfore appendisit, perfore divertikülit, perfore duodenal ülser, inflamatuvar barsak hastalığı veya ameliyat sonrası kaçaklara bağlı bakteriyel peritonit izlenebilir. İmmün sistemi baskılanmış veya peritoneal diyaliz uygulayan hastalarda virüs, mantar veya parazitlere bağlı peritonit görülebilir.

Sirotik veya nefrotik sendromlu hastalarda primer veya spontan bakteriyel peritonit görülebilir.

Enfeksiyöz peritonitte değişkenlik göstermekle beraber az miktar assit, lokule assit, septaları olan assit, debris veya hava görülebılır. Parietal ve visseral peritonda, mezenterde ve omentumda difüz kalınlık artışı izlenebilir.

Göçmen topluluklar, alkolikler, AIDS’li veya sirotik hastalar tüberküloz peritonit için risk grubudur. Tüberkülozun akciğer dışı tutulumu AIDS’li hastalarda %50’den fazlayken, AIDS dışı hastalarda %10-15 civarlarındadır (47). Tüberküloz peritonitin patognomonik bulgusu yoktur. Serbest veya lokule assit, periton, mezenter ve omentumda irregüler ve nodüler kalınlaşma izlenebilir. Mezenter ve retroperitonda lenf nodu görülebılır. Lenf nodları, nekroza giden metastatik lenf nodlarına benzer görünümde olabilir. Ultrason parasentez veya lenf nodu biyopsisi için yardımcı olabilir (47).

c.ABSE

Perforasyon bölgesinde veya peritonitin gecikmiş tedavisine bağlı abse oluşabilir. Gastrointestinal ve safra cerrahisi, divertikülit ve Crohn hastalığına bağlı görülebılır. Subfrenik veya subhepatik bölgeler ve douglas sık yerleşim yeridir.

Hasta pozisyonu, ağrısı veya batında yoğun hava olması ultrasonu, intraabdominal abse taramasında sınırlandırır (47). BT veya MRG’de cidarında kontrast tutulumu gösteren ovoid veya yuvarlak şekilli sıvı lokulasyonları olarak izlenir.

7.İNTRAPERİTONEAL YABANCI CİSİM

a.GOSSIPİBOMA (UNUTULMUŞ CERRAHİ GAZLI BEZ)

Gossipiboma terimi gazlı bez ve etrafındaki reaktif dokuyu tarif etmek için kullanılır. Gazlı bez insan vücudunda iki türlü reaksiyona neden olabilir. Ya abse formuyla seyreden eksüdatif reaksiyon ya da adhezyon ve çeşitli boyutlarda granüломaya yol açan sıvı koleksiyonuyla seyreden aseptik fibrinöz reaksiyona neden olabilir. Görüntüleme bulguları değişken ve nonspesifiktir. BT’ de dalgalı, çizgisel ve/veya noktasal görünümlü, düzgün kalın cidarlı, internal heterojeniteler içeren lezyon olarak görülebılır. BT, gossipibomayı göstermede MR’a göre daha üstündür (46).

b.İNTRAPERİTONEAL KATATER

Radyopak olduklarından dolayı BT ile kolaylıkla görüntülenebilir. MRG’de sinyal void olarak görülür. MRG’de katater içinden kontrast madde verilerek görüntülenebilir (46).

c.KOKOON

İntraperitoneal tüp veya katater etrafında biriken psödokapsülle çevrili inflamatuvar debris koleksiyonudur (46).

D-GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİ

1.USG

Non-iyonizan enerji türü olan ultrases, XIX. yy.'dan itibaren detaylı olarak bilinmektedir. İnsan kulağı tarafından algılanabilen sesler 16 Hz ile 20 KHz arasındadır. Tıpta kullandığımız tanısal ultrasesin frekansı 2-15 MHz arasındadır (12). Bu yüksek frekanslı sesleri elde etmek için piezoelektrik olaydan yararlanılır. Piezoelektrik elektrik enerjisi mekanik titreşimlere, titreşimleri de elektrik sinyallerine dönüştürür. İstenen frekansta ultrases enerjisi transducer yardımı ile kullanılır ve prob adı verilen başlıkla kullanılır.

Ses dalgası akustik empedansı değişmeyen bir ortam içinde hareket ederken yoluna devam eder. Eğer farklı bir akustik empedans yüzeyi ile karşılaşırse ses yansır, kırılır ve saçılır. Yansımanın şeklini de doku yüzeyinin düzgünlüğü, sesin geliş açısı ve yansıtıcı yüzeyin sesin dalga boyuna göre boyutu belirler. Ses demeti doku içinde ilerlerken zayıflar ve böylece ekosu da zayıflar. Ekoları işleyen ve dijitalizasyona hazırlayan düzenek alıcıdır (receiver). Alıcı tarafından alınan ve işlenen sinyaller sken çeviricisi (converter) denilen düzenekle monitördeki görüntüye çevrilir (44).

Abdominal semptom ve bulguları olan hastalarda abdomen ve pelvis ultrasonu fizik muayenenin uzantısı olmuştur. Kolay uygulanabilmesi, radyasyon içermemesi, ucuz ve güvenli olması nedeniyle sık kullanılan görüntüleme yöntemidir. Genellikle batin ultrasonunda solid organlara, safra kesesine ve safra yollarına yoğunlaşılır. Peritoneal kavite çoğunlukla ihmal edilir. Oysa peritoneal sıvı usg ile kolaylıkla görüntülenebilir ve nadir de olsa peritoneal implantlar görüntülenebilir (3). Genel kanı ultrasonun teknik limitleri yüzünden; operatöre bağımlı olması, düşük görüntü kalitesi ve barsak gazlarıyla karışması gibi; periton görüntülemesine yardımcı olamayacağıdır. Klinik olarak peritoneal patoloji araştırılıyorsa genellikle bilgisayarlı tomografi veya manyetik rezonans görüntüleme kullanılmaktadır (47).

2.BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ (BT)

BT, kolime edilmiş X ışını kullanarak incelenen objenin kesitsel görüntüsünü oluşturur. Vücudu kesitler şeklinde görüntüler. Kolime edilmiş X ışını gantry içindeki hastayı penetre eder ve yine gantry içindeki detektörlere ulaşır. Tüp hasta çevresinde rotasyon hareketi yapar. Bu rotasyon esnasında tüpten salınan ışınlar birden fazla sayıda dizili detektörlere ulaşır ve bu ışınlar her bir detektör tarafından absorbe edilir. Detektör tarafından algılanan atenüasyona uğramış X ışınları bilgisayara atenüasyon değeri olarak

iletilir. Bu sayısal değerler görüntü karesindeki matriksin her bir noktasını oluşturur. Sayısal radyolojik dansite (atenüasyon) değerlerinden oluşan matrikste bu değerler -1000 ile +1000 HU (Hounsfield ünitesi) arasında değişmektedir.

Peritoneal müsinöz lezyon saptamada BT doğruluğu lezyonun yerleşim yerine göre değiştiği gösterilmiştir. Nodüler lezyon boyutu 0,5 cm'den küçük olanlarda sensitivite %25 civarındayken lezyon boyutu 5 cm'nin üstüne çıktığında sensitivite %90'lara ulaşmaktadır (3). BT'nin implant taramada sensitivitesini etkileyen diğer özellikse lezyonun morfolojisidir. BT' de organların normal yapısından farklı şekil ve hacimde lezyon aranmaktadır. Nodüler lezyonlar, intraabdominal organların yüzeyini plak şeklinde saran lezyonlara göre daha kolay saptanır.

3.MRG

Manyetik rezonans görüntüleme (MRG), tomografi gibi kesitsel görüntüleme yöntemidir. Yumuşak doku kontrast çözümleme gücü en yüksek radyolojik görüntüleme tekniği MRG'dir. Enerjisi iyonizan radyasyon içermediğinden dokulara zararlı değildir. Enerjisi radyo dalgalarıdır (Radyofrekans = RF). MRG ilk kez 1946 yılında Bloch ve Purcell tarafından tanımlanmıştır. Görüntüleme yöntemi olarak kullanılması uzun bir zaman diliminden sonra 1973 yılında Lauterbur tarafından kullanılmıştır. Multiplanar görüntüleme özelliğini gösteren ve ilk lezyonu saptayan 1980 yılında Hawkens'dir.

Ülkemizde ise ilk defa 1989 yılında İzmir Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyodiagnostik Anabilim Dalında MRG kullanılmaya başlanmıştır.

a.TEMEL FİZİK PRENSİPLERİ

Atom çekirdeği, nükleonlar adı verilen proton ve nötronlardan oluşur. Proton ve nötronlar kendi aksları etrafında devamlı dönüş hareketi yaparlar. Buna spin hareketi adı verilir. Bu sayede nükleon etrafında bir manyetik alan oluşur. Fakat atom çekirdeğinde çift sayıda nükleon bulunduğu birbirlerinin spin hareketini yok eder ve doğal manyetizasyon oluşmaz. Bu nedenle sadece tek sayıda nükleonu bulanan çekirdeklerde doğal manyetizasyon (manyetik dipol hareketi) oluşur (12).

MRG'de sinyal kaynağı olarak manyetik dipol hareketine sahip çekirdekler kullanılır. Biyolojik oluşumlarda bu özelliğe sahip atomlar hidrojen (tek proton), fosfor-31 (15 proton, 16 nötron), karbon-13 (6 proton, 7 nötron), sodyum-23'tür (11 proton, 12 nötron). Hidrojen atomu biyolojik dokularda yoğun olarak bulunur ve tek protondan oluştuğu için en güçlü manyetik dipol hareketine sahiptir. Bu nedenle MRG'de tercih edilen sinyal kaynağıdır.

Dokulardaki hidrojen çekirdeklerinin dipolleri rastlantısal dizilirler ve dokunun net manyetizasyonu sıfırdır. Doku güçlü bir manyetik alan içine yerleştirildiğinde dipoller manyetik alana paralel ve antiparalel dizilim gösterir. Paralel konum daha az enerji gerektirir. Paralel dizilim gösteren protonların sayısı, antiparalel dizilim gösterenlere göre bir miktar daha fazla olduğundan dolayı manyetik alana paralel net bir vektöryel manyetizasyon ortaya çıkar (longitudinal manyetizasyon=z aksı).

Protonlar paralel ve antiparalel konum alırken hem kendi etrafındaki spin hareketini devam ettirir hem de içine yerleştirildikleri manyetik alan gücüne göre değişen salınım (precession) hareketi gösterir. Salınım hareketi MRG' nin temeldir. İncelenen bölgedeki hidrojen çekirdekleri ancak kendi frekanslarındaki bir RF pulsu ile uyarılabilir. Salınım hareketinin ana manyetik alan gücü ile ilişkisi Larmor denklemi ile hesaplanır. (44).

$$\omega \text{ (salınım frekansı, MHz)} = \gamma \text{ (gyromanyetik sabit)} \times B_0 \text{ (manyetik alan gücü, T)}$$

Eşitliğin asıl belirleyicisi gyromanyetik sabittir. Gyromanyetik sabit her atom için farklıdır.

b.MRG AYGITI VE ÇEVRESİ İLE İLGİLİ ÖZELLİKLER

MR cihazı dışardan gelebilecek RF pulslarından etkilenmemek için bakır yapraklar ve/veya bakır tel kafesle kaplanır (Faraday kafesi). Bu işleme RF zırhlama denir. Aynı zamanda ana magnetin oluşturduğu manyetik alan, çevreye gittikçe azalan halkalar şeklinde yayılır. 'Fringe field' adı verilen bu manyetizma, duyarlı yapıları (kalp pili, gama kamera, TV monitörleri gibi) etkiler (44). İstenmeyen bu etkileri önlemek için manyetik alan sınırlandırılır. Bu işleme zırhlama denir. Pasif zırhlama magnet yumuşak demirle kaplanır, fakat aygıtın ağırlığı önemli ölçüde artar. Bu nedenle tercih edilmez. Aktif zırhlama, ana manyetik alanın tersine çalışan sargılar eklenir. Günümüzde tercih edilen yöntemdir.

MR aygıtı, ana magnet, shim sargıları, gradiyent sargılar, RF sargılar ve bilgisayardan oluşur.

(1).ANA MAGNET

Cihazın en önemli bölümü olan güçlü bir manyetik alan oluşturan mıknatıslardır. Üç tipi vardır. Permanent, rezistif ve superkondüktif.

(a).PERMANENT MAGNET

Doğal çubuk mıknatısların büyütülmüş hali gibidir. Oldukça ağırdır. Manyetik alan oluşturmada soğutulmaya ve enerjiye ihtiyaç duyulmaz bu yüzden ucuzdurlar. Manyetik alan gücü düşük olmasına rağmen en iyi görüntü kalitesi sağlayan magnet tipidir. Isı

değişikliklerine son derece hassastır. Magnet yüzeyinde oluşabilecek ufak çizikler bile manyetik alan homojenitesini bozar.

(b).REZİSTİF MAGNET

İçinde elektrik akımının geçirildiği bobin şeklinde sargılar bulunan magnettir. Çekirdek yapılarına göre demir çekirdekli ve hava çekirdekli olarak iki gruba ayrılır. İki tipi içinde manyetizasyonu sağlamak için elektrik enerjisine ihtiyaç vardır. Bu yüzden ısı üretimi fazladır.

(c).SUPERKONDÜKTİF MAGNET

Manyetizasyon elektrik akımı ile sağlanır. Özel akım taşıyıcı iletkenleri vardır. Güçlü ve homojen manyetik alan oluşturmak için iletkenin -269°C'a kadar soğutulması gerekir. Soğutma işlemi için sıvı helyum-nitrojen kullanılmakta ve aygıt içinde dewar adı verilen kaplara yerleştirilmektedir. Helyum-nitrojen cihaz çalışsın çalışmasın devamlı olarak harcanır. Bu yüzden sisteme belli seviyelerde ilave edilmelidir. Bu da maliyeti artırır (12)

(2).SHİM SARGILARI

Tüm MRG magnet tiplerinde manyetik homojeniteyi en iyi hale getirmek için geliştirilmiş sargılardır. Pasif shimming magnet sistem içine yerleştirilirken belirli lokalizasyonlara metal plakalar yerleştirilir. Aktif shimming için özel sargılar kullanılır.

(3).GRADİYENT SARGILAR

Sinyal lokalizasyonu yapabilmek amacıyla manyetik alanı her üç düzlemde de kontrollü olarak değiştiren sargılardır. MR'da sinyalin nerden geldiğinin saptanmasını ve dolayısıyla kesit alınabilmesini sağlayan koillerdir. Kuvvetli gradiyent sargılar, rezolüsyonun daha iyi olmasına ve daha hızlı görüntülemeye yardımcı olur. MR aygıtındaki gürültü, gradiyent sargıların çalıştıklarında ana magnete çarpmaları ile meydana gelir (44).

(4).RADYOFREKANS SARGILARI (RF KOİLLERİ)

RF pulsu gönderen ve dokulardan gelen sinyalleri saptayan koil adı verilen parçalardır. İdeal bir RF sargısı, mükemmel homojenitede bir elektromanyetik alan oluşturmali ve sinyalleri her noktadan eşit duyarlılıkta olacak şekilde aynı mükemmellikte toplamalıdır (12).

Kaliteli görüntü elde edebilmek için kalite faktörü büyük olmalıdır. Bunun sonucunda da sinyal/gürültü (SNR) oranı artar, görüntü kalitesi iyi olur.

Kalite faktörü (Q) = f_o (sargının çalışma frekansı) / f (frekans bandı genişliği)

Kaliteli görüntü elde edebilmek için diğer önemli özellik RF sargısının duyarlılığıdır. Bir RF sargısı, dokudan ne denli düşük şiddetteki sinyalleri kaydedebiliyorsa duyarlılığı da o kadar yüksektir (12).

Koiller, fonksiyonlarına, şekillerine ve dizaynlarına göre birçok alt gruba ayrılır.

(5).BİLGİSAYAR

RF sargıları tarafından dokulardan alınan sinyallerin osiloskopta ölçümünden sonra, bunları güçlendirip çeşitli filtrasyonlardan geçiren ve dijitalize ederek gri skala değerleri ile görüntüye çeviren kısımlardır (12).

c.MRG'DE REZONANS SİNYALLERİNİN OLUŞUMU

Manyetik alana paralel dizilen protonlar sinyal oluşturmaz. Sinyal elde edebilmek için ana manyetik alan gücünde ve Larmor frekansı eşitliğinde dışardan 90° RF pulsu vermek gereklidir. RF pulsunun ardından iki etki oluşur. Bir, protonların bir kısmı yüksek enerji seviyesine (anti-paralel konum) geçer ve longitudinal manyetik vektör azalır. İki, protonlar out-of-phase konumundan in-phase konumuna geçer, bu sayede transvers manyetizasyon (x ve y aksı) oluşur. RF pulsu kesildiğinde, protonlar önceki konumlarına geri dönecektir. Yani longitudinal manyetizasyon giderek artacak, transvers manyetizasyon giderek azalacaktır.

(1).RELAKSASYON ZAMANLARI

(a).T1 RELAKSASYON

90° RF pulsundan sonra longitudinal manyetizasyon değeri sıfırdır. Yani paralel ve antiparalel konumdaki protonlar eşitlenmiştir. Zamanla longitudinal manyetizasyon geri döner. RF pulsu verildikten sonra longitudinal manyetizasyonun %63'ünün yeniden kazanılması için geçen süre T1 relaksasyon süresi olarak tanımlanır. T1 relaksasyon süresi uzun olan dokuların sinyalleri düşüktür (hipointens, BOS).

(b).T2 RELAKSASYON

90° RF pulsundan sonra transvers manyetizasyon gücü, 90° RF pulsundan önceki longitudinal manyetizasyon gücüne eşittir (12). Transvers manyetizasyonun %37 seviyesine inmesine kadar geçen süre T2 relaksasyon zamanı olarak adlandırılır. T2 relaksasyon süresi uzun olan dokular hiperintens sinyaldedir (BOS).

d.MRG'DE KESİT ALINIMI VE REKONSTRÜSİYON

(1).FOURIER TRANSFORMASYON

Veri toplama ve görüntü oluşturulmasında en çok kullanılan yöntemdir. Vücut, ana manyetik alan içine yerleştirildikten sonra kesit alınması istenen düzleme dik yönde gradiyent uygulanır. Kesit belirleme gradiyenti ile vücut üzerinde ayak ucundan başa

kadar ana manyetik alan gücü farklılaştırılmış olur. RF sargıları ile kesit alınması istenen bölgeye RF pulsu gönderilerek kesit alanındaki protonlar uyarılır (selektif eksitasyon). Uyarı kesildikten sonra, ilgili kesit düzlemindeki protonların rezonansından oluşan sinyaller algılayıcı sargılar tarafından toplanıp önceden seçilmiş frekans ve faz eksenlerine yerleştirilerek Fourier transformasyon ile bilgisayar işlemine tabii tutulur ve görüntüye çevrilir.

(2).K-ALANI

Dokulardan gelen MR sinyalleri Fourier transformasyonundan sonra spatial frekanslarına göre kodlanarak yerleştirildiği yerdir. K-alanı daha çok bir kavramdır. Asıl MR görüntüsü K-alanındaki bilgilerin ikinci kez Fourier transformasyona tabi tutulduktan sonra oluşur.

Düşük spatial frekanslı sinyaller K-alanın orta kısmında, yüksek frekanslı sinyaller de periferde toplanır. Merkezde toplanan sinyaller görüntünün kontrast rezolüsyonundan, periferdekiler ise spatial rezolüsyonundan sorumludur. K-alanının her bir noktası görüntünün tümünü etkileyebilmektedir.

(3).FREKANS VE FAZ KODLAMA

Selektif eksitasyonla seçtiğimiz kesitte görüntü oluşturabilmek için kesit düzlemi voksellere ayrılarak her vokselde gelen sinyalin geldiği yer belirlenmelidir. K-alanında, ky eksenini yönünde faz kodlama ve kx yönünde de frekans kodlama gradyentlerinden alınan sinyallerin, frekanslarına göre yerleri belirlenir. Uygulanan gradyentlerin şiddetine göre voksellerin faz ve frekans değerleri önceden bilinir. Mesela 256x256 matrisi sayısına sahip bir görüntüde sütun sayısı 256'dır. Böyle bir matrisde sinyaller 256 ayrı frekansta toplanır.

(4).PARSİYEL FOURİER GÖRÜNTÜLEME

Hızlı görüntüleme için K-alanın daha hızlı doldurulmasına yönelik tekniklerdir (12).

(5).HALF-FOURİER TRANSFORMASYON

Faz çözümleme doğrultusunda, dataların bir kısmı toplanır bir kısmı bilgisayar tarafından tamamlanır.

e.MRG'DE KULLANILAN İNCELEME SEKANSLARI

MR'daki görüntü kontrastı, dokuların proton yoğunluk farkına, RF puls enerjisine ve gönderilme aralığına, sinyalin dinlendiği ana göre değişiklik gösterir. Bu faktörlerdeki değişiklikler görüntü elde etmek için kullanılan puls sekanslarını oluşturur. 4 ana puls sekansı kullanılmaktadır. Spin eko (SE), gradyent eko (GE), "Inversion Recovery" (IR) ve "Saturation Recovery" (SR).

(1).SATURATION RECOVERY, PARTIAL SATURATION

90° pulsunun ardından FID sinyallerinin toplanması ile oluşur. TR süresine bağlı olarak görüntüler, T1 ya da proton dansite özelliğinde olur. TR (time repetition=puls tekrarlama süresi) uzadıkça yani pulslar arası süre arttıkça protonların saturasyonu için yeterli süre elde edilir ve imajlar proton dansite ağırlıklı olur. Bu tekniğe “saturation recovery” denir. TR kısaldıkça T1 ağırlıklı görüntü elde edilir ve “partial saturation” tekniği olarak adlandırılır.

(2).SPIN EKO (SE) SEKANSI

MR görüntülemenin ana sekansıdır. Ana manyetik alana dik 90° puls gönderilerek transvers manyetizasyon sağlanır. 90° pulslar arası süre TR, 90° lik pulsun orta noktası ile en yüksek noktası arasındaki süre ise TE (time echo=eko sinyali dinleme süresi) olarak adlandırılır. TE/2 süre beklendikten sonra 180°lik ikinci bir puls gönderilir. Dokular tekrar faz (rephase) durumuna gelir. TE süresi sonunda oluşan eko sinyalleri toplanır. Bu işlem TR zamanı kadar süre sonra tekrarlanır. Bu işlem faz kodlama yönünde her bir sıra için tekrarlanır.

TE ve TR değerleri değiştirilerek görüntülerin T1, T2 ve proton ağırlığı kontrol edilir. TR değeri azaldığında görüntünün T1 ağırlığı artar ve dokunun anatomik detayı yüksektir. TR değeri arttıkça görüntünün T1 ağırlığı azalacak, SNR artacak proton ağırlıklı görüntü oluşacaktır. TE süresi görüntünün T2 ağırlığından sorumludur. TE süresi arttıkça SNR azalacak ve dokular arasındaki anatomik detay azalacaktır.

T1 ağırlıklı görüntülerde TR 700 ms'nin, TE ise 30 ms'nin altındadır. Görüntünün anatomik detayı maksimumdur. Yağ doku parlak, beyin omurilik sıvısı (BOS) siyah gözüktür. Kontrast madde tutulumu gösteren dokular parlaklaşır.

Proton ağırlıklı görüntülerde TR 2000 ms'nin üstünde, TE ise 30 ms'nin altındadır. Hidrojenden zengin dokulardan daha çok sinyal gelmesine rağmen vücutta hidrojen yoğunluğu farklılık göstermediği için yumuşak doku kontrastı göreceli olarak düşüktür.

T2 ağırlıklı (T2A) görüntülerde TR 2000 ms'nin, TE ise 70-80 ms'nin üzerindedir. Doku karakterizasyonu ve patolojik durumları saptamada kullanılır. BOS ve birçok patolojik lezyon parlak görülür.

(3).INVERSION RECOVERY (IR)

SE ve FSE (fast spin eko) sekanslarındaki 90° pulsundan önce 180° puls verilerek longitudinal manyetizasyonun yönü tersine çevrilir. Longitudinal manyetizasyon tekrar eski konumuna dönmeye başladıktan sonra 90° puls gönderilerek sekans SE'deki gibi

devam eder. İlk 180° pulsu ile 90° pulsu arasındaki süreye inversiyon zamanı (TI) denir. 180° pulslar arası süre TR'yi gösterir.

TI değeri ve TR süresi uzatıldığında sıvı baskılanır (FLAIR=fluid attenuasyon inversion recovery gibi). Fakat TR uzun olduğundan inceleme süresi de uzundur.

Başlangıçtaki 180° pulstundan sonra longitudinal manyetizasyon pozitif, negatif veya sıfır konumundayken bir sonraki 90° lik pulsa yakalanabilir. Longitudinal manyetizasyon pozitif vektöryel konumuna dönerken 0 çizgisinde ne pozitif ne de negatif olduğu bir nokta şeklinde bulunur. Bu noktaya null point (0 noktası) adı verilir. Her dokunun longitudinal manyetizasyondan yoksun olduğu, verilecek 90° pulsuna duyarsız kaldığı null point noktası bulunur. Bu nokta, dokuların T1 süresinin %69'una eşittir. "Short tau inversion recovery" (STIR) sekansında, yağ dokularının 180° puls sonrasında longitudinal manyetizasyonun sıfır olduğu anda ikinci bir 90° pulsu gönderilir. Bu sayede yağ dokusunda transvers manyetizasyon oluşmaz ve de sinyal oluşmaz.

(4).GRADİYENT EKO (GE)

MR süresinin kısaltmak için geliştirilen sekanstır. SE'den farklı olarak 180° pulsu yerine gradiyent çeviriciler kullanılır. 90° pulsu yerine vuruş açısı (flip angle= FA) daha düşük olan RF pulsları kullanılır. Sinyal yoğunluğunu ve kontrastını TR, TE ve FA değerleri belirlemektedir. FA arası mesafe TR, FA ile maksimum eko sinyali arasındaki süre de TE'yi göstermektedir. Görüntülerin T1, T2 ve proton ağırlığını FA ve TE belirler. GE sekansında, transvers manyetizasyon, manyetik alan inhomojenitelerinden etkilendiğinden, relaksasyon zamanı daima T2'den kısadır ve T2* olarak ifade edilir. T1 ağırlıklı görüntüler elde etmek için FA 45° ve üzerinde, TE 30 msn ve altında olmalıdır. T2 ağırlıklı görüntüler elde etmek için ise FA 20° ve altında, TE 60 msn ve üzerinde tutulmalıdır. FA 20° ve altında, TE kısa tutulduğunda ise görüntüler proton dansite ağırlıklı olacaktır.

f.DİFÜZYON AĞIRLIKLİ MRG (DAG)

DAG, Brownian (termal) moleküler hareketine duyarlı bir manyetik rezonans tekniğidir. Doku su moleküllerindeki protonların hızlanmış ya da kısıtlanmış mikroskobik difüzyon hareketlerinin ölçümü esasına dayanan fonksiyonel bir görüntüleme yöntemidir.

Su molekülerinin kısıtlanmamış hareketi serbest difüzyon olarak adlandırılır. Oysaki bazı dokularda hücre membran ve makromolekülerin etkileşimi nedeniyle su molekülerinin hareketi değişir ve kısıtlanır (10). Biyolojik dokularda intrasellüler, ekstrasellüler ve intravasküler alanlardaki su molekülleri hareketinden DAG sinyali elde edilir. Hücre içi ve dışındaki su miktarındaki farklılıklar dokulardaki difüzyon

özelliklerinin çeşitliliğini ortaya çıkarır. Bu çeşitlilikler, dokudaki patolojik durumları açıklamaya yardımcı olur (11). İntrasellüler ve ekstrasellüler boşluğa göre intravasküler alanda su molekülleri daha geniş difüzyon alanına sahiptir.

Difüzyon ağırlıklı görüntülemenin temel fizik prensibi; moleküllerin rastgele difüzyonu ile değişen manyetik alanların, salınım fazlarında bozulmaya (dephase) ve sinyal kaybına yol açmasıdır. Bu etki standart görüntülerde fark edilemeyecek kadar azdır. Difüzyonun bu etkisini belirginleştirmek için, uygun bir sekansı difüzyona duyarlılaştıran güçlü gradientler kullanılır(12).

Mikroyapıları rastgele dizilmiş veya moleküllerin hareketine düzenli engeller göstermeyen dokularda homojen sıvı içerisinde difüzyon serbesttir ve her yöne doğru eşit olur (izotropik difüzyon). Gri cevherde difüzyon izotropiktir. Hücre zarı gibi sınırlayıcı yapıların varlığında difüzyon yöne bağlı olmak zorundadır. Yani anizotropik difüzyonda mikroyapıları belirli bir düzende yerleşmiş dokularda difüzyon farklı yönlerde çeşitlilik gösterir. Beyaz cevherde difüzyon anizotropiktir (13).

Bir manyetik alan gradienti içerisinde gerçekleşen difüzyon bulundukları voksel içerisindeki protonların dephase olmasına, dolayısı ile sinyal kaybına neden olur. Difüzyonun oluşturduğu imvoksel dephase ve neden olduğu sinyal kaybı şu şekilde formülize edilmektedir.

$$S = S_0 \cdot \exp(-b \cdot D)$$

S: difüzyon duyarlı gradient

S₀: difüzyon duyarsız gradient

Exp: exponansiyel

b: difüzyon ağırlık faktörü

D: dokunun difüzyon katsayısı

Difüzyon katsayısı ısı ve moleküllerin fiziksel karakteristiğine bağlıdır. Su gibi küçük moleküller yüksek difüzyon katsayısına, protein gibi yüksek moleküller ise düşük difüzyon katsayısına sahiptirler. Biyolojik ortamda difüzyon haricinde perfüzyon, kitle hareketleri, su transportu gibi diğer faktörlerde sinyal kaybına neden olacağından ‘apparent diffusion coefficient’ yani görünür difüzyon katsayısı (ADC) terimi kullanılmaktadır.

Difüzyon duyarlılığını oluşturan gradientin gücünü, uygulama aralığını ve süresini ifade eden ‘b’ değeridir. ‘b’ değerinin birimi s/mm² olarak ifade edilir. Anlamlı bir sonuç elde edebilmek için DAG’ler için genellikle en az iki b değeri uygulanır (b 0 s/mm² ve 0

ile 1000 s/mm² arasında farklı bir değer). Bu değer yükseldikçe su moleküllerinden elde edilen sinyal attenuasyonu derecesi artacak (10). Yani difüzyon duyarlılığı artacak ve görüntü üzerindeki etkisi belirginleşecek. 'b' değeri 800–1000 s/mm² aralığında olduğunda vücutta tümör taraması için yeterli arka plan sinyali baskılanması sağlanır. Pankreas, karaciğer gibi homojen yapıya sahip organlarda tümör taraması yaparken, arka plan vücut sinyalini baskılamada b 500 s/mm² yeterli olurken prostat gibi DAG'lerde yüksek sinyalli olan organlarda b 1500–200 s/mm² aralığında seçilmelidir (14).

Moleküler hareket fizyolojik hareketlerden etkilenir. Bu nedenle difüzyon ağırlıklı görüntüler elde edebilmek için hızlı sekanslar kullanılmalıdır. Bu sekanslardan en önemlisi eko planar görüntülemedir (EPI). Difüzyon ağırlıklı görüntülemeye spin eko EPI (SE EPI) ya da gradiyent eko EPI (GRE EPI) sekansları kullanılmaktadır. Gradyent eko EPI, SE EPI sekansına oranla daha kısa TE değerlerine izin vermekte, böylelikle T2* etkisi daha az olmakta ve daha yüksek b değerleri elde edilebilmektedir (16). Hızlı ve rölatif olarak harekete duyarlılığının az olması sebebiyle EPI, beyinde DAG ve difüzyon tensor görüntüleme(DTI) için standart tekniktir (15).

EPI sekansı dışında DAG elde edebilmek için HASTE (Half Fourier TSE), LINE SCAN, GRASE ve TSE, Non Carr-Purcell-Meiboom-Gill Single-Shot Fast Spin-Echo (non- CPMG SSFSE) sekansları da kullanılabilir.

Önemli bir nokta da, difüzyon ağırlıklı görüntülerde kontrastı oluşturan difüzyon sinyali yanı sıra, T2 sinylidir. Yani T2 hiperintens lezyonlar kısıtlanmış difüzyon olmasa bile DAG' de yüksek sinyalli görünerek kısıtlanmış difüzyonu taklit eder. Buna T2 Parlaması (T2 shine through) adı verilir (17). T2 parlamasını önlemek için her vokseldeki T2 etkisini ortadan kaldıran matematiksel hesaplamalar yapılır ve ADC haritası elde edilir (18,19). ADC haritasını oluşturan yalnızca difüzyonun büyüklüğü olup, yön ve T2 etkisinden bağımsızdır. ADC haritası, ölçülen difüzyonun mutlak değerini gösterir. Bu nedenle; kısıtlanmış difüzyon düşük ADC değeri olarak ölçülür ve düşük sinyal olarak görüntülenir. ADC haritası sinyal değerleri difüzyon ağırlıklı görüntülemedekinin tam tersidir (20).

Difüzyon ağırlıklı görüntüler elde edilirken birçok MR artefaktı oluşabilir. Bu artefaktların çoğu uygun görüntüleme tekniğinin kullanılması ve puls dizayn teknolojisindeki son gelişmelerin sağladığı avantajlarla azaltılabilir ya da sıfırlanabilir. EPI difüzyon ağırlıklı görüntülemenin avantajı hızlı görüntü elde edilmesinin yanı sıra hareket artefaktına daha duyarsız oluşudur. Dezavantajları ise; yüksek performanslı donanıma gereksinim olması, hızlı değişen gradiyentlerin neden olduğu uzaysal

distorsiyona artmış duyarlılık, alan heterojenitesi ve sonuçta çıkan manyetik duyarlılık artefaktıdır (22). Multi-shot spin-eko veya diğer sekansların avantajı ise standart MR görüntüleme sistemlerinde elde edilebilir olmaları ve azaltılmış duyarlılık artefaktlarıdır. Tüm hareket artefaktları $b=0$ değerindeki görüntüye göre ADC değerlerinde yalancı yükselme oluşturabilir. Belirgin baş hareketi, kardiyak kökenli pulsasyonlar ve solunum hareketleri ghost artefakt oluşturan büyük faz şiftlerine neden olabilir. EPI görüntüleme bu artefaktların çoğunu azaltır hatta yok edebilir. Kardiyak kökenli hareketler kardiyak gaiting kullanılarak daha da azaltılabilir. Diğer hareket artefaktları uzaysal faz kodlaması olmayıp faz şiftlerini düzelten bir navigatör ekosu bulunan “double echo scheme” sayesinde azaltılabilir (21). “Eddy current” etkileri yüksek b değerlerinde daha belirgin hale gelir ve shielded gradientler, görüntünün işlenmesi veya daha gelişmiş puls sekansları kullanılarak azaltılabilir (22).

Difüzyon ağırlıklı görüntülemenin klinik olarak en önemli kullanım alanı erken dönem serebral infarktın tanısıdır. İnfarkt alanı, klinik semptomların başlangıcından itibaren dakikalar içerisinde difüzyon ağırlıklı görüntüler ile gösterilebilir. Serebral kan akımındaki azalma kritik bir seviyeyi aştığında hücrelerde sitotoksik ödem meydana gelmektedir. Pek çok infarkt dokusunda 4–5 dakika içerisinde sinyal anormallliği gözlenmektedir. İkinci saatin sonunda ise difüzyon ağırlıklı görüntülerin duyarlılığı neredeyse % 100’e ulaşmaktadır. Genel olarak difüzyon ağırlıklı görüntülemenin sitotoksik ödemi görüntülemedeki duyarlılık ve özgüllüğü %95 olup bu durum, yöntemi en güvenilir noninvaziv görüntüleme yöntemlerinden birisi haline getirmiştir (23,24,25). Diğer kullanım alanları arasında kistik beyin tümörlerinin abseden ayrımı, epidermoid-araknoid kist ayrımı, hidronefroz-piyonefroz ayrımı, malign-benign kemik ödemi ayrımı sayılabilir. Yine nöroradyolojide, herpes ensefalitinden Jacobz Creutzfeld hastalığına kadar sitotoksik ödem oluşturan pek çok patolojik süreç difüzyon ağırlıklı görüntülerde sinyal artışına neden olabilir (26). Abdominal alanda ise yeni yeni kullanıma girmiştir. Tümörler, köken aldıkları dokudan daha fazla hücre içerdiğinden difüzyon kısıtlanması gösterir. Prostat kanseri, glandüler hipertrofi ayırımında DAG’den yararlanılabilir (10). Onkoloji hastalarında tümör evrelemesinde, tedaviye cevabı değerlendirme ve rekürrens araştırmada da tüm vücut difüzyon MRG kullanılabilir (14).

4. PET-BT

PET, dokuların perfüzyonunu, metabolik aktivitesini ve canlılığını yansıtan tomografik görüntülerin alındığı ve kantitatif parametrelerin kullanıldığı non-invaziv bir görüntüleme yöntemidir (36). Flourodeoksiglukoz (FDG) bileşeni ilk olarak 1978’de Ido tarafından tanımlanmıştır (35). PET’in tarihinde en önemli nokta Warburg tarafından 1931 yılında kanser hücrelerinde glikoz metabolizmasının tanımlanması olmuştur. FDG glikoz analogudur. Malign hücreler de artmış glikoz metabolizması nedeniyle FDG, hücrelere glikoz gibi alınır ve fosforillenerek sitozolde hapsedilir. PET, yapısal detaylardan ziyade fonksiyonel-metabolik aktivite hakkında bilgi verir. Onkolojide PET’in kullanım alanları şunlardır (36):

1. Primeri bilinmeyen metastatik kanserlerde primer tümör ve metastazlarının araştırılması,
2. Radyasyon nekrozu ile rezidü ve/veya nüks tümöral kitlenin ayrılması,
3. Cerrahi sonrası nükslerin belirlenmesi,
4. Hasta hakkında prognostik değerlendirmeler yapılması,
5. Tümörün progresyon/regresyonunun değerlendirilmesi,
6. Tedavi öncesi evreleme,
7. Tümörün tedaviye (kemoterapi, radyoterapi) yanıtının değerlendirilmesi, tedavi sonrası yeniden evreleme,
8. Akciğer nodüllerinin benign/malign ayırıcı tanısı,
9. Uygun biyopsi alanının belirlenmesi,
10. Radyoterapi uygulanacak alanın belirlenmesi.

İşaretlenmiş 18 FDG, enjeksiyon yapılması sonrası glukozu benzer şekilde hücre zarından geçer ve hegzokinaz enzimi tarafından fosforile edilir. Kimyasal yapısının farklı olmasından dolayı daha sonraki aşamalarda glikoz metabolizması ile aynı yolu izlemez. Glikoz-6-fosfataz, 18 FDG-6-fosfatı 18 FDG’ ye dönüştürür ve oluşan 18 FDG kana karışır. Glikoz-6-fosfatazın düşük yoğunlukta olduğu kanser hücrelerinde, 18FDG-6-fosfat

ne 18 FDG’ ye dönüşebilir ne de daha ileri enzim işlemleri sonucunda glikolize uğrayabilir. Sonuç olarak 18 FDG, glikoz kullanımı ve metabolizması artmış dokularda daha fazla birikecek ve görüntülemeye normal dokulara göre daha yüksek sayım elde edilecektir. Ne yazık ki glikoz metabolizması sadece tümör hücrelerinde artmadığı için FDG tümör için spesifik bir ajan değildir. Sarkoidoz, tüberküloz, fungal enfeksiyon ve abse gibi pek çok inflamatuvar lezyonda da artmış FDG tutulumu izlenir. Bu durum

inflatuar hücrelerdeki artmış glikoliz hızıyla ilgilidir. Artmış FDG tutulumunun malign bir patolojiye mi yoksa benign patolojilere mi ait olduğunu saptayabilmek için dual faz çalışmaları geliştirilmiştir. Dual faz çalışmalarında, ek olarak geç görüntüleme yapılmakta ve bu geç görüntülerde FDG tutulumunun devam edip etmediğine veya artış gösterip göstermediğine bakılmaktadır. Geç görüntülerde FDG tutulumunun devam etmesi veya artış göstermesi lezyonun malign karakterde olduğuna işaret eder, ancak yine de bu durum kesin değildir (37,38).

Günümüzdeki PET tarayıcılarında ise PET detektörünün hemen önüne BT detektörü yerleştirilerek entegre PET/BT sistemleri (Hibrid Sistemler) elde edilmiştir. Hibrid sistemlerde X-ışını hüzmesi ile sağlanan transmisyon görüntülemenin süresi eski sistemlere göre oldukça kısalmıştır. Ayrıca aynı pozisyonda PET ve BT'den elde edilen hem yapısal hem de fonksiyonel görüntülerin üst üste getirilerek füzyon görüntülerin oluşturulmasıyla lezyon yerinin belirlenmesi kolaylaşmıştır (41,42).

FDG tutulumu plazma glikoz düzeyinden etkilenmekte ve yüksek kan glikoz düzeylerinde tümör dokusundaki FDG tutulumu azalma göstermektedir. FDG tutulumunun glikoz tarafından engellenmemesi için en az 4 saat açlık ve kan glikoz düzeyinin 150–200 mg/dL altında olması gereklidir. Kan glikoz düzeyi yüksek kimselerde kan glikoz düzeyini 150–200 mg/dL altına indirmek için eş zamanlı insülin uygulaması yapılmamalıdır. Çünkü insülin FDG' nin kas hücrelerinde birikimini arttırarak tümör hücrelerindeki FDG birikimini azaltır. FDG ile yapılan onkolojik çalışmalarda 10–20 mCi FDG' nin i.v. enjeksiyonundan yaklaşık 60 dakika sonra PET görüntüleme yapılır. Genel olarak tüm vücut görüntüleme kafa tabanından femur proksimaline kadar olan aralıktan yapılır (39). FDG' nin vücuttaki bidağılımı glikoza oldukça benzerlik gösterir. Görüntüler değerlendirilirken FDG' nin bidağılım alanlarının bilinmesi fizyolojik FDG tutulumlarının yanlış pozitif yorumlanmasını önler (40).

Serebral korteks glikoz kullanımı nedeniyle genellikle çok yoğun FDG tutulumuna sahiptir. Myokardial FDG aktivitesi kişinin açlık durumuna ve kan glikoz düzeyine göre oldukça belirgin değişiklik göstermekte olup, toklukta belirgin, açlık durumunda ise genellikle hafif düzeyde FDG tutulumu izlenir. Açlık durumunda myokardda düşük düzeyde FDG tutulumu izlenmesinin nedeni enerji üretimi için öncelikle serbest yağ asitlerinin tercih edilmesidir. Waldeyer halkasındaki lenfatik doku ile tonsiller, dilkökü ve tükürük bezlerinde düşükten orta düzeye kadar FDG tutulumu izlenebilir. Ayrıca ağız tabanı ön kesiminde ve FDG enjeksiyonu sonrası sakız çiğneyenlerde masseter kas grubunda, konuşanlarda larinkste de FDG tutulumu gözlenebilir. Karaciğerde ve dalakta

hafif düzeyde artmış FDG izlenirken, granülosit stimülasyon faktörleri kullanılarak yapılan tedaviye bağlı olarak dalakta FDG tutulumu difüz olarak artabilir. Kemik iliğinde genellikle hafif düzeyde homojen aktivite tutulumu izlenir.

Kemoterapi sonrası ilk bir ay içerisinde ve granülosit stimülasyon faktörleri ile yapılan tedaviye bağlı olarak artmış kemik iliği aktivitesi gözlenir. Benign kemik lezyonları, Paget hastalığı, fibröz displazi, osteodejeneratif eklem-disk hastalıkları ve iyileşmekte olan akut kırıklarda artmış FDG tutulumu gözlenebilir. İskelet sisteminin radyoterapi yapılan bölgelerinde erken dönemde inflamasyona bağlı olarak artmış, daha sonra ise radyasyon nekrozu nedeni ile azalmış FDG tutulumu izlenebilmektedir. Normalde düşük düzeyde çizgili kas tutulumu izlenirken, yoğun egzersiz yapılması durumunda artmış çizgili kas tutulumu izlenir. Düz kaslardaki peristaltizme bağlı olarak gastrointestinal sistemde özellikle kolonda fokal, segmental veya difüz tarzda değişik düzey ve paternlerde FDG tutulumu izlenebilir. Düz kas aktivitesine bağlı olarak midede, yutulan tükürükteki FDG' ye bağlı olarak ise özefagusta hafif düzeyde tutulum izlenebilir. Çocuklarda timus dokusunda ters "V" şeklinde izlenen fizyolojik FDG tutulumu, adölesan dönemde bezin involüsyonu ile birlikte gerilemektedir. Kemoterapi sonrası gelişen timus hiperplazisi nedeniyle olguların %16'sında izlenen artmış timus tutulumu ise tedavi sonrası altıncı aya kadar devam edebilmektedir. Ciddi aterosklerotik hastalık ve anevrizmalarda ayrıca daha yoğun olarak tromboflebitte, vasküler sistemde FDG tutulumu izlenebilir. Vasküler greftlerde, ayrıca katater portundan yapılan enjeksiyonlarda katater boyunca FDG tutulumu izlenmesi normal bir bulgu olarak kabul edilmelidir. Erkek gonadal organlarında ve menstrüasyon sırasında uterusunda değişik düzeyde aktivite tutumu saptanabilir. Premenapozal olgularda, hormon replasman tedavisi alanlar ve emziren bayanlarda meme dokusunda değişik düzeyde FDG tutulumu gözlenebilmektedir. FDG' nin fizyolojik renal ekskresyonu nedeni ile böbrek ve mesane aktivitesi belirgin olarak izlenir. Normalde glikozu absorbe eden böbrekler FDG' yi glikoz gibi algılamazlar. Bunun sonucunda FDG proksimal tübüllerde bir miktar reabsorbsiyona uğramasına karşın büyük oranda filtrasyon ile vücuttan atılır. Enjekte edilen FDG' nin %16'sı ilk 1 saat içerisinde, %50'si ise 135 dakika içerisinde üriner ekskresyon ile atılır (39,40). Görüntülerin yorumlanmasında fizyolojik tutulumlar dışında background aktivitesine oranla artmış FDG tutulumu gösteren odaklar araştırılır.

PET'in en önemli özelliklerinden birisi de tutulum alanlarındaki aktivitenin sayısallaştırılabilmesidir. Aktivite tutulumu, standart uptake değeri (SUV) şeklinde kantitatif olarak da ölçülebilir. SUV, birim tümör volümünün tuttuğu aktivitenin vücut

kitlesine göre düzeltilmesi ile bulunur. Kesin olarak tanısal olmasa da, SUV 2,5'in üzerinde olduğunda sıklıkla maligniteyi gösterir (33–34).

Diğer görüntüleme yöntemlerinde olduğu gibi FDG PET'de de yanlış-pozitif ve yanlış-negatif sonuçlar görülebilmektedir. Yanlış pozitif sonuçlar infeksiyon, inflamasyon ve nekrotik tümör dokusunun makrofajlar tarafından infiltrasyonuna bağlı olabilmektedir. Düşük gradeli tümörlerde yanlış negatif olabileceği unutulmamalıdır.

Beyin ve kalp gibi bazı organlar yüksek glikoz tutulumuna sahip olmalarına rağmen sıklıkla problem oluşturmazlar. Negatif FDG PET taramaları minimal rezidüel hastalığı dışlayamaz. PET bulgularının klinik veriler, diğer görüntüleme yöntemleri ve biyopsi ile korele edilmesi gerekir.

IV. GEREÇ VE YÖNTEMLER

A- HASTA SEÇİMİ

Çalışmamız İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi Hastanesi Etik Kurul'unca 24.06.2009 tarih ve 6 sayılı toplantısında 2146 dosya numarası ile incelenmiş ve onaylanmıştır (Ek 1). Hastalar işlem öncesi bilgilendirilmiş ve onam alınmıştır (Ek 2).

Çalışmamız Temmuz 2009 – Ocak 2011 tarihleri arasında İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi Radyoloji Bölümünde gerçekleştirildi. Çalışmamıza İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi Kadın Hastalıkları ve Doğum Ana Bilim Dalı, Genel Cerrahi Ana Bilim Dalı ve İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsünde tedavi gören batın içi implantı bulunan hastalar alındı. Primer evreleme, tedaviye yanıt, takip veya nüks açısından değerlendirme amacıyla batın MRG istenen hastalar çalışmamıza katıldı.

Prospektif çalışmamıza 36 ile 77 yaşları arasında 32'si kadın, 8'i erkek olmak üzere toplam 40 hasta dahil edildi. 38 hasta çalışmamızdan önce farklı primer malignitelerle opere edilmişti; over (n=25), endometrium ve over (n=2), kolon (n=6), mide (n=3), mesane (n=1), akciğer (n=1). 1 hastamız malign melanom nedeniyle takipte diğer 1 hastanın ise primeri bilinmiyordu. Batın MR görüntülemesi öncesinde veya sonrasında 30 günü aşmamak suretiyle PET-BT incelemesi yapılmış olan 36 hastanın rutin batın MR, difüzyon MR ve PET-BT tetkikleri karşılaştırıldı. Dokuz hasta PET-BT çekimi sonrası 1 ay içerisinde opere oldu ve sonuçlar operasyon sonucuyla karşılaştırıldı. 27 hasta 12 ay ile 36 ay arasında değişen sürelerde klinik, laboratuvar, MR veya BT çekimleri ile takip edildi. Çalışmamıza MR cihazına girmesi kontrendike olan metalik implant taşıyan, böbrek fonksiyon bozukluğu bulunan veya 80 yaşının üzerindeki hastalar dahil edilmedi.

B- GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMİ

1. Batın MRG

Araştırmamız 1,5 Tesla manyetik rezonans görüntüleme cihazı (Achieva, Philips Healthcare, Best, The Netherlands) ile yapılmış olup çekimlerde SENSE-XL-Torso koili kullanılmıştır. Hastalar baş önde ve kollar yanda vücuda bitişik olarak masaya yatırıldı. Solunum hareketlerinden kaynaklanabilecek artefaktları önlemek için karaciğerden geçen görüntülerde nefes tutturuldu ve solunum trigger kullanıldı.

Tüm batın MR görüntüleri üst ve alt batın olarak iki ayrı bölge şeklinde çekilmiştir. Üst batın MR görüntüleri için aksiyel T2A, in phase ve out-of phase sekansları, nefes tutmalı T1A ve kontrast madde sonrasında aksiyel ve koronal yağ baskılamalı T1A görüntüler alındı. Alt batın MR görüntüleri için aksiyel T1A, T2A, yağ baskılamalı T1A, sagittal T2A ve kontrast madde enjeksiyonundan sonra aksiyel ve sagittal yağ baskılamalı T1A alındı.

Üst batın MRG çekiminde aksiyel T2A incelemede; turbo spin eko görüntüleme, TR/TE: 478/80 ms, kesit kalınlığı/aralığı: 7/1 mm, kesit sayısı 36, matriks boyutu 320x218, NSA 2 uygulanmıştır. In phase ve out-of phase sekanslarında TR 104 ms, kesit kalınlığı/aralığı: 8/1.6, kesit sayısı 28, matriks boyutu 252x162 olup sırasıyla in phase/out-of phase TE 4.6/2.3 ms alınmıştır. İlaç öncesi ve sonrasında aksiyel T1A ultrafast gradiyent eko (THRIVE) görüntülerde TR/TE: 3.9/1.82 ms, kesit kalınlığı/aralığı 4.4/-2.2 mm, kesit sayısı 100, matriks boyutu 172x135 ve NSA 1 olarak uygulanmıştır. İlaç sonrası koronal THRIVE görüntülerde TR/TE: 3.1/1.51 ms, kesit kalınlığı/aralığı 5/-2.5 mm, kesit sayısı 80, matriks boyutu 140x190 ve NSA 1 alınmıştır.

Alt batın MRG çekiminde T2A incelemede; aksiyel ve sagittal turbo spin eko görüntülerde sırasıyla TR 2848/ 5704 ms, TE 100/90 ms, kesit kalınlığı 4/4 mm, kesit aralığı 1/1 mm, kesit sayısı 28/28, matriks boyutu 312x240/296x234 ve NSA 2/2 olarak uygulanmıştır. Aksiyel T1A için turbo spin eko görüntülerde TR/TE: 495/12 ms, kesit kalınlığı/aralığı 5/1.2 mm, kesit sayısı 28, matriks boyutu 388x257 ve NSA 2 olarak uygulanmıştır. Aksiyel T1A turbo spin eko SPIR görüntülerde ilaç öncesi ve sonrasında sırasıyla TR 744/ 546 ms, TE 7/15 ms, kesit kalınlığı 5/4 mm, kesit aralığı 1/1 mm, kesit sayısı 28/28, matriks boyutu 272x300/208x146 ve NSA 2/2 alınmıştır.

Dinamik kontrastlı tüm batın MR çekimleri yaklaşık 40 dakika sürmekte olup 2 ayrı istasyon şeklinde yapılmıştır. Hastalarımızın hiç birinde kontrast madde alerjisi gelişmemiştir.

2. Batın DAG

Aynı MR cihazında (1,5T Achieva, Philips Healthcare, Best, The Netherlands) SENSE-XL-Torso koil ile nefes tutmasız olarak difüzyon ağırlıklı görüntüler alındı. Tüm batına yönelik 3 farklı bölge (üst, orta ve alt batın) şeklinde aksiyel planda çekimler yapıldı.

3 farklı b değeri (0, 500, 1000 s/mm²) kullanılan DAG'de TR/TE/TI: 6710/71/180 ms, kesit kalınlığı/aralığı: 7/1 mm, kesit sayısı 23, matriks boyutu 152x118 ve NSA 8 olup ortalama çekim süresi yaklaşık 10 dakika idi.

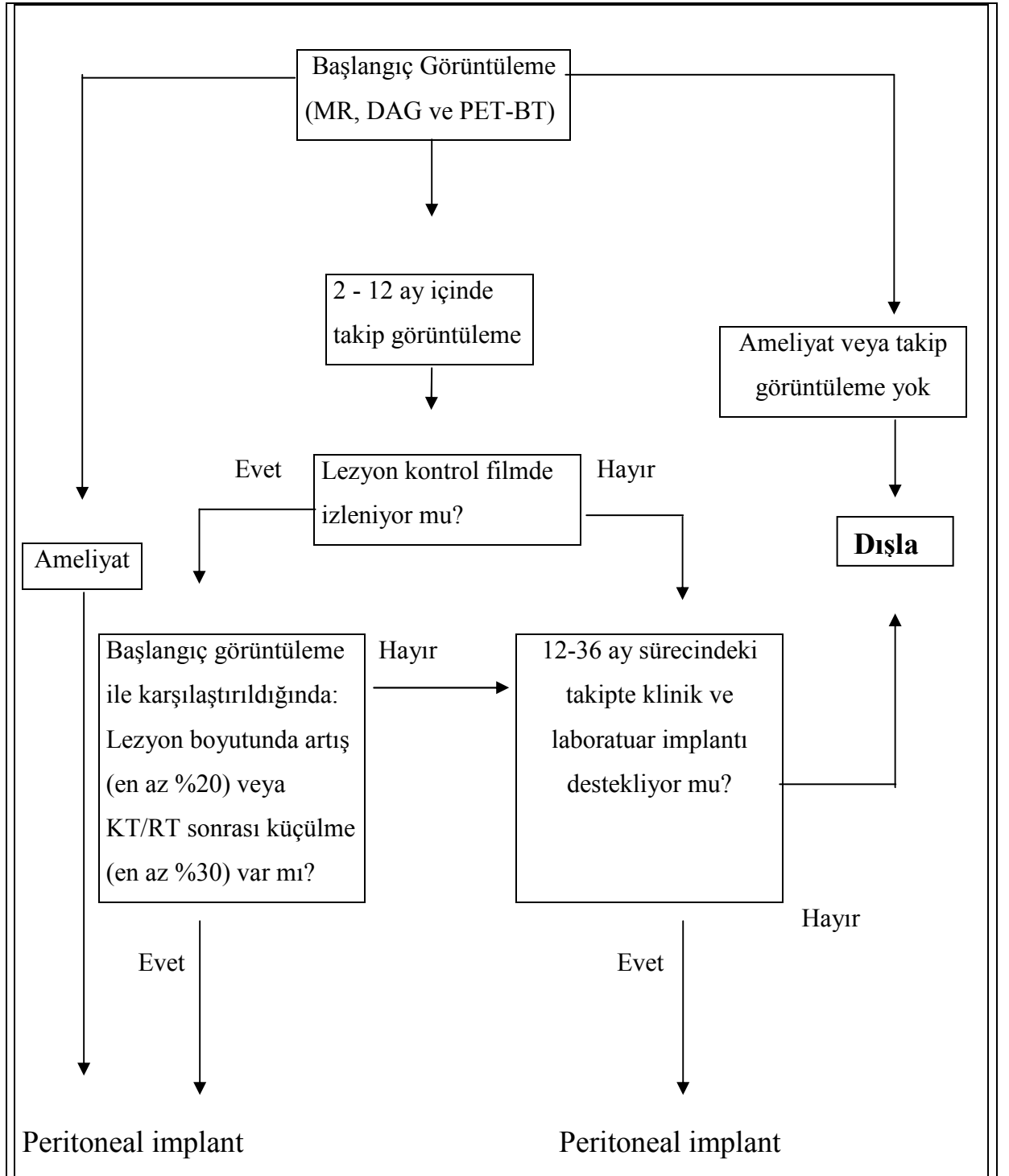
MR görüntüleri işlenmesi için veriler iş istasyonuna (View Forum; Philips Medical System) aktarıldı. Aksiyel planda elde edilen görüntülerden ana konsolda kesit kalınlığı 4 mm ve kesit aralığı 1 mm olacak şekilde koronal MPR görüntüler elde edildi. Tüm batin görüntüsü elde etmek için koronal MPR görüntüler ana konsolda otomatik olarak birleştirildi. b 1000 s/mm² değerine ait DAG'de, PET görüntüsüne benzer görünüm elde etmek için gri skaladan negatife çevrildi.

3. PET-BT

Hastaların PET-BT görüntüleri Nükleer Tıp ABD arşivinde retrospektif ve prospektif taranarak elde edilmiştir. PET-BT incelemesi entegre Siemens (Biograph TruePoint PET –CT Systems, Siemens, Erlangen, Germany) cihazında 6 saat aç kaldıktan sonra yapılmıştır. Açlık kan şekerinin 150 mg/dl'nin altında olmasına dikkat edilmiştir. Hastalara 10mCi FDG intravenöz yolla verildikten bir saat sonra PET-BT incelemesi yapılmıştır. Hastalar FDG enjeksiyonu sonrasında bir saat sakin ve rahat bir ortamda hareketsiz bir şekilde dinlendirildi. Bekleme süresini takiben kafa tabanından uyluk üst kısmına kadar 6-dakika emisyon ve 4-dakika transmisyon taramaları yapılmıştır. BT görüntüleri tanı amacıyla değil PET imajlarının atenüasyon düzeltilmesinde ve anatomik lokalizasyonunda kullanıldı.

C- STANDART REFERANS

Peritoneal implant tanısı, ameliyat veya laparoskopik inceleme sonrası elde edilen histopatolojik verilerle veya çok modaliteli görüntüleme yöntemi ile konuldu. Ameliyat edilen hastaların ameliyat ve patoloji raporları, peritoneal implant varlığını ve yaygınlığını veya yokluğunu belirlemek için kullanıldı. Ameliyat edilmeyen hastalara ise 2-12 ay arasında değişen sürelerde kontrol görüntüleme (MRG veya BT) yapıldı. İlk görüntülemeye göre lezyonda büyüme veya KT/RT sonrasında küçülme varsa implant olarak değerlendirildi. Lezyonlarda değişiklik yoksa veya tedavi almamasına rağmen lezyon kaybolmuşsa hastalar 12-36 ay arasında değişen sürelerde takip edildi. Klinik ve laboratuvar sonuçları değerlendirildi. Klinik ve laboratuvar sonuçları implantı destekliyorsa implant olarak kabul edildi. Peritoneal implantı olmayan hastalar kontrol grubunu oluşturdu. Aşağıdaki tabloda belirtilen kriterler sonucu implantların varlığı veya yokluğu kabul edildi (Tab.1).



Tablo.1. Hasta seçimi ve kesin tanı için gerekli tanı kriterleri

D- GÖRÜNTÜLERİN DEĞERLENDİRİLMESİ

MRG ve PET-BT sonuçları standart referansla karşılaştırıldı. MR ve PET-BT incelemeleri arasında süre 4 haftayı aşmadı. MR görüntüleri, iki radyolog tarafından ayrı ayrı ve PET- BT görüntüler ise bir nükleer tıp uzmanı tarafından değerlendirildi. Radyologlardan birinin 6 sene (İE), diğerinin 12 sene (BB) ve nükleer tıp uzmanının ise 10 senelik deneyimi bulunmaktaydı.

Tüm MR görüntüleri, iş istasyonunda (View Forum; Philips Medical System) iki radyolog tarafından ayrı ayrı değerlendirildi. Batın içi implantlar hastaların evreleme ve tedavisinde önemli sorun oluşturduğu için Sugarbaker tarafından geliştirilen ‘peritoneal cancer index’ (PCI) sınıflaması modifiye edilerek incelenmiştir (7). PCI’ da lezyonların yerleşim yerlerine göre batın 13 kadrana, lezyonlar boyutlarına göre 0 cm, 0,5 cm altı, 0,5–5 cm arası ve 5 cm üstü olmak üzere 4’e ayrılmıştır (6). Bu çalışmada batını 4 kadrana, lezyon boyut sınıflamasını da 0 cm, 0,5 cm altı, 0,5–1 cm arası, 1–2 cm arası, 2–3 cm arası ve 3 cm üstü olarak ayırdı. Lezyon boyutlarına göre tüm batın MRG, DAG ve PET-BT görüntüleri karşılaştırıldı.

Batın MR görüntülerde T1A, T2A sekanslarda izlenen ve ilaç sonrası kontrast tutulumu gösteren lezyonlar peritoneal implant lehine değerlendirildi. DAG’da medulla spinalis sinyal intensitesine (SI) benzer ve daha güçlü olan lezyonlar DAG(+), daha düşük sinyal gösteren lezyonlar DAG(-) olarak kabul edildi. PET-BT’ de standart uptake value (SUV) 2,5’un üstü malignite olarak kabul edildi.

V. BULGULAR

Çalışmamızda 36 olguya PET-BT, batin MRG ve DAG yöntemlerinin tümü uygulandı. 4 hastaya PET-BT çekimi yapılamadı. Tüm olgular çekimleri rahatlıkla tolere etti. Elde edilen tüm MRG ve PET-BT görüntülerinin tanısal kalitesi yeterliydi. 4 hasta PET-BT çekimi yapılamadığından inceleme dışında bırakıldı.

Peritoneal implantların yayılımı klinik, histopatolojik (ameliyat veya biyopsi ile) veya çok modaliteli görüntüleme ile standardize edildi. Hastalar en az 12 ay boyunca klinik olarak takip edildi. Tümör belirteçlerindeki değişimler klinisyen tarafından özellikle belirtildi. 12 ay ile 36 ay arasında değişen sürelerde çekilen kontrol filmlerde lezyonlarda büyüme (en az %20) veya kemoterapi-radyoterapi sonrası küçülme (en az %30) implantın gerçek olduğunu gösterdi.

A- MRG SONUÇLARI

MR incelemesi, difüzyon ve PET-BT görüntülemelerinden önce yapılmıştır. T1A, T2A ve kontrastlı çekimler tek tek incelendi. Radyolog 1 ve 2, toplam 12 hastada peritoneal implanta rastlamadı. Sayılamayacak kadar çok implantı olan veya omental keki olan hastalar peritoneal karsinomatozis olarak ayrıldı. Her iki radyolog da sadece 4 hastayı peritoneal karsinomatozis olarak raporladı. 20 hastada peritoneal implanta rastlandı. Radyolog 1 ve 2'nin raporladığı implant sayısı, lezyon boyutlarına göre aşağıdaki tabloda sunulmuştur. (Tab.2)

	0–0,5 cm	0.5–1 cm	1–2 cm	2–3 cm	3 cm üstü	Toplam
Radyolog 1	1	19	25	14	19	78
Radyolog 2	2	24	29	14	20	89

Tablo.2. 1. ve 2. radyologun, boyutlarına göre MRG’lerde raporladığı lezyon sayıları

Radyolog 1, 0–0,5 cm ararsında PET-BT izlenen lezyon sayısı ile eşit miktarda lezyon izledi. Diğer boyutlarda ise PET-BT’ ye göre daha az lezyon rapor etti. Toplam lezyon sayısı PET-BT’ de izlenenin altında kaldı. Buna karşın Radyolog 2, 0–0,5 cm ve 0,5–1 cm arasında PET-BT’ ye göre daha fazla lezyon izlerken, diğer boyutlarda PET-BT’ ye göre daha az lezyon görebildi. Fakat boyutlar gözardı edilip toplam lezyon sayısına bakıldığında MRG’de görüntülenebilen 2 tane daha lezyon var. Hastalar kontrol filmleri, klinik ve laboratuvarla birlikte değerlendirildiğinde MR’ın gördüğü lezyonlar gerçektir. Radyolog 1’in, 2’ye göre daha az lezyon raporlaması, MR yorumlamasında deneyimin önemini ortaya koydu.

B- DAG SONUÇLARI

MRG’lerden sonra difüzyon görüntüleri incelendi. Medulla spinalis sinyal intensitesine (SI) benzer ve daha güçlü olan lezyonlar implant olarak raporlandı. DAG’de her iki radyolog da, 11 hastada peritoneal implanta rastlamazken 4 hastayı peritoneal karsinomatozis olarak raporladı. Geriye kalan 21 hastada izlenen peritoneal implant sayıları aşağıdaki gibidir (Tab.3).

	0–0,5 cm	0.5–1 cm	1–2 cm	2–3 cm	3 cm üstü	Toplam
Radyolog 1	15	43	38	18	22	136
Radyolog 2	7	41	37	18	22	125

Tablo.3. 1. ve 2. radyoloğun, boyutlarına göre DAG’lerde raporladığı lezyon sayıları

DAG, tüm batın MRG sekansları değerlendirildikten sonra incelendi. PET-BT sonuçları ile karşılaştırıldığında boyutları 0-0,5cm, 0,5-1cm ve 1-2cm arasında değişen lezyon sayıları arasında önemli ölçüde fark izlendi. 2-3cm arasında bir tane fazla ve 3cm üstü raporlanan lezyon sayısı ise PET-BT’e eşitti. Toplam lezyon sayısı arasında ise belirgin fark vardı.

C- MRG VE DAG'LER BİRLİKTE DEĞERLENDİRİLDİĞİNDE

MRG ve DAG'ler ayrı ayrı incelendikten sonra her iki tetkik birlikte değerlendirildi. Özellikle difüzyon görüntülerinden sonra retrospektif olarak MR görüntüleri tekrar tekrar incelendi. DAG'de izlenen lezyonların MR görüntülerinde gözden kaçıp kaçmadığı, difüzyon görüntülerinin gerçek olup olmadığı tekrar değerlendirildi. 11 hastada radyolog 1 ve 2 hiç lezyon izlemedi. 4 hasta peritoneal karsinomatozistti. 21 hastada izlenen peritoneal implant sayıları ise aşağıdaki gibidir (Tab.4).

	0–0,5 cm	0.5–1 cm	1–2 cm	2–3 cm	3 cm üstü	Toplam
Radyolog 1	4	32	34	18	22	110
Radyolog 2	5	34	34	18	22	113

Tablo.4. 1. ve 2. radyoloğun, boyutlarına göre MRG ve DAG'leri birlikte değerlendirdiğinde raporlanan lezyon sayıları

MRG+DAG'ler, PET-BT ile karşılaştırıldığında ise radyolog 1 ve 2'nin, 0–0,5 cm ve 0,5–1 cm arasında raporladığı lezyon sayıları arasında fark izlendi. 0–0,5 cm arasında Radyolog 1, dört lezyon raporlarken; Radyolog 2, beş lezyon izledi. PET-BT' de izlenen lezyon sayısı ise birde kaldı. 0.5–1 cm boyutlarındaki lezyonlara bakıldığında ise radyolog 1 ve 2, PET-BT' de izlenenin en az iki katı kadar lezyon gördü. DAG'lerde normalde kısıtlanma gösteren dokulara (özellikle reaktif lenf nodları) ve barsak içeriğine bağlı oluşabilecek yanlış difüzyon kısıtlanmasına özellikle dikkat edildi. Fakat buna rağmen DAG'lerde özellikle Radyolog 1, çok fazla sayıda yanlış pozitif lezyon raporladı. Olası yanlış pozitifliği en aza indirmek için DAG'lerden sonra tekrar konvansiyonel MR görüntüleri incelendi. 9 hastamız opere edildi. Operasyon sonuçları difüzyon ve MR görüntüleriyle uyumluydu. Geri kalan hastalarda raporlanan lezyonların, hastanın kontrol filmlerinde tekrar izlenmesi, klinik ve laboratuvar bulgularının implantı desteklemesinden dolayı gerçek pozitif olarak kabul edildi.

D- PET-BT SONUÇLARI

Nükleer Tıp Uzmanı tarafında değerlendirilen görüntüler aynı zamanda Radyolog 1 ve 2 tarafından da tekrar kontrol edildi. PET-BT çekilen 36 hastanın 14'ünde peritoneal implant izlenmedi. 4 hasta peritoneal karsinomatozis olarak kaydedildi. 18 hastada izlenen peritoneal implant sayıları aşağıda belirtildi (Tab.5).

	0–0,5 cm	0.5–1 cm	1–2 cm	2–3 cm	3 cm üstü	Toplam
Nükleer Tıp Uzmanı	1	16	31	17	22	87

Tablo.5. Nükleer Tıp Uzmanının, boyutlarına göre raporladığı lezyon sayıları

E- HASTA BAŞINA DEĞERLENDİRME

MRG, DAG, MRG+DAG ve PET-BT incelemesinde, aynı dört hasta peritoneal karsinomatozis olarak raporlandı ve de aynı dokuz hastada peritoneal implant izlenmemiştir. Üç hastada PET-BT' de lezyon izlenmezken, diğer üç yöntemle implant görülmüştür. MRG+DAG, kontrol MRG' leri, klinik ve laboratuvar sonuçları göz önüne alındığında üç hastada PET-BT'nin yanlış negatif olarak kabul edildi. 3 hastanın da kontrol filmlerinde lezyon sayı ve boyutunda artış izlendi. Klinik ve laboratuvar da implantı destekledi. Bir hastada MRG, DAG ve MRG + DAG'de lezyon izlenmezken, PET-BT lezyon izlendi. Hasta ameliyat edildi. Ameliyat sonucu PET-BT görüntülerini doğruladı. MRG, DAG ve MRG + DAG'in yanlış negatif olduğu kabul edildi. Bir hastada da MRG ve PET-BT' de lezyon izlenmezken DAG ve MRG+DAG'de implantlar izlendi. Hasta ameliyat edildi. Ameliyat sonucu MR+DAG görüntülerini doğruladı. Ameliyat sonucuna göre MRG ve PET-BT'nin yanlış negatif olduğu kabul edildi.

G- İSTATİSTİKSEL ANALİZ

Araştırma verilerimizin istatistiksel değerlendirilmesi ‘Medcalc’ istatistik yazılım programı ile yapıldı. Karşılaştırmalarda Wilcoxon örneklem testi kullanıldı. Tüm istatistiksel analizler için p değeri 0.05 değerinin altında ise veriler istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Radyolog 1 ve 2’nin, hastaların ameliyat raporu, klinik ve laboratuvar bulguları göz önüne alındığında MRG, DAG ve MRG+DAG yöntemlerindeki duyarlılık, özgüllük, pozitif ve negatif öngörü değerleri aşağıdaki tabloda sunulmuştur (Tab.6).

		MRG	DAG	MRG + DAG
Duyarlılık	Radyolog 1	% 92	% 96	%96
	Radyolog 2	% 92	% 96	%96
Özgüllük	Radyolog 1	% 100	% 100	%100
	Radyolog 2	% 100	% 100	% 100
Pozitif Öngörü Değeri	Radyolog 1	% 100	% 100	% 100
	Radyolog 2	% 100	% 100	% 100
Negatif Öngörü Değeri	Radyolog 1	% 83	% 91	% 91
	Radyolog 2	% 83	% 91	% 91

Tablo.6. Radyolog 1 ve 2’nin, hasta başına değerlendirmede MRG, DAG ve MRG+DAG yöntemlerindeki duyarlılık, özgüllük, pozitif ve negatif öngörü değerleri

PET-BT sonuçları ise yine aynı şekilde hastaların ameliyat raporu, klinik ve laboratuvar bulguları göz önüne alındığında elde edilen duyarlılık, özgüllük, pozitif ve negatif öngörü değerleri aşağıdaki tabloda sunulmuştur (Tab.7).

	PET-BT
Duyarlılık	%84
Özgüllük	%100
Pozitif Öngörü Değeri	%100
Negatif Öngörü Değeri	%71

Tablo.7. Hasta başına değerlendirmede, PET-BT'nin duyarlılık, özgüllük, pozitif ve negatif öngörü değerleri

Hasta başına değerlendirmede radyologlar arası uyumu ölçmek için kappa değerine bakıldı. κ değeri 0.2'nin altındaysa zayıf uyum, 0.2-0.4 arasında ise makul uyum, 0.4-0.6 arası orta dereceli uyum, 0.6-0.8 arası iyi uyum ve 0.8-1 ise çok iyi uyum olarak değerlendirildi (32). MRG, DAG ve MRG+DAG görüntüleri için radyolog 1 ve 2 arasındaki uyum çok iyiydi ($\kappa = 1$).

Peritoneal karsinomatozis olarak belirtilen hastalarda tüm görüntüleme metotları ile, median değeri etkilemeyecek şekilde, aynı sayıda (20 tane) implant izlenmiş gibi değerlendirme yapıldı.

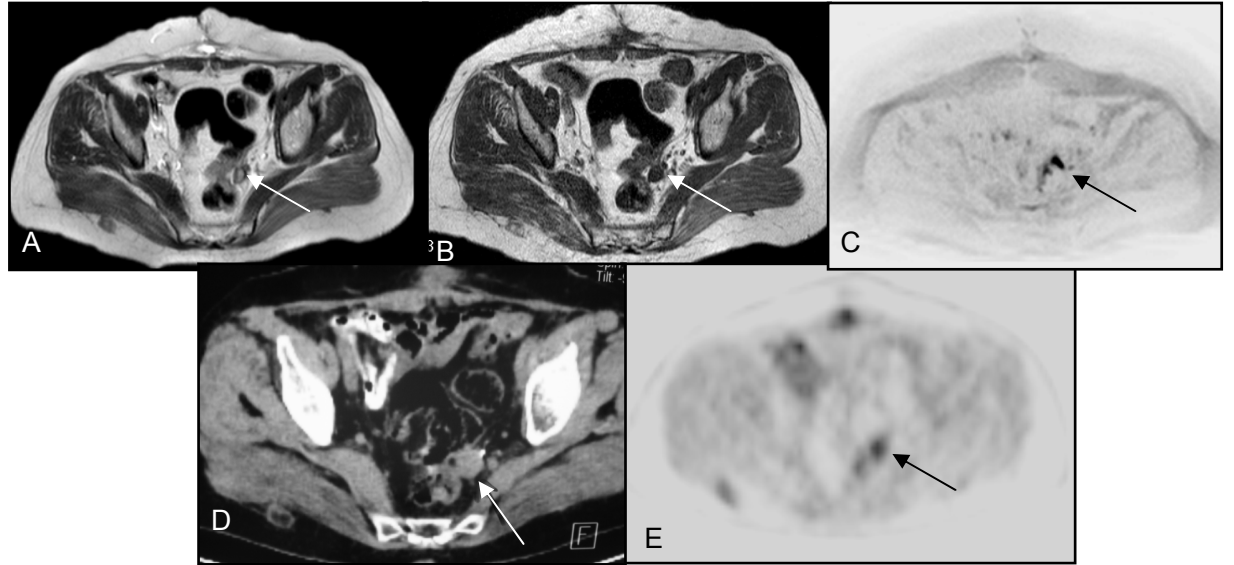
Lezyon sayı bakımından radyologlar arası uyumu değerlendirmek için Wilcoxon testinden yararlanıldı. MRG ve DAG görüntülerinde izlenen lezyonların sayısı bakımından radyolog 1 ve 2 arasında anlamlı derecede fark saptandı. MRG için p değeri 0.0342 iken DAG için p değeri 0.0469 ölçüldü. MRG+DAG görüntüleri için p değeri ölçülemedi. Pozitif yönlü 3 fark olmasına rağmen negatif yönlü fark olmadığından değerlendirme yapılamadı.

MRG, DAG ve MRG+DAG'de izlenen lezyon sayıları PET-BT ile Wilcoxon testinden yararlanılarak karşılaştırıldı. Radyolog 1 ve 2'nin MRG'de izlediği lezyon sayısı ile PET-BT'de izlenen lezyon sayıları arasında anlamlı fark saptanmadı ($p>0.05$). Fakat radyolog 1 ve 2'nin DAG ve MRG+DAG görüntülerinde raporladığı lezyon sayıları ile PET-BT arasında anlamlı fark saptandı ($p<0.05$).

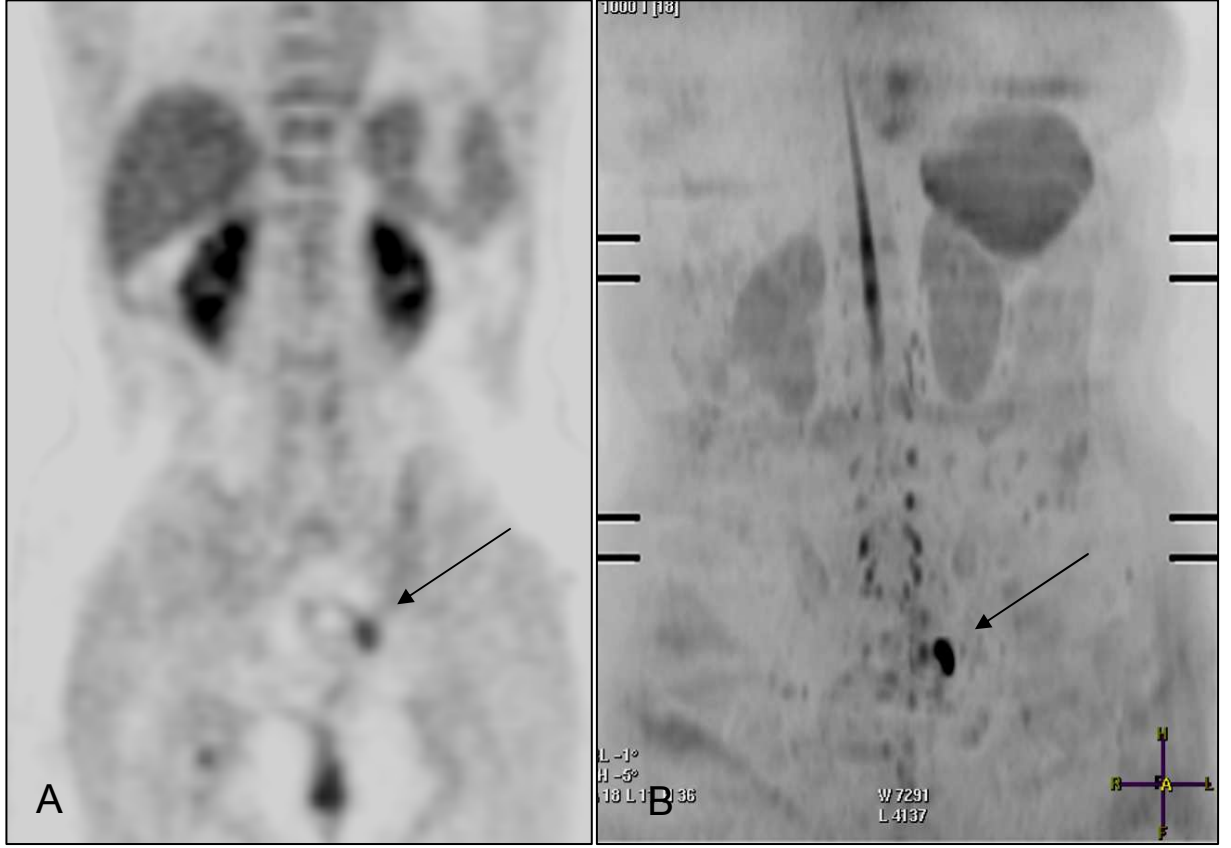
H- OLGULARDAN ÖRNEKLER

1. F. Ş.

Ocak 2009 yılında over ve endometriod kanser nedeniyle optimal opere edilen 63 yaşında bayan hasta, kontrol MRG filminde nüks ile uyumlu lezyon görülmesi üzerine PET-BT çekimi yapıldı. Stumpf superiorunda implant ile uyumlu yumuşak doku saptandı. Hasta ocak 2010 yılında tekrar opere edildi. Lezyon rektuma iltisaklı olduğu için 'low anterior rezeksiyon' yapıldı.



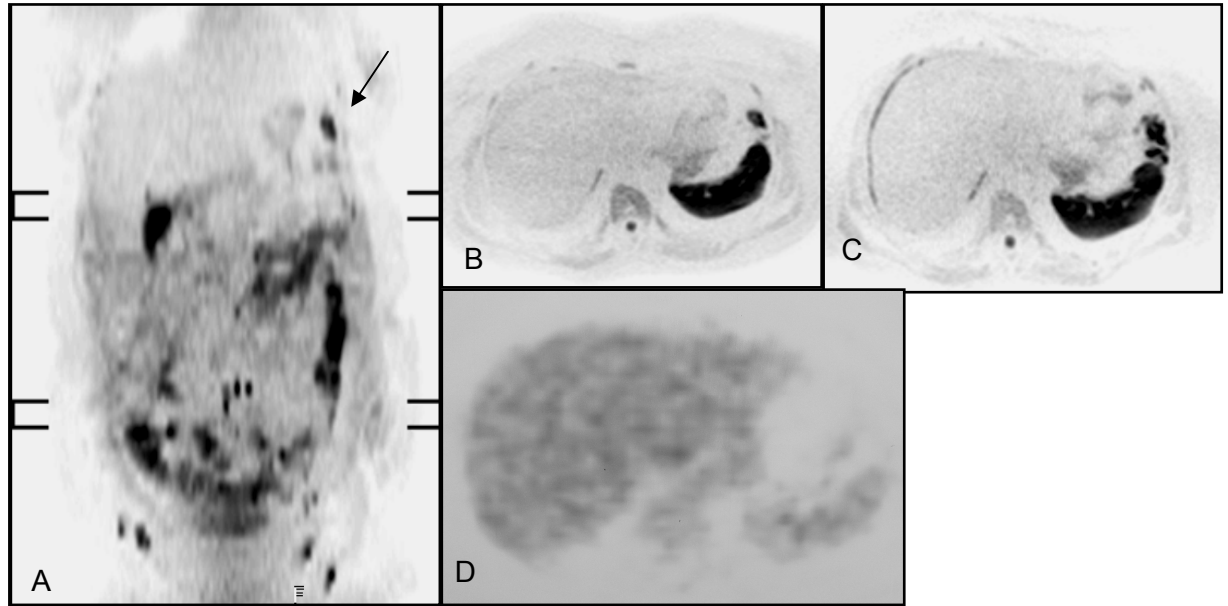
Şekil.3. Asetabulum superiorundan geçen aksiyel planda T2A (A), T1A (B), DAG (C), BT (D) ve PET (E) incelemeleri. Solda stumpf superiorunda rektumdan net ayırt edilemeyen implant (siyah ve beyaz oklar) izlendi.



Şekil.4. Aynı hastada koronal planda PET (A) ve DAG (B) incelemelerde solda stumf superiorunda implant (siyah ok) izleniyor.

2. H. G. B.

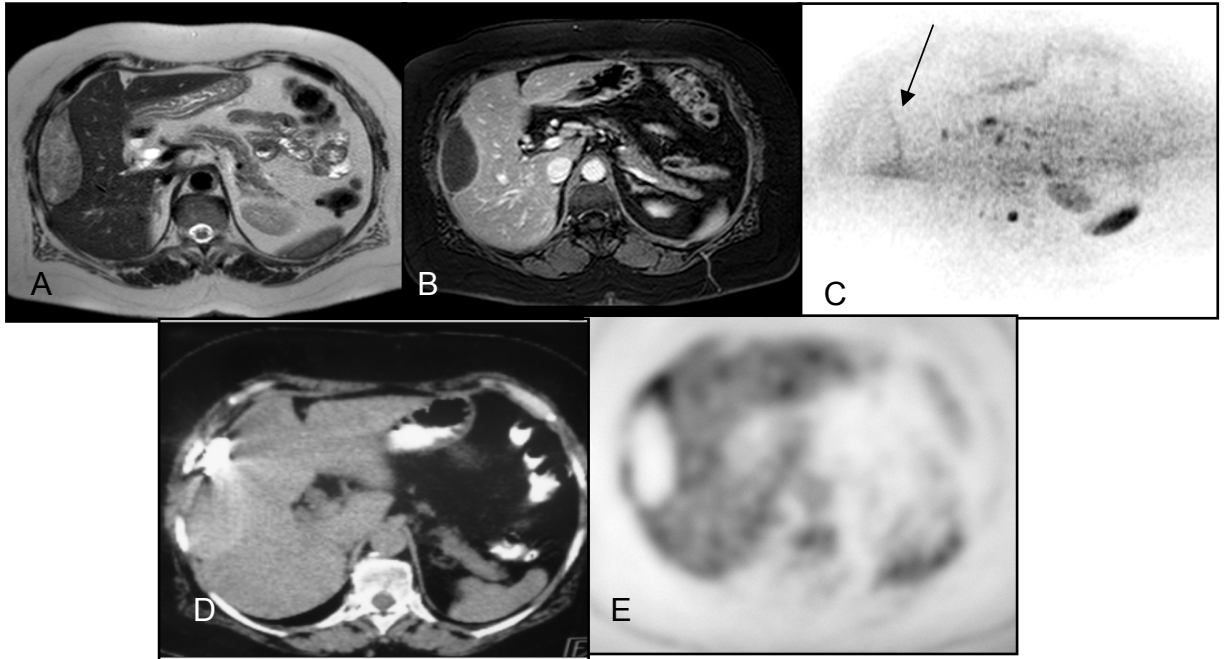
Over kanseri nedeniyle 3 yıl önce opere olan 66 yaşında bayan hasta, CA-125 seviyesinde yükselme nedeniyle takip ediliyordu. Çekilen difüzyon ağırlıklı görüntülerde perihepatik, sol subdiyafragmatik ve stump sol yarımında diffüzyon kısıtlanması gösteren lezyonlar izlendi. MRG incelemede de bu lezyonların karşılığının izlenmesi üzerine daha ayrıntılı araştırma için PET-BT çekimi yapıldı. MRG çekiminden 1 ay sonra yapılabilen PET-BT’de ise hipermetabolik odak izlenmedi. Hastanın ilk MRG çekiminden 2 ay sonra tekrar yapılan MR incelemede lezyonlar daha da belirgindi. Hastanın opere edilmesi planlandı. Operasyonda ise batın içi yaygın implant izlenmesi üzerine operasyon sonlandırılarak hasta kemoterapiye yönlendirildi.



Şekil.5. Koronal planda DAG (A), aksiyel planda DAG (B), 2 ay sonra aksiyel planda çekilen DAG (C) ve aksiyel planda PET (D) görüntüleri. Koronal planda sol subdiyafragmatik alanda (siyah ok), B’de ise perihepatik alanda ince bant tarzında ve dalak anteriorunda difüzyon kısıtlanması izleniyor. İki ay sonra çekilen kontrol difüzyon görüntülerde perihepatik ve dalak anteriorundaki lezyonlarda belirgin büyüme izleniyor. Aynı düzeyden geçen PET görüntülerde ise belirgin FDG tutulumu gösteren alan izlenmedi.

3. G. G.

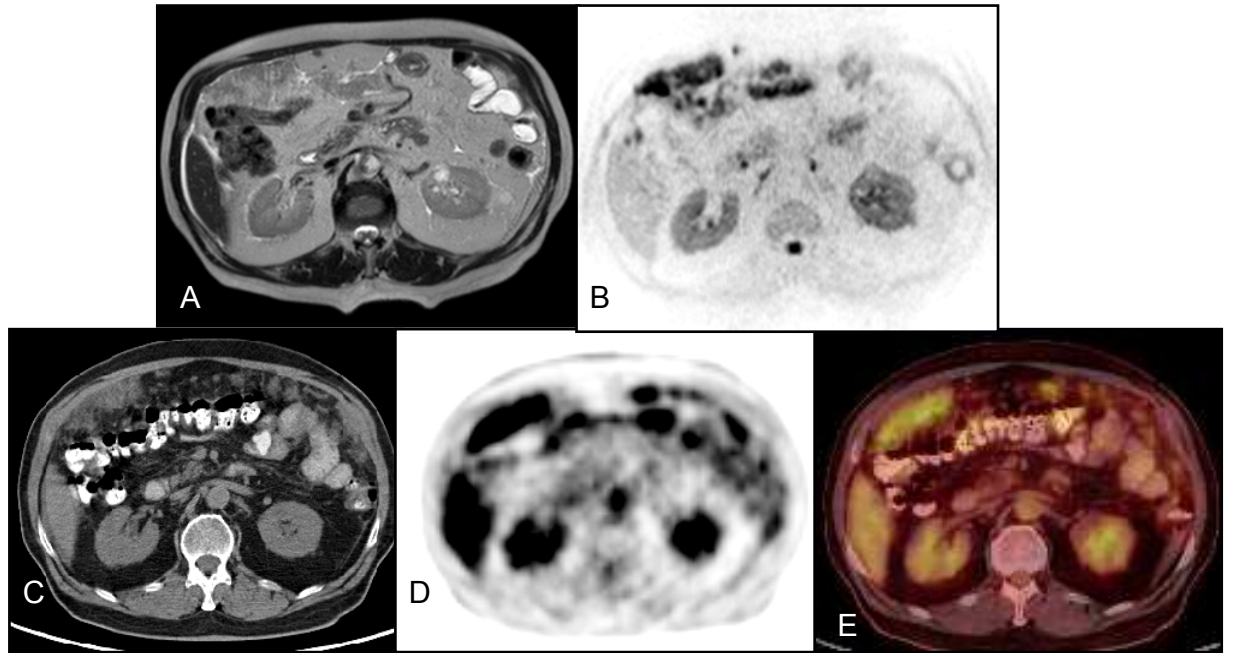
66 yaşında bayan hasta, over kanseri nedeniyle opere edildi. Karaciğer sağ lob komşuluğunda izlenen lezyondan sonra uygulanan kemoterapiye cevabın değerlendirilmesi için PET-BT çekildi. Karaciğer sağ lob komşuluğunda subkapsüler yerleşimli santrali ametabolik, periferi hipermetabolik lezyon izlendi. Hastanın 1 gün önce yapılan MRG incelemesinde de karaciğerde subkapsüler yerleşimli PET görüntüsü ile aynı diffüzyon kısıtlanması izlendi.



Şekil.6. Sol böbrek üst pol düzeyinden geçen aksiyel planda T2A (A), ilaç sonrası yağ baskılı T1A (B), DAG (C), BT (D) ve PET (E) görüntüleri. Karaciğer komşuluğunda subkapsüler yerleşimli inaktif implanta (siyah ok) ait difüzyon ve PET görünütülerde benzer şekilde periferik hafif sinyal artışı izleniyor.

4. H. Ö.

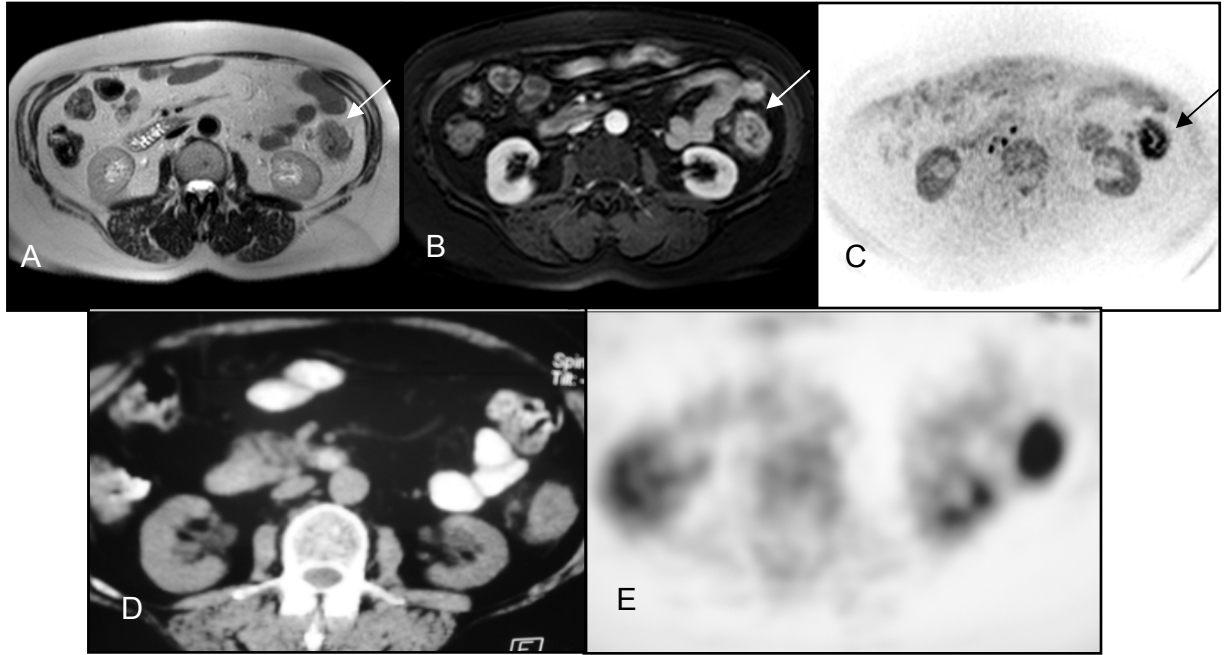
İki aydır karında şişlik ve ağrı yakınması olan 69 yaşında erkek hastaya malignite tarama amacıyla PET-BT çalışması yapıldı. PET-BT’de mide antrum seviyesinden omental yüzeye uzanan, pankreas başı ve paraçölyak bölgede hipermetabolik lezyonlar izlendi. Batın içerisinde omental kek formunda implant izlendi. Hastanın 2 gün arayla çekilen MRG ve DAG incelemede benzer görüntüler elde edilmiş olup rektumdaki diffüzyon kısıtlanması PET-BT ile benzer görünümde idi.



Şekil.7. Sağ böbrek hilus düzeyinden geçen aksiyel planda T2A (A), DAG (B), BT (C), PET (D) ve füzyon (E) görüntüleri. Batın ön duvar komşuluğunda PET ile DAG görüntülerde yaygın peritoneal implanta ait benzer sinyal özellikleri izlendi.

5. E. H.

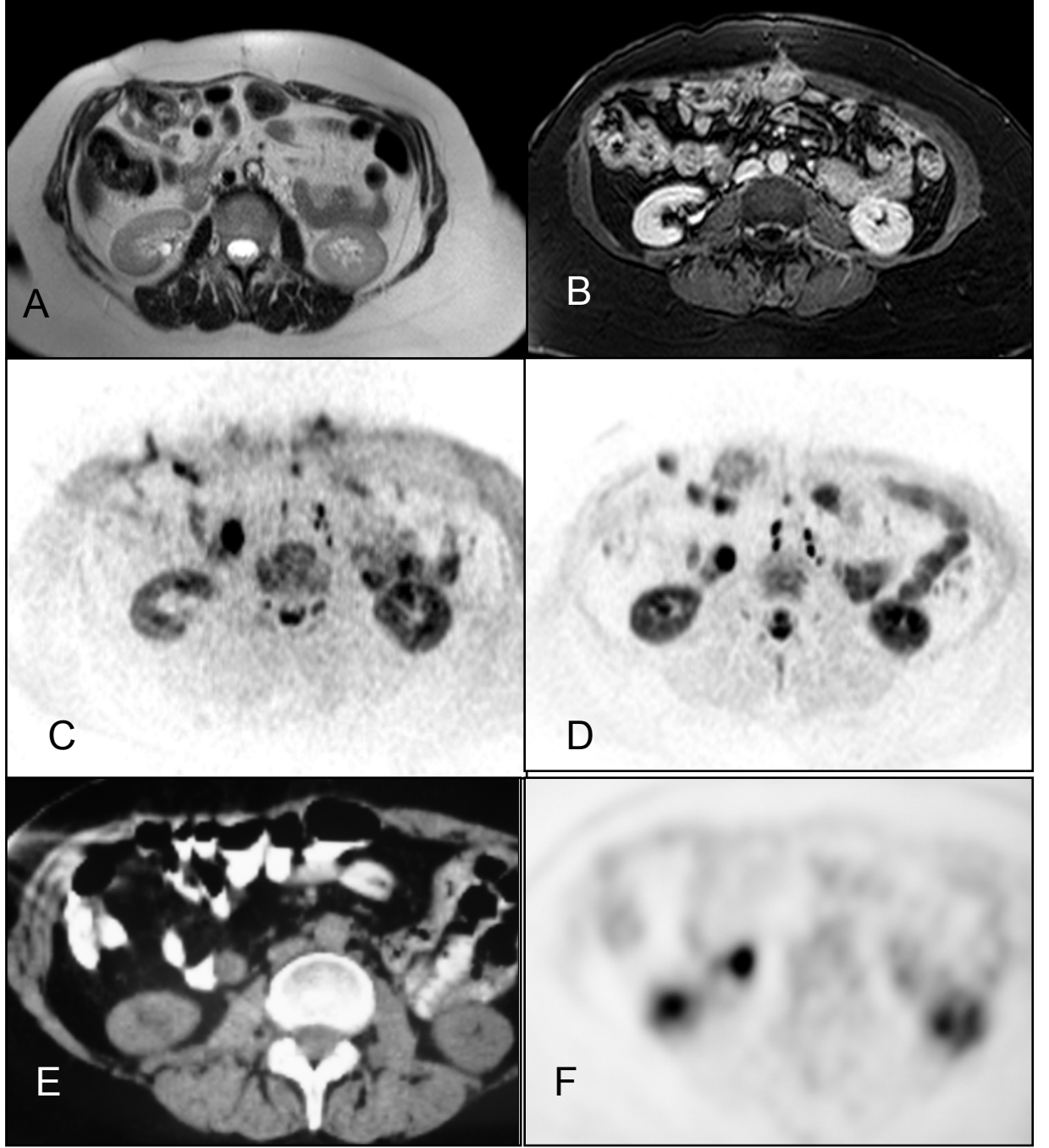
2008 yılında over kanseri nedeniyle opere edilen 60 yaşında bayan hasta kontrol PET-BT tetkikinde pelviste en büyüğü inen kolon komşuluğunda olan bir çok implant izlendi. Hastaya 10 gün sonra kontrol MR incelemesi yapıldı. MR görüntülerinde de pelviste ve karaciğer inferiorunda yaygın implantlar izlendi. Özellikle inen kolon orta bölümde belirgin difüzyon kısıtlanması gösteren alan ikinci primer olarak değerlendirildi. Hasta üç ay sonra opere edildi. İkinci primer kolon tümörü için subtotal kolektomi yapıldı. Batın içerisinde de yaygın implantları mevcuttu.



Şekil.8. Sağ böbrek hilus düzeyinden geçen aksiyel planda T2A (A), ilaç sonrası yağ baskılı T1A (B), DAG (C), BT (D) ve PET (E) görüntüleri. İnen kolon orta bölümde belirgin tümöral duvar kalınlık artışı (beyaz ve siyah ok).

6. O. V.

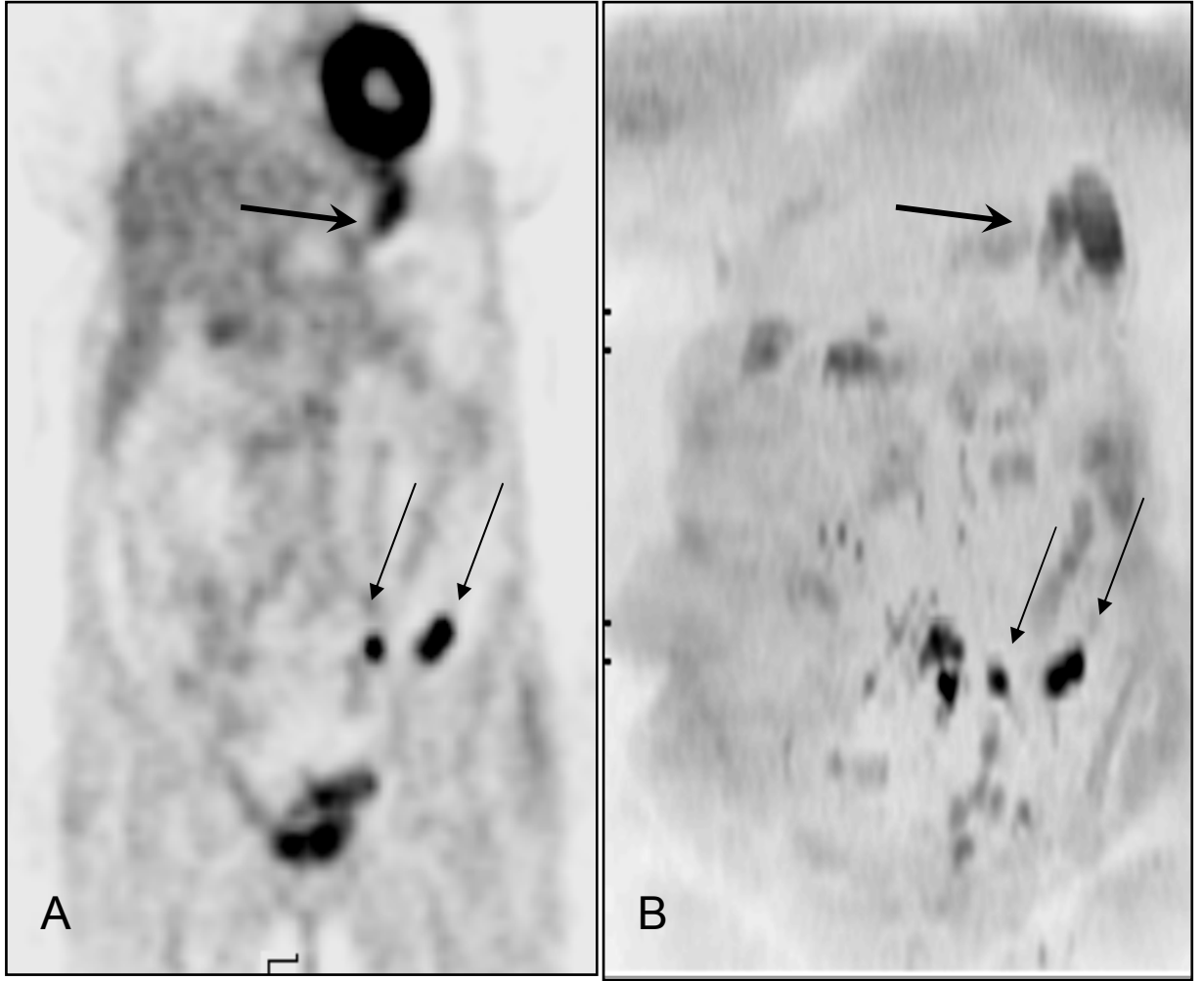
55 yaşında bayan hasta 2007 yılında over kanseri nedeniyle opere edildi. Hastanın CA-125 seviyesinde yükselme nedeniyle kontrol görüntüleme yapıldı. MRG tetkiklerinde, duodenum komşuluğunda belirgin difüzyon kısıtlanması gösteren alan konvansiyonel MR görüntülerinde doğrulanamadı. Olası barsak içeriğinden kaynaklanabilecek difüzyon kısıtlanmasını ekarte etmek için hastaya bir hafta sonra kontrol difüzyon MRG yapıldı. Aynı düzeyde yine belirgin difüzyon kısıtlanması izlendi. MR'ı takiben yapılan PET-BT tetkikinde sağ paraaortik alanda, psoas kası anteriorunda belirgin FDG tutulumu gösteren implant izlendi.



Şekil.9. Sağ böbrek hilus düzeyinden geçen aksiyel planda T2A (A), ilaç sonrası yağ baskılı T1A (B), DAG (C), bir hafta sonra yapılan kontrol DAG (D), BT (E) ve PET (F) görüntüleri. DAG’lerde duodenum komşuluğunda belirgin difüzyon kısıtlanması gösteren alan izlendi. Aynı düzeyde T1A ve T2A görüntülerde duodenum içeriğinden net ayırt edilemeyen şüpheli yumuşak doku fazlalığı izlendi.

7. R. G.

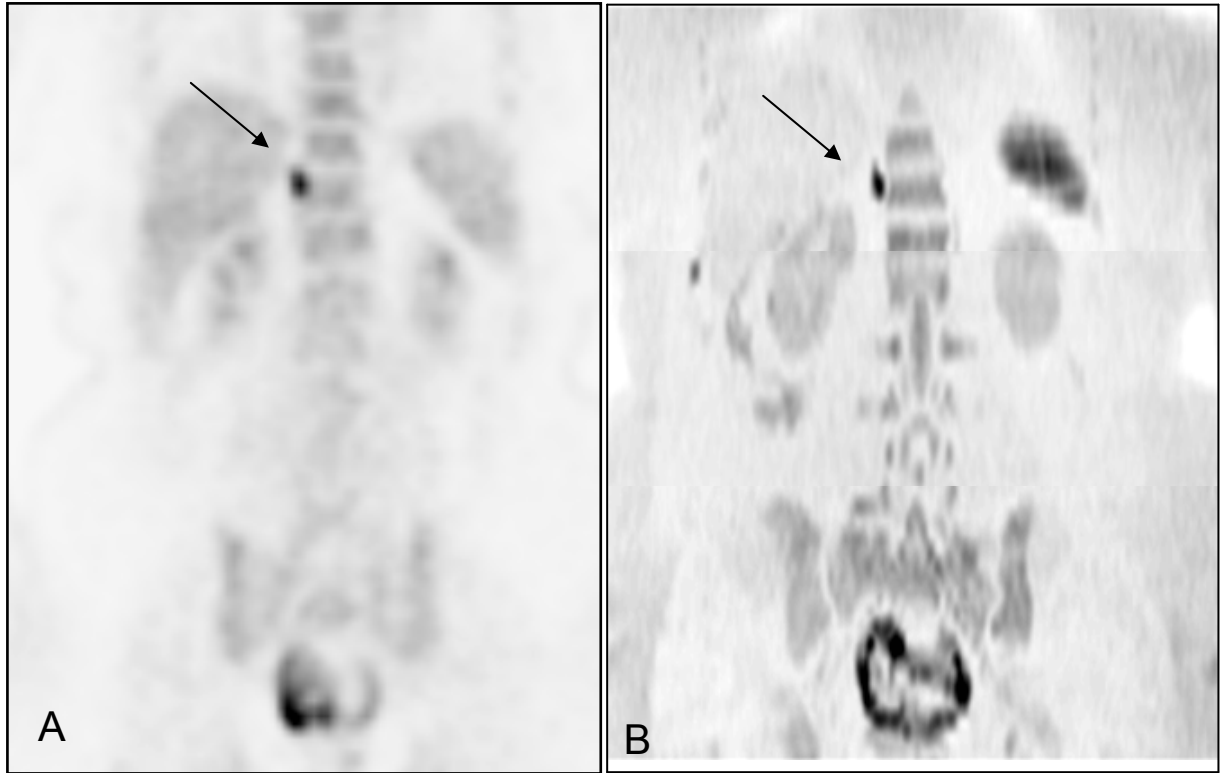
59 yaşında bayan hasta, over kanseri nedeniyle üç yıl önce ameliyat edildi. Kontrol PET-BT’de dalak hilusunda, pelvis sol yarımında belirgin FDG tutulumu izlenmesi üzerine çekilen DAG’de de aynı düzeylerde difüzyon kısıtlanması mevcuttu.



Şekil.10. Koronal planda PET (A) ve DAG (B) incelemeleri. Pelvis düzeyinde orta hat solunda biri bilobule iki adet nodüler implant (siyah ince ok) A ve B görüntülerde benzer şekilde izleniyor. Dalak hilusunda difüzyon kısıtlanması ve FDG tutulumu gösteren implant siyah kalın ok ile belirtildi.

8. H. T.

2010 yılında kolon kanseri nedeniyle opere olan 77 yaşında bayan hastada, kontrol MR incelemede batın içerisinde yaygın implant görülmesi üzerine yapılan PET-BT’de de benzer şekilde implantlar dikkati çekti.



Şekil.11. Koronal planda tüm batın PET (A) ve difüzyon ağırlıklı (B) görüntüler. Sağda paravertebral alanda FDG tutulumu ve difüzyon kısıtlanması gösteren implant (siyah ok) izleniyor.

VI. TARTIŞMA

Peritoneal karsinomatozis, kötü prognozlu kanser yayılım formu olarak bilinir. Karışık patogenezi birkaç yolla açıklanabilir. En iyi anlaşılabilen 3 major moleküler yolu şu şekilde açıklanmıştır; (1) primer tümörden yayılım; (2) peritonum primer tümörü ve (3) primer tümörden ve peritoneal implanttan bağımsız kökenli (27). Peritoneal metastatik yayılımın varlığı, hastalığın gidişatındaki en önemli prognostik faktörlerden biridir. Uygun cerrahi veya onkolojik tedaviye başlamada peritoneal tutulumun erken saptanması önemlidir. Uzun zamanlar peritoneal implantın, hastalığın son evresi olduğu düşünülürdü. Çoğu onkoloji uzmanı da hastalarını yaklaşık 6 ay içinde kaybettiğinden sadece palyatif tedavi uygulayabiliyordu. 1980'lerde peritoneal yüzey malignitelere ilginin artmasıyla çok modaliteli terapötik yaklaşım gelişti. Sitoredüktif cerrahi ile hipertermik intraperitoneal kemoterapinin (HIPEC) birlikte uygulanması son 20 yıl içindeki en önemli gelişmelerden biridir. Fakat bu da beraberinde önemli mortalite ve morbidite sorununu ortaya çıkardı. Onkolojik cevabı ve sonuçları geliştirmede uygun hasta seçimi önem kazandı (28).

Abdomende intraperitoneal sıvının devamlı dolaşması malign hücrelerin taşınmasına ve birikimine izin verir. Anatomik özellikler, yerçekimi kuvveti ve negatif subdiyafragmatik basınç yayılıma neden olur. Peritoneal sıvı birikim, fiksasyon ve malign hücrelerin büyümesinde önemlidir. Yerçekimi sıvıyı pelvik boşluklara iletirken negatif subdiyafragmatik basınç parakolik alanlara doğru yönlendirir. Sağ infrakolik boşluktan ileoçekal bileşkeye ve sol infrakolik boşluktan sigmoid mezokolona doğru ilerleyen sıvı pelviste toplanır. Pelvisteki sıvı sağ parakolik alana oradan da sağ subhepatik ve subfrenik boşluğa tırmanır. Falsiform ligaman sol subfrenik boşluğa sıvı geçişini engeller. Sol parakolik alandaki yüzeysel sıvı pasajı yavaş, zayıf olup frenikokolik ligaman ile sınırlanır. Ekilmiş metastazlar da assit ile aynı yolu takip eder (29).

Douglas poşu, peritoneal kavitenin en aşağı kısmı olduğundan %50'nin üzerindeki vakada tutulur. İnce barsak mezenterisi %40'dan fazla vakada etkilenir. İleal loopların mezenterik kenarlarına ekilen malign hücreler mezenterik kıvrımların oluşturduğu peritoneal boşluklarda birikmeyi sever. Bir mezenterik kıvrımdan diğerine, ince barsak mezenter tutulduysa aksisi boyunca, ileoçekal bileşke ve pelvise doğru yayılır. Sigmoid mezokolon %20 oranında tutulur. Genelde sol infrakolik boşluktaki sıvı birikimden sigmoid kolon üst sınırına doğru uzanır. Sağ parakolik alandan pelvise doğru izlenen major akımla %18 vakada sağ parakolik alan etkilenir. Böylece çekum ve çıkan kolon

etrafında implant oluşur. Sol parakolik alandaki akım yavaş, zayıf ve her ne kadar frenikokolik ligaman ile sınırlandırılrsa da neoplastik implantlar sol parakolik alanda da oluşabilir. Supin pozisyondayken sağ paravertebral oluğun en aşağıdaki kısmı olan hepatorenal fossada (Morrison poşu) da implant görülebilir. Morrison poşu, sağ subfrenik boşluk ve sağ parakolik alana açılır (29).

Sağ subfrenik boşluk, sağ hemiyafragma ve karaciğer kapsülü boyunca izlenen implantlar sıktır. Falsiform ligaman, sol subfrenik boşluğa olan difüzyonu engeller. Sağ subfrenik boşluğun diyafragma aracılığıyla sağ plevraya bağlantısı, abdomendeki tümörün sağ hemitoraksa yayılmasına neden olabilir (29).

Büyük omentum lenfoid dokudan zengindir. Peritoneal sıvıyı absorbe eder. Neoplastik ekilmenin sık merkezidir. PET-BT’ de omental tutulum, artmış ve difüz FDG alımı ile beraber omental kalınlaşma, hiperdansite ve nodularite şeklinde izlenir. Umblikal neoplastik nodüller (Sister Mary Joseph), anterior abdominal duvar yerleşimlidir (29).

Neoplastik peritoneal veya mezenterik kitleler, komşu barsak anslarını etkileyerek obstrüksiyona neden olabilir. Peritoneal kaviteye neoplastik yayılım genellikle assite neden olur. Assit varlığı, peritonun visseral kısmının mı yoksa paryetal kısmının mı implantlar tarafından tutulduğunu ayırt etmemizi sağlar (29).

Abdominopelvik ultrason, peritoneal implant kuşkusu olan hastalarda sıklıkla ilk kullanılan görüntüleme yöntemidir. Radyasyon içermemesi önemli avantajıdır. Peritoneal sıvıyı kolaylıkla gösterir ve aynı zamanda implantları da gösterebilir. Tüm peritoneal yatağın dikkatlice taranmasının zaman kaybettirici ve operatöre bağımlı olduğu unutulmamalıdır (4).

Peritoneal implant taramada en sık kullanılan görüntüleme yöntemi şüphesiz BT’dir. X-ray ile çalışır. İv ve oral kontrast kullanımı gereklidir. Rektal kontrast madde verilerek kalın barsak opasifiye edilip pelvik yapılar daha iyi değerlendirilebilir. Son birkaç yılda BT görüntüleme teknolojisinde izlenen gelişim uzaysal rezolüsyonu arttırdı. İnce kesit, helikal, çok detektörlü makineler ile kısa görüntüleme zamanı içerisinde çok planlı (aksiyel, koronal, sagittal) ve 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar elde edilebilmektedir. Peritoneal müsinöz lezyonun yerleşim yeri, BT doğruluğunu etkilemektedir. Lezyon boyutu da sensitiviteyi belirgin olarak etkiler (4). BT duyarlılığını etkileyen diğer önemli özellikte lezyonun morfolojisidir. Peritoneal implantlar diyafragmada, büyük omentumda veya mezenterde nodüler kalınlaşma olarak görülebileceği gibi mezenterik yağlı dokuda difüz infiltrasyon şeklinde de izlenebilir (1).

MR dokular üzerindeki güçlü manyetik etki ile yumuşak dokular için daha iyi kontrast oluşturur. MR çekim süresi, BT ile kıyaslandığında daha uzundur. Aynı zamanda solunum hareketlerinden oldukça çok etkilenir. Uzaysal rezolüsyonu daha düşüktür. Klinisyenler yorumlamakta zorlanır. Çok planlı ve 3 boyutlu rekonstrüksiyon görüntüler elde edilebilir, aynı zamanda sinyallere manipüle edilerek (T1A, T2A) farklı görüntüler oluşturulabilir. Lezyonlar genellikle yumuşak doku üzerine yerleştiğinden implantları taramada MRG daha uygun bir tekniktir. Yağ baskılamalı, kontrastlı ve gradiyent eko sekansları tercih edilir. Low ve arkadaşları, BT'nin başarılı olamadığı peritoneal implantları göstermede MR'ın yeteneğini ortaya çıkarmıştır. Aynı zamanda orta veya aşırı peritoneal sıvısı olan hastalarda da MR kolaylıkla implantları göstermektedir. BT ile bu mümkün değildir (4).

PET-BT, son 10 yılda onkoloji uygulamalarını değiştirdi. İntravenöz yoldan uygulanan radyoaktif 18 Floro Deoksiglukoz'un (FDG) lezyonlarda selektif olarak tutulumu ölçülür. Lezyonun metabolik ve fonksiyonel davranışı hakkında bilgi sağlanır. Anatomik çözünürlüğü düşük olduğundan BT ile kombine edilir (PET-BT) ve görüntüler füzyon edilir. PET-BT'nin BT kısmı genellikle kontrastsız çekilir. Tabiki de oral ve intravenöz kontrast uygulandığında anatomik çözünürlük belirgin olarak artar ve PET'de gözüken malign lezyonların yeri saptanır. Aynı zamanda ek olarak kontrastlı BT çekimine gerek kalmaz. Bu da hasta memnuniyeti ve kar-zarar oranı için önemlidir. Kistik lezyonlarda, hacmi küçük olan implantlarda ve milier peritoneal tutulumda PET-BT yanlış negatif sonuç verebilir (29). PET'in düşük dereceli malign tümörlerde yetersiz kalabileceği ve aynı zamanda akut inflamasyon veya aktif doku tamiri gibi cerrahi sonrası durumlarda, barsak veya üreter aktivitesine bağlı yanlış pozitif olabileceği unutulmamalıdır (4).

Literatürde birçok organa ait lezyon DAG, MRG ve PET-BT ile defalarca incelenmiştir. Peritoneal implantların PET-BT, DAG, MRG ve kontrastlı çok detektör BT (MDBT) bulguları ilk kez 2011 yılında Satoh Y. ve arkadaşları tarafından karşılaştırıldı. Ortalama 4 yıllık süre içinde primer malignitesi olan 107 hastanın PET-BT'si, 130 hastanın da MR ve BT görüntüleri incelendi. PET-BT çekilen 26 hastanın batın içinde 63 lezyonu, MR ve BT çekilen 23 hastanın ise batın içinde 72 lezyonu tespit edildi. PET-BT çekilen 81 hasta, MR ve BT çekilen 107 hastada peritoneal implanta rastlanmadı ve kontrol grup olarak değerlendirildi. Takip edilerek, diğer görüntüleme modaliteleri ile karşılaştırılarak veya histopatolojik olarak lezyonların varlığı doğrulandı. Sonuçları hasta başına analiz edildiğinde kontrastlı MDBT, MRG, DAG'la birlikte MRG ve PET-BT

sensitiviteleri sırasıyla %83, %70, %85 ve %94; spesifisiteyi ise sırasıyla %87, %89, %87 ve %94 olarak buldular. Difüzyon görüntüleri olmadan sadece batın MR ile PET-BT kıyaslandığında PET-BT'nin sensitivitesi anlamlı olarak yüksek bulundu. Lezyon sayısı olarak karşılaştırdıklarında ise kontrastlı MBDT, MRG, DAG'la birlikte MRG ve PET-BT sensitivitesi sırasıyla %76, %56, %84 ve %89, pozitif öngörü değerleri sırasıyla %73, %70, %72 ve %93 olarak açıkladılar. Difüzyon görüntüleri olmadan sadece batın MRG sensitivitesini diğer üç görüntüleme metoduna göre belirgin olarak düşük buldular. PET-BT'nin pozitif öngörü değerinin diğer görüntüleme metodlarına göre anlamlı olarak yüksek olduğunu belirttiler. Her çalışmada olduğu gibi bu çalışmanın da dezavantajları bulunmaktadır. PET-BT çekilen hasta sayısının azlığı, MR çekimlerine kontrastlı çekimlerinin eklenmemiş olması, ADC değerlerinin ölçülmemiş olması, çoğu hastanın daha tedavi edilmeden rekürrens göstermesi nedeniyle hasta sayısının az olması veya lezyon boyutlarının büyük olması nedeniyle DAG' nin kontrastlı MBDT'ye göre sonuçlarda anlamlı üstünlüğünün olmaması sayılabilecek birkaç dezavantaj olarak belirttiler. Peritoneal implant taramada PET-BT'nin diğer modalitelere göre yüksek pozitif öngörü değerine sahip olması nedeniyle malign lezyonları evrelemede tercih edilecek ilk görüntüleme metodu olması gerektiği, daha ucuz ve non-invaziv olması nedeniyle de DAG birlikte MR'ın da kullanılabileceği sonucuna varmışlardır (8). Rutin batın MRG çekimlerinde kontrastlı inceleme yapıldığı için biz de çalışmamızda ilacli çekim yaptık. Bu yüzden MRG için bizin duyarlılığımız daha yüksek bulundu.

2012 yılında Soussan ve ark.'larının yayınlanan çalışmasında PET-BT ile DAG'yi karşılaştırmışlar. Gastrointestinal maligniteli 30 hastanın 19 'unda peritoneal karsinomatozise rastlamışlar. Hasta bazında karşılaştırıldığında PET-BT'nin sensitivite, spesifisite, pozitif prediktif değer, negatif prediktif değer ve doğruluğu sırasıyla %84, %73, %84, %73 ve %80; MR-DAG'inki ise %84, %82, %89,%75 ve %83 bulunmuş. Çalışmanın limitleri ise küçük bir grupta retrospektif olarak yapılması ve 1/3 hastanın ameliyat ve histopatolojik tanıların olmaması şeklinde belirtilmiş. Tanısı olmayan hastaların sonucu takiplerine göre yapılmış. Sonuç olarak PET-BT ve MR-DAG, gastrointestinal malignite kaynaklı peritoneal karsinomatozis taramasında benzer doğruluk oranlarına sahip bulunmuş. Sağ supramezokolik bölgede DAG'in doğruluğu daha yüksek olarak bulunmuşlar. PET-BT mi yoksa MR-DAG mi sorusuna cevabı ise FDG PET-BT, tüm vücut görüntüleme ile abdominal dışı maligniteleri de görmemizi sağlarken, MR-DAG abdominopelvik kavite ve karaciğer lezyonlarını taramada sensitivitesi daha yüksek olmuş (30).

2007 yılında Komori T. ve arkadaşları 16 kanser hastasında izlenen toplam 27 malign lezyonun PET-BT ve tüm vücut difüzyon MR görüntülerini karşılaştırdılar. Lezyonları cerrahi olarak, biyopsi ile veya altı aylık klinik takiplerle doğruladılar. DAG'de 25, PET-BT' de 22 malign lezyon görüntülendi. Sonuçta, DAG'in tümör taramada kullanılabileceği fakat malign-benign lezyon ayırımında ADC değerlerinin kullanılmasının zor olduğu belirtilmiştir. Çalışmanın sınırları ise hasta popülasyonunun heterojen olması, çalışmaya benign lezyonlar dahil edilmedi, DAG ve PET-BT için sensitivite, spesifisite hesaplanmamış olması ve PET-BT çekimlerinde kontrast kullanılmamış olması olarak belirtilmiştir (9).

de Bree ve ark. 2004 yılında yaptığı çalışmada kolorektal kaynaklı peritoneal kanserlerin BT' de saptanma oranının radyologlara göre değiştiğini belirtilmiş. Genel olarak BT' de peritoneal hastalık bulma oranı okuyucular arası farklılık göstermekle birlikte %60–76 civarında bulunmuş. 1cm'nin altındaki peritoneal lezyonları saptamada BT sensitivitesi okuyucular arası %9 ile 24 arasında değişmekte iken lezyon boyutu 5 cm'nin üstüne çıktığında %59-67'e ulaşmaktadır (4).

A.Suzuki ve ark. 2004 yılında peritoneal implant taramada PET-BT' yi BT ile karşılaştırmışlar ve PET-BT'nin sensitivitesini %66,7, spesifitesini %94,1 olarak bulmuşlar (2). K.Pannu ve ark. yine 2004 yılına ait çalışmada PET-BT'nin sensitivitesini %72.7, spesifitesini %40 olarak hesaplamışlar (3).

L.Funicelli ve ark. 2010 yılında over kanseri sonucu gelişen peritoneal implantlı hastaları tek ve çok detektörlü BT, PET-BT ile değerlendirmişler. Sonuçları laparoskopi ve histopatolojik verilerle karşılaştırdıklarında tek detektörlü BT %72,5, PET-BT % 77 ve çok detektörlü BT % 81 doğru pozitif sonuç vermiş (5).

Çalışmamızın avantajlarını şöyle sıralayabiliriz. MRG ve difüzyon ağırlıklı görüntüler iki farklı kidedeki radyolog tarafından değerlendirildi. Az kidedemli radyoloğun MR görüntülerinde yorumladığı implant sayısı kidedemli radyoloğa göre daha düşüktü. Difüzyon ağırlıklı görüntüler sayesinde az kidedemli radyoloğun raporladığı toplam implant sayısı kidedemli radyologunkine erişti.

DAG çekimleri için ayrıca kontrast madde kullanımına gerek yok. Radyasyon içermemesi, non-invaziv görüntüleme modalitesi olması nedeniyle rutin çekimlerde kullanılabilirliğini arttıracak özellikleridir. Rutin batin MR çekimi yapılırken aynı masada ve aynı koille çekimin yapılabiliyor olması kullanım kolaylığıdır. Rutin çekimlerde sadece 5 dakika uzamaya neden oldu. Deneyimli teknisyene veya pahalı cihazlara

gereksinim olmadığından maliyeti düşüktür. b 1000 sn/mm² DAG görüntüler, ‘T2 shine through effect’e bağlı yanlış pozitifliği minimuma indirdi.

DAG görüntüler peritoneal implant dışında bize karaciğerdeki milimetrik boyutlu lezyonlarda ve yer yer mukozada bile difüzyon kısıtlanması yaparak ek lezyon sayımızı arttırdı.

Çalışmamızın limitleri ise şöyle sıralanabilir. Vaka çeşitliliğinin az olması en büyük sorunlardan biriydi. Hastalarımızın çoğunu jinekolojik maligniteler oluşturmaktaydı. Peritoneal implantlı hasta sayısı göreceli olarak düşüktü.

Bir hasta hariç tüm hastalar primer hastalığına ait histopatolojik tanı almıştı. Fakat MRG, DAG ve PET-BT’de izlenen tüm lezyonlara ait histopatolojik tanı mevcut değildi.

Çalışmamızda tüm olguların MRG ve PET-BT çekimini tedavi öncesi yapmaya çalıştık. Günlük hayatta tedavi öncesi evreleme amacıyla PET-BT çekimini hazırlamak her zaman mümkün olamayabilir. İncelemenin yapılması gereken zamanda ünite uygun olmayabilir. Tedavinin gecikmemesi için, tedavi başladıktan sonra PET-BT çekimi yapılmak zorunda kalınabilir. Bu sıkıntı MRG için geçerli değildir. Çoğu merkezde MR cihazı bulunmaktadır.

b 0 ve 500 sn/mm² DAG görüntülerde, ‘T2 shine through effect’ nedeniyle yanlış pozitif lezyonlar izlenebildi. Bu yüzden b 1000 sn/ mm² DAG görüntülerini baz alındı.

DAG, çekimleri batin için henüz standardize edilemedi. Bu da farklı merkezlerde farklı sonuçlara neden olabilmektedir.

Yakın zamanda tüm vücut PET-MR tarama cihazı tanıtıldı (Biograph mMR, Siemens Healthcare). Özellikle onkoloji hastalarında, MR’ın BT’den daha üstün olduğu vakalarda bu yeni teknoloji PET-BT’nin başarısını tekrarlayacak gibi gözüküyor. Çünkü yumuşak doku kontrastı BT’e göre daha iyi. Bu yüzden yumuşak doku tümörlerinde (beyin, baş-boyun, pelvis gibi) ilk tercih görüntüleme yöntemi MR’dır. Prensip olarak PET ve MR görüntülerinin retrospektif olarak füzyonu yapılabileceği düşünülmüş fakat hasta pozisyonu ve masa hareketindeki farklılıklar probleme neden olmuş (31). PET- MR şu an için sadece beyin, kalp ve onkolojik hastalar için kullanılabilir.

Drzezga ve ark.’larının 2012 yılına ait yayınında onkoloji hastalarında tüm vücut PET-BT ile PET-MR’ı karşılaştırmışlar. Amaçları PET-MR’daki PET’in onkoloji hastalarında malignite açısından kuşkulu lezyon taramada kalitesini ve anatomik çözünürlüğün PET-BT kadar güvenilirliğini ölçmek. Takip ve evrelime amacıyla PET-BT çekilen 32 hastanın aynı gün içerisinde PET-MR incelemesi yapılmış. Pelvisten başlayıp başa doğru olan 3–5 masa hareketiyle sonlanan PET-MR çekimi 20 dakikanın altında

sürmüş. Kontrastlı MR çekimi yapılmamış. Sonuçlara baktıklarında ise PET-MR ve PET-BT'nin şüpheli bulduğu lezyon sayısında ve lezyon izlenen hasta sayısında anlamlı fark saptamamışlar. Anatomik çözünürlük PET-BT'ninkine yakın bulunmuş ve ek sekanslarla daha iyi ve özel görüntüler elde edilebileceğini belirtmişler (31).

VII. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Günümüzde PET-BT, peritoneal implant taramada ilk görüntüleme yöntemi olarak kullanılmaktadır. DAG, PET-BT ile karşılaştırıldığında non-invaziv olması, radyasyon içermemesi ve daha düşük maliyetli olması nedeniyle PET-BT'ye tercih edilmesi gereken görüntüleme yöntemidir. Biz çalışmamızda PET-BT, MRG ve MRG+DAG aynı özgüllüğe sahip olmasına rağmen duyarlılıklarının farklı olduğunu gösterdik. Peritoneal implant taramak için, rutin batın MRG çekimlerine DAG ekleyerek duyarlılığımızı daha da arttırdık. Rutin batın MRG çekimlerine DAG ekleyerek daha kısa değerlendirme süresi içinde daha duyarlı sonuçlar elde edilebilir.

VIII. KAYNAKLAR

1. Albert Dirisamer, Wolfgang Schima, Martin Heinisch, Michael Weber. Detection of histologically proven peritoneal carcinomatosis with fused 18F-FDG-PET/MDCT. *European Journal of Radiology* 69 (2009) 536–541
2. Akiko Suzuki, Tsuyoshi Kawano, Nobukazu Takahashi, Jin Lee, Yoshihiro Nakagami, Etsuko Miyagi, Fumiki Hirahara, Shinji Togo, Hiroshi Shimada, Tomio Inoue. Value of 18F-FDG PET in the detection of peritoneal carcinomatosis. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* (2004) 31:1413–1420
3. H. K. Pannu et al. PET-CT detection of abdominal recurrence of ovarian cancer *Abdom Imaging* (2004) 39:398–403
4. de Bree E, Koops W, Kroëger R, et al. Peritoneal carcinomatosis from colorectal or appendiceal origin: correlation of preoperative CT with intraoperative findings and evaluation of interobserver agreement. *J Surg Oncol.* 2004;86:64 –73.
5. L. Funicelli, L. Travaini, F. Landoni, G. Trifiro', L. Bonello, M. Bellom. Peritoneal carcinomatosis from ovarian cancer: the role of CT and [18F]FDG-PET/CT *Abdom Imaging* (2010) 35:701–707.
6. Jacquet P, Sugarbaker PH: Clinical research methodologies in diagnosis and staging of patients with peritoneal carcinomatosis. In: Sugarbaker PH, editor. *Peritoneal carcinomatosis: Principles of management.* editors. Boston: Kluwer Academic Publishers 1996:359–374.
7. A. Gomez Portilla, Kusamura Shigeki, Baratti Dario, Deraco Marcello. The Intraoperative Staging Systems In The Management Of Peritoneal Surface Malignancy. *Journal Of Surgical Oncology* 2008;98:228–231
8. Yoko Satoh, Tomoaki Ichikawa, Utarou Motosugi, Kazufumi Kimura, Hironobu Sou, Katsuhiro Sano, Tsutomu Araki. Diagnosis of Peritoneal Dissemination: Comparison of 18F-FDG PET/CT, Diffusion-Weighted MRI, and Contrast-Enhanced MDCT. *AJR* 2011; 196:447–453.
9. T. Komori, I. Narabayashi, M. Matsuki, H. Akagi, Y. Ogura, F. Aga, I. Adachi. 2-[Fluorine-18]-fluoro-2-deoxy-D-glucose positron emission tomography/computed tomography versus whole-body diffusion-weighted MRI for detection of malignant lesions: initial experience. *Ann Nucl Med* (2007) 21:209–215
10. Dow-Mu Koh, David J. Collins. Diffusion-Weighted MRI in the Body: Applications and Challenges in Oncology. *AJR* 2007; 188:1622–1635

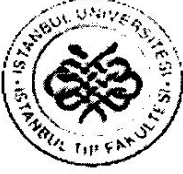
11. Grossman CB. Physical Principles of Computed Tomography and Magnetic Resonance Imaging In: Grossman CB. Magnetic Resonance Imaging and Computed Tomography of the Head and Spine. 2nd edition. Williams&Wilkins 1996; 10-58.
12. Oyar O, Gülsoy U. Tıbbi Görüntüleme Fiziği, Rekamay Ltd Şti. 2003
13. Gelal, F., Difüzyon MR Görüntüleme. In: Erden İ (ed). Nöroradyoloji Manyetik Rezonans Uygulamaları. Türk Manyetik Rezonans Derneği, Ankara, 2008; pp 238-247
14. Thomas C. Kwee, Taro Takahara, Reiji Ochiai, Rutger A. J. Nieuvelstein, Peter R. Luijten. Diffusion-weighted whole-body imaging with background body signal suppression (DAG): features and potential applications in oncology. Eur Radiol (2008) 18: 1937–1952
15. Dietrich O., A. Biffar, A. Baur-Melnyk, and M.F. Reiser, Technical aspects of MR diffusion imaging of the body. Eur J Radiol, 2010. 76(3):p.314-322
16. Buxton RB, Frank LR, Prasad V. Principles of diffusion and perfusion MRI. Edelman RR, Zlatkin MB, Hesselink JR. Ed. Clinical Magnetic Resonance Imaging. I, WB Saunders, Philadelphia; 1996: 233–270.
17. Edelman R. Zlatkin M.B. Hesselink J.R. Clinical Magnetic Resonance Imaging. In: Principles of Diffusion and Perfusion MRI. Buxton R.B. Lawrence R.F. Pottumarthi V.P. 2nd edition. WB Saunders Company, Philadelphia, 1996: 233–249
18. T. Kinoshita, N. Yashiro, N. Ihara, et al. Diffusion-Weighted Half-Fourier Single-Shot Turbo Spin Echo Imaging in Breast Tumors: Differentiation of Invasive Ductal Carcinoma from Fibroadenoma. Journal of Computer Assisted Tomography 26(6):1042–1046
19. Patel MR, Siewert B, Warach S, Edelman RR. Diffusion and perfusion imaging techniques. MRI Clin North Am 1995; 3: 425–438.
20. Pierpaoli C, Jezzard P, Basser PJ, Barnett A, Di Chiro G. Diffusion tensor imaging of the human brain. Radiology 1996; 201: 637–648.
21. Moseley ME, Butts K, Yenari MA, Marks M, de Crespigny A. Clinical aspects of diffusion weighted imaging. NMR Biomed. 1995;8:387.
22. Crespigny A, Marks MP, Enzmann DR, Moseley ME. Navigated diffusion imaging of normal and ischemic human brain. Magn Reson Med. 1995;33:720-8.
23. Buxton RB, Frank LR, Prasad PV. Principles of diffusion and perfusion MRI. Edelman RR, Zlatkin MB, Hesselink JR. Clinical Magnetic Resonance Imaging. I, WB Saunders, Philadelphia; 1996: 233–270

24. Schaefer P.W, Grant P.E, Gonzalez R.G. Diffusion weighted MR Imaging of the Brain. *Radiology* 2000; 217: 331–345.
25. Sugahara T, Korogi Y, Kochi M, Ikushima I, Shigematu Y, Hirai T, Okuda T, Liang L, Ge Y, Komohara Y, Ushio Y, Takahashi M. Usefulness of diffusion-weighted MRI with echo-planar technique in the evaluation of cellularity in gliomas. *J Magn Reson Imaging* 1999; 9: 53–60.
26. Le Bihan D, Turner R, Douek P, Patronas N. Diffusion MR imaging: clinical applications. *Am J Roentgenol.* 1992; 159(3):591–9.
27. Shigeki Kusamura, Dario Baratti, Nadia Zaffaroni, Raffaella Villa, Barbara Laterza, Maria Rosaria Balestra, Marcello Deraco. Pathophysiology and biology of peritoneal carcinomatosis. *World J Gastrointest Oncol* 2010 January 15; 2(1): 12-18.
28. Eddy Cotte, Guillaume Passot, François-Noël Gilly, Olivier Glehen. Selection of patients and staging of peritoneal surface malignancies. *World J Gastrointest Oncol* 2010 January 15; 2(1): 31-35.
29. Anna Maria DeGaetano, Maria Lucia Calcagni, Vittoria Rufini, Venanzio Valenza, Alessandro Giordano, Lorenzo Bonomo. Imaging of peritoneal carcinomatosis with FDG PET-CT: diagnostic patterns, case examples and pitfalls. *Abdom Imaging* (2009) 34:391–402
30. Michael Soussan, Gaëtan Des Guetz, Vincent Barrau Vanessa Aflalo-Hazan, Gabriel Pop, Ziad Mehanna, Edmond Rust, Thomas Aparicio, Richard Douard, Robert Benamouzig, Philippe Wind, Véronique Eder. Comparison of FDG-PET/CT and MR with diffusion-weighted imaging for assessing peritoneal carcinomatosis from gastrointestinal malignancy. *Eur Radiol* (2012) 22:1479–1487.
31. Alexander Drzezga, Michael Souvatzoglou, Matthias Eiber, Ambros J. Beerl, Sebastian Fuß, Axel Martinez-Möller, Stephan G. Nekolla, Sibylle Ziegler, Carl Ganter, Ernst J. Rummeny, Markus Schwaiger. First Clinical Experience with Integrated Whole-Body PET/MR: Comparison to PET/CT in Patients with Oncologic Diagnoses. *J Nucl Med* 2012; 53:845–855.
32. Altman DG (1991) *Practical statistics for medical research*. Chapman and Hall, London
33. Farguar TH, Llacer J, Sayre J. ROC and LROC analyses of the effects of lesion contrast, size and signal-to-noise ratio on detectability in PET images. *J Nucl Med.* 2000;41:745-54.
34. Fischer BM, Mortensen J, Hojgaard L. Positron emission tomography in the

- diagnosis and staging of lung cancer. *Lancet Oncol.* 2001;2:659-66.
35. Ido T, Wan C, Carella V ve ark. Labeled 2-deoxy-d- glucose analogs: 18F-labeled 2 deoxy-2-fluoro-d-glucose, 2-deoxy-2-fluoro-d-mannose and 14C-2-deoxy-2-fluoro-d-glucose. *J Label Compds Radiopharm* 1978; 24: 174-83
36. Ozgüven MA, Ozturk E. Pozitron Emisyon Tomografisi el kitabı. 2004 (23 Ağustos 2006):1-14. Web adresi:<http://www.gata.edu.tr/dahilibilimler/nukleertip/veriler>
37. Higashi T, Saga T, Nakamoto Y, Ishimori T, Mamede MH, Wada M, et al. Relationship between retention index in dual-phase 18F FDG-PET and hexokinase-II and glucose transporter-1 expression in pancreatic cancer. *J Nucl Med.* 2002;43:173-
38. Shalom RB, Valdivia AY, Blafox MD. PET imaging in oncology. *Sem Nucl Med.* 2000;30:150-185.
39. Dobert N, Menzel C, Hamscho N. Atypical thoracic and supraclavicular FDGuptake in patients with Hodgkin's and non-Hodgkin's lymphoma. *Q J Nucl Med Mol Imaging.* 2004;48(1):33-8.
40. Carretta A, Landoni C, Melloni G. 18-FDG positron emission tomography in the evaluation of malignant pleural diseases-a pilot study. *Eur J Cardiothorac Surg.* 2000;17:377-83.
41. Higashi K, Ueda Y, Sakuma T. Comparison of [(18)FDG PET and (201) Tl SPECT in evaluation of pulmonary nodules. *J Nucl Med.* 2001;42:1489-1496.
42. Brown RS, Leung JY, Kison PV, Zasadny KR. Glucose transporters and FDG uptake in untreated primary non-small cell lung cancer, *J Nucl Med.* 1999;40:556-565.
43. İ.Ü.İstanbul Tıp Fakültesi Temel ve Klinik Bilimler Ders Kitapları. Genel Cerrahi cilt II. Nobel Tıp Kitapevi, 2002.
44. E.Tuncel. Klinik Radyoloji, Nobel&Güneş Tıp Kitapevi. 2008.
45. T.W.Sadler. Langman's Medikal Embriyoloji. Seventh Edition. Williams&Wilkins, Maryland,1995.
46. Richard C.Semelka. Abdominal-Pelvic MRI. Second Edition. Wiley&Sons, New Jersey, 2006
47. Carol M.Rumack, Stephanie R. Wilson, J.William Charboneau. Diagnostic Ultrasound volume II. Forth Edition. Elsevier, Philadelphia, 2011.

IX. EKLER

EK-1



İSTANBUL TIP FAKÜLTESİ YEREL ETİK KURUL TUTANAĞI

Toplantı Tarihi : 24/06/2009

Toplantı Yeri : Behçet Kütüphanesi Etik Kurul Toplantı Salonu

Toplantı Sayısı : 6

Sorumlu araştırmacılığını Fakültemiz Radiyagnostik Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Prof.Dr. Bülent ACUNAŞ'ın üstlendiği ve Tıpta Uzmanlık Öğrencisi Dr. İrem FONT ERDİL'in yürüteceği 2009/1788 protokol numaralı " Onkoloji Hastalarında Batın İçi İmplantların Diffüzyon MR Ve Petct ile karşılaştırılması" başlıklı tez çalışması kurulumuzda incelendi.

Etik yönden bir sakınca taşımadığı görüldü, Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklendiği takdirde uygulamaya konulabileceğine karar verildi.

Prof.Dr. Güher SARUHAN DİRESKENELİ

Etik Kurul Başkanı (Dekan Yardımcısı)

Prof.Dr. A.Yağız ÜRESİN

Farmakoloji ve Kli.F. A.D

Prof.Dr. Ahmet GÜL

İç Hast. A.D, Romatoloji Bilim Dalı

Prof.Dr. Berrin UMMAN

Kardiyoloji A.D.

Prof.Dr. Kamil PEMBEÇİ (İzinli)

Anesteziyoloji A.D.

Prof.Dr. Sevinç EMRE

Çocuk Sağ. Ve Hast. A.D

Prof.Dr. Nuran YILDIRIM

Deontoloji ve Tıp Tarihi A.D.

Prof.Dr. Oğuzhan ÇOBAN

Nöroloji A.D.

Prof.Dr. Pınar SAİP

I.Ü. Onkoloji Enstitüsü

Prof.Dr. Ümit TÜRKOĞLU (İzinli)

Biokimya A.D

Prof.Dr. Neşe ÇOLAK (T.Katılmadı)

İç Hast.A.D. End. Ve Metabolizma Hast. B.D.

Prof.Dr. Nurhan ENGİNAR (İzinli)

Farmakoloji ve Kli.F. A.D

Fatma Ceyda DÖNMEZER

Sivil Toplum Örgütü Üyesi

Av. Dilek TEMİZ ÖZBEK

Hukukçu

Prof.Dr. Y. Sümer YAMANER

Genel Cerrahi A.D.

EK-2

GÖNÜLLÜ BİLGİLENDİRME FORMU

Sayın Hasta;

Size İstanbul Tıp Fakültesi Radiodiagnostik ABD’da yürütülmekte olan bir araştırma hakkında bilgi vermek üzere ulaştığımız durumdayız.

Mevcut rahatsızlığınız nedeniyle devamlı takip içindesiniz. Takipleriniz biokimyasal (kan alınarak) ve görüntüleme yöntemleriyle (USG, BT, PET – BT ve MRG) yapılmaktadır. Bu görüntüleme yöntemleri içerisinde ışın içermeyen inceleme olan USG ve MR’dır. USG’nin takipteki yeri sınırlıdır. Daha ayrıntılı değerlendirme gereken durumlarda MRG tercih edilir. Takiplerinizde istenen PET-BT bazı durumlarda yetersiz kalmakta ve ek inceleme olarak MRG istenmektedir. Sizden istenen batın MR tetkikine biz bazı görüntüler ekleyerek MR’in verimliliğini arttırmayı hedefliyoruz. Unutulmamalıdır ki karın MR çekimlerinde size kolunuzdan, kilonuza göre değişmekle birlikte, yaklaşık 15cc ilaç verilecektir. Biz alacağımız ek görüntüler için size ayrıca ek ilaç verilmeyecek veya ilaç miktarı arttırılmayacaktır. Bu ek görüntülerin size hiçbir zararı yoktur. Sadece sizin MR cihazında kalma sürenizi 5 dk uzatacaktır. Aldığımız ek görüntüleri sizin mevcut PET – BT tetkikiniz ile karşılaştırıp ikisi arasındaki uyumu değerlendireceğiz.

Biz bu görüntülerle MR verimini arttırmayı hedeflediğimiz gibi ileride belki de PET – BT gibi nispeten zahmetli bu yöntemin isteğinin azalabileceğini düşünüyoruz.

İşlem; hasta çekime alınmadan önce kolundan toplardamara giriş yolu açmak için ‘anjio-cut’ denen bir tıbbi malzeme takılır. Bu malzeme her türlü tıbbi yardım ve tedavi esnasında kullanılan genel kabul görmüş bir alettir. Serum takılması, aralıklı ilaç zerkleri hastanelerde bu aletle yapılır. Size de belki daha önce de takılmış olduğunu hatırlıyorsunuzdur; uç kısmı içinde iğne bulunan ince plastik boru şeklindedir, toplardamarın içine girilmesinin ardından içindeki iğne çekilir ve içi boş ince plastik boru, toplardamar içine boyar madde zerkine imkan verecek şekilde damarın içinde bırakılıp cildin dışında kalan kısmı geri çıkmasını engellemek için yapıştırıcı bantlar ile cilde sabitlenir ve hasta çekim odasına alınır. Angiocuta boyar maddesi vücuda ayarlanan hızda gönderecek olan pompanın ucu bağlanır. Daha sonra sırtüstü çekim yapılır. Toplam çekim süresi 45 dakika olarak planlanmıştır. Eğer sizde MR cihazına girmenize engel olacak bir durum var ise (kalp pili, MR cihazı ile uyumsuz protez gibi...) çalışmaya

alınmayacaksınız. Araştırma nedeniyle size herhangi bir zarar verilmeyecektir. MRG tetkiki x-ışını içermez ve kanıtlanan herhangi bir zararı bulunmamaktadır.

Bu araştırmadaki bilgiler kesinlikle gizli tutulacaktır. Sizden araştırma esnasında ya da neticesinde herhangi bir ücret talep edilmeyecektir. Bu araştırmada yer almanız durumunda size ek bir ücret de verilmeyecektir. Bu araştırmaya katılmayı kabul etmeyebilir ya da daha sonradan katılmaktan vazgeçebilirsiniz. Bu araştırmaya katılmanız dahi tüm batın MRG tetkikiniz normal prosedürler çerçevesinde gerçekleştirilecektir. Araştırmacı gerekli gördüğünde sizi çalışmadan çıkarabilir. Bu çalışmaya katılan diğer gönüllüler gibi sizin de isminiz ve kimlik bilgileriniz saklı tutulacaktır. Size ait tıbbi bilgilere İstanbul Üniversitesi Etik Kurul üyeleri ve gerekli görülürse resmi makamlar ulaşabilirler.

Araştırmamız sırasında diğer gönüllüleri ve sizi ilgilendiren bir bilgi ortaya çıkarsa size veya yasal temsilcinize bildirilecektir. Çalışma ile ilgili her türlü soru ve sorunlarınızı bildirmek veya danışmak için Dr. İrem Font Erdil'e hastane santrali 0212 -414 20 00 / dahili: 31132 veya cep telefonu: 0532 6232106 numaralarından ulaşabilirsiniz.

Bu metni tam olarak okuyup anladığınıza ve çalışmada gönüllü olarak yer almayı kabul ettiğinize dair aşağıdaki boş yerleri lütfen doldurunuz.

Bu araştırmada yer almanızdan ötürü teşekkür eder, size sağlıklı bir yaşam dileriz.

Temas kurulacak yardımcı araştırmacının adı ve soyadı: Dr. İrem Font Erdil

Temas Adresi:

İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi,
İstanbul Tıp Fakültesi
Radiodiagnostik Anabilim Dalı
Çapa 34390 İstanbul

Adı Soyadı:

Tarih:

İmza

GÖNÜLLÜ ONAY FORMU

Sayın Dr. İrem Font Erdil tarafından İstanbul Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim dalında tıbbi bir araştırma yapılacağı belirtilerek bu araştırma ile ilgili yukarıdaki bilgiler bana aktarıldı. Bu bilgilerden sonra böyle bir araştırmaya “katılımcı” (denek) olarak davet edildim.

Eğer bu araştırmaya katılırsam hekim ile aramda kalması gereken bana ait bilgilerin gizliliğine bu araştırma sırasında da büyük özen ve saygı ile yaklaşılabileceğine inanıyorum.

Araştırma sonuçlarının eğitim ve bilimsel amaçlarla kullanımı sırasında kişisel bilgilerimin ihtimamla korunacağı konusunda bana yeterli güven verildi.

Projenin yürütülmesi sırasında herhangi bir sebep göstermeden araştırmadan çekilebilirim. (Ancak araştırmacıları zor durumda bırakmamak için araştırmadan çekileceğimi önceden bildirmemim uygun olacağının bilincindeyim) Ayrıca tıbbi durumuma herhangi bir zarar verilmemesi koşuluyla araştırmacı tarafından araştırma dışı da tutulabilirim.

Araştırma için yapılacak harcamalarla ilgili herhangi bir parasal sorumluluk altına girmiyorum. Bana da bir ödeme yapılmayacaktır.

İster doğrudan, ister dolaylı olsun araştırma uygulamasından kaynaklanan nedenlerle meydana gelebilecek herhangi bir sağlık sorununun ortaya çıkması halinde, her türlü tıbbi müdahalenin sağlanacağı konusunda gerekli güvence verildi. (Bu tıbbi müdahalelerle ilgili olarak da parasal bir yük altına girmeyeceğim).

Araştırma sırasında bir sağlık sorunu ile karşılaştığımda; herhangi bir saatte, Dr. İrem Font Erdil’i, 0 532 623 21 06 no’lu telefondan arayabileceğimi biliyorum.

Bu araştırmaya katılmak zorunda değilim ve katılmayabilirim. Araştırmaya katılmam konusunda zorlayıcı bir davranışla karşılaşmış değilim. Eğer katılmayı reddedersem, bu durumun tıbbi bakımına ve hekim ile olan ilişkiye herhangi bir zarar getirmeyeceğini de biliyorum.

Bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Kendi başıma belli bir düşünme süresi sonunda adı geçen bu araştırma projesinde “katılımcı” (denek) olarak yer alma kararını aldım. Bu konuda yapılan daveti büyük bir memnuniyet ve gönüllülük içerisinde kabul ediyorum.

İmzalı bu form kağıdının bir kopyası bana verilecektir.

Yukarıda gönüllüye araştırmadan önce verilmesi gereken bilgileri gösteren metni okudum. Bunlar hakkında bana yazılı ve sözlü açıklamalar yapıldı. Bu koşullarla söz

konusu klinik araştırmaya kendi rızamla hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın katılmayı kabul ediyorum.

Gönüllünün

Adı-soyadı,.....Tarih:.....

Adresi: Telefon no:.....

İmzası.....:

Velayet veya vesayet altında bulunanlar için veli veya vasinin

Adı-soyadı,.....Tarih:.....

Adresi: Telefon no:.....

İmzası.....:

Açıklamaları yapan araştırmacının

Adı-soyadı,.....Tarih:.....

Adresi: Telefon no:.....

İmzası.....:

Rıza alma işlemine başından sonuna kadar tanıklık eden kuruluş görevlisinin

Adı-soyadı,.....Tarih:.....

Adresi: Telefon no:.....

İmzası.....:

X. ÖZGEÇMİŞ VE İLETİŞİM BİLGİLERİ

DR. İREM FONT ERDİL

İş Adresi İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi
Radyodiagnostik Ana Bilim Dalı 34093
İstanbul, Türkiye
Telefon +90 212 4142000 - 31132
Email iremfont@yahoo.com

KİŞİSEL BİLGİLER

Doğum Tarihi 09.Aralık.1981
Doğum Yeri İstanbul
Medeni Hali Evli, bir kız çocuğu sahibi

EĞİTİM DURUMU

Mart-Nisan 2012 Abdominal Radyoloji Departmanı, Gözlemci
Pittsburgh Üniversitesi Radyoloji ABD
Pensilvanya, ABD

2005 – 2011 Radyoloji Tıpta Uzmanlık Öğrenimi
İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi
Radyodiagnostik Ana Bilim Dalı
İstanbul

Temmuz 2003 Türk MSIC Öğrenci Değişim Programı
Kadın Hastalıkları ve Doğum Stajı
Charles Üniversitesi, Prag, Çek Cumhuriyeti

1999 – 2005 Tıp Eğitimi
İstanbul Üniversitesi, İstanbul Tıp Fakültesi
İstanbul

1992-1999	Ortaokul & Lise Eğitimi Beşiktaş Atatürk Anadolu Lisesi İstanbul
1987-1992	İlk öğretim Küçükyalı Merkez İlkokulu İstanbul

ÜYE OLDUĞU DERNEKLER

2009 - Türk Radyoloji Derneği

KATILDIĞI BİLİMSEL TOPLANTILAR

Mayıs 2001 17.Uluslararası Tıp Bilimleri Öğrenci Kongresi; İstanbul, Türkiye
Mart 2006 3. İleri Görüntüleme Uygulamaları Sempozyumu; İstanbul, Türkiye
Kasım 2008 TURKRAD 2008 29. Ulusal Radyoloji Kongresi; Antalya, Türkiye
Kasım 2010 TURKRAD 2010 31. Ulusal Radyoloji Kongresi; Antalya, Türkiye
Nisan 2011 Türk Nöroradyoloji Derneği, Nöroradyoloji Sempozyumu; Antalya, Türkiye

YAYINLAR

Erdil İ, Dursun M, Salmaslıoğlu A, Ozcinar B, Acunaş G. Pseudoaneurysm in the breast after core biopsy: doppler US and MRI findings. Breast Journal 2010 Jul-Aug;16(4):427-9. Epub 2010 Jun 7.

POSTERLER

1. **Erdil İ**, Bakır B, Yılmaz F, Türkay R, Acunaş B. Atipik Karaciğer Tutulumlu Tüberküloz Olgusu: Manyetik Rezonans Görüntüleme Bulguları. 30. Ulusal Radyoloji Kongresi; Antalya, İstanbul.

2. Türkay R, Bakır B, Dursun M, **Erdil İ**, Akbulut V. Hidronefrozun Nadir Bir Nedeni: Retrokaval Üreter. 30. Ulusal Radyoloji Kongresi; Antalya, İstanbul.
3. Tuzlalı H, Bakır B, **Erdil İ**, Türkay R. Komünikan Tip Jejunal Duplikasyon Kistinin BT Bulguları. 30. Ulusal Radyoloji Kongresi; Antalya, İstanbul.
4. Türkay R, Bakır B, **Erdil İ**, Dursun M, Akın İ. Olgu Sunumu: Mesane Divertikülü İçerisinde Skuamöz Hücreli Kanser Oluşumu. 30. Ulusal Radyoloji Kongresi; Antalya, İstanbul.
5. **Erdil İ**, Bakır B, Yılmaz F, Türkay R, Tunacı M. Over Kanseri Olgularında Batın İçi İmplantların Saptanmasında Difüzyon Ağırlıklı Manyetik Rezonans Görüntüleme Sekansının, Manyetik Rezonans Görüntüleme ve Pozitron Emisyon Tomografi ile Karşılaştırılması. 31. Ulusal Radyoloji Kongresi; Antalya, İstanbul.
6. **Erdil İ**, Dursun M, Akbulut V, Güçer Fİ. 12 Olgu Eşliğinde Kardiyak Hidatikte MR Görüntüleme Bulguları. 32. Ulusal Radyoloji Kongresi; Antalya, İstanbul.
7. Akbulut V, Dursun M, **Erdil İ**. 8 Olgu Eşliğinde Kardiyak Trombüslerde MR Görüntüleme Bulguları. 32. Ulusal Radyoloji Kongresi; Antalya, İstanbul.
8. Güçer Fİ, Dursun M, **Erdil İ**, Akbulut V. Perikard Patolojilerinde BT ve MRG Bulguları. 32. Ulusal Radyoloji Kongresi; Antalya, İstanbul.