



**T.C.
Sğlık BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
ADANA TIP FAKÜLTESİ
RADYOLOJİ KLİNİĞİ**

**OVERYAN-ADNEKSİYAL LEZYONLARIN
DEĞERLENDİRİLMESİNDE OVERYAN ADNEKSİYAL
GÖRÜNTÜLEME RAPORLAMA VE VERİ SİSTEMİ
(O-RADS) MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME
(MRG) SKORLAMASININ GÜVENİLİRLİĞİ**

TIPTA UZMANLIK TEZİ

Dr. Ramazan TURHAN

ADANA 2023



**T.C.
Sğlık Bilimleri Üniversitesi
Adana Tıp Fakóltesi
Radyoloji Kliniği**

**OVERYAN-ADNEKSİYAL LEZYONLARIN
DEğERLENDİRİLMESİNDE OVERYAN ADNEKSİYAL
GÖRÜNTÜLEME RAPORLAMA VE VERİ SİSTEMİ
(O-RADS) MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME
(MRG) SKORLAMASININ GÜVENİLİRLİğİ**

TIPTA UZMANLIK TEZİ

Dr. Ramazan TURHAN

**TEZ DANIřMANI
Doç. Dr. Ayşe Selcan KOÇ**

ADANA 2023

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince sadece Hocam olarak değil, aynı zamanda bir büyüğüm olarak benden destek ve yardımını hiçbir zaman esirgemeyen, uzmanlık eğitimim boyunca sadece benimle değil, tüm asistanlarla yakından ilgilenen ve bizleri sadece Radyoloji uzmanı olarak değil, aynı zamanda kendine güvenli, disiplinli ve çalışkan bireyler olarak yetiştiren, tezimin tüm aşamalarında tez sürecimi kolaylaştıran ve tezimin redaksiyonunu da sabır ve özenle gerçekleştiren, Sağlık Bilimleri Üniversitesi Adana Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı Başkanı ve Eğitim Sorumlusu Değerli Hocam ve Büyüğüm Sayın Prof. Dr. Bozkurt GÜLEK'e,

Uzmanlık eğitimimde desteğini esirgemeyen ve her zaman fikir danışabildiğim rahmetli Sayın Prof. Dr. Cengiz YILMAZ'a, bilgi ve deneyimlerini esirgemeyen hocalarım; Sayın Prof. Dr. Uğur ÖZKAN, Sayın Doç. Dr. Gökhan SÖKER, Sayın Doç. Dr. Feride Fatma GÖRGÜLÜ, Sayın Doç. Dr. Süreyya Burcu GÖRKEM'e, Sayın Doç. Dr. Okan DİLEK ve Sayın Doç. Dr. Burçak ÇAKIR PEKÖZ'e,

Özellikle tez yazım sürecinde bana yardımcı olan ve mesleki deneyiminden faydalandığım tez danışmanım, Sayın Doç. Dr. Ayşe Selcan KOÇ'a,

Asistanlık sürecimin verimliliğini arttıran değerli asistan arkadaşlarıma, her türlü zorlukta yanımda olan ve yoğun çalışma şartlarıma sabır gösteren ve bugünlere gelmemi sağlayan en büyük pay sahipleri canım aileme,

Sonsuz saygı ve sevgilerimle teşekkür ederim.

Dr. Ramazan TURHAN

Adana 2023

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	I
İÇİNDEKİLER	II
TABLolar LİSTESİ	V
ŞEKİLLER LİSTESİ	VI
KISALTMALAR LİSTESİ.....	VII
ÖZET.....	IX
ABSTRACT.....	XI
1. GİRİŞ ve AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. OVER EMBRİYOLOJİSİ.....	4
2.2. OVER HİSTOLOJİSİ	5
2.3. OVER ANATOMİSİ	7
2.4. OVER KANSERLERİ.....	9
2.4.1. Over Kanserlerinde Epidemiyoloji ve Etiyoloji.....	9
2.4.2. Klinik ve Laboratuvar Bulgular	12
2.4.3. Over Kitlelerinin Histopatolojik Sınıflandırması.....	13
2.5. OVER KİTLELERİNDE GÖRÜNTÜLEME.....	16
2.5.1. Ultrasonografi	16
2.5.2. Bilgisayarlı Tomografi	17
2.5.3. Manyetik Rezonans Görüntüleme.....	17
2.6. MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME FİZİĞİ	19
2.6.1. Fizik Prensipler	21
2.6.2. Görüntü Oluşumu.....	30
2.6.3. Frekans ve Faz Kodlama.....	33

2.6.4. Görüntü Optimizasyonu ve Çözünürlük	35
2.6.5. Doku Kontrastı	36
2.6.6. MRG Aygıtı	37
2.6.7. Temel Puls Sekansları	38
2.6.8. Hızlı Görüntüleme Sekansları	40
2.6.9. Yağ Baskılama Teknikleri	44
2.6.10. Kontrast Madde (Gadolinyum)	46
2.6.11. MR Artefaktları	47
2.6.12. Diffüzyon Ağırlıklı Görüntüleme (DAG)	49
2.7. OVARYAN VE ADNEKSİYEL RAPORLAMA VE VERİ SİSTEMİ (O-RADS).....	51
2.7.1. O-RADS Standardize Terimler Sözlüğü	53
2.7.1.1. O-RADS'ta Kistik Bileşenler.....	56
2.7.1.2. O-RADS'ta Solid Bileşenler	58
2.7.1.3. O-RADS'ta Kontrastlanmanın Değerlendirilmesi	58
2.7.2. Dinamik Kontrastlı MRG (DCE-MRG) ve Zaman-Kontrast Eğrisi (TIC).....	59
2.7.3. Dinamik Olmayan Kontrastlı MRG	60
2.7.4. O-RADS Skoru ve Risk Sınıflandırma Sistemi	61
2.7.4.1. O-RADS MRG Skoru 0	61
2.7.4.2. O-RADS MRG Skoru 1	61
2.7.4.3. O-RADS MRG Skoru 2	62
2.7.4.4. O-RADS MRG Skoru 3	63
2.7.4.5. O-RADS MRG Skoru 4	64
2.7.4.6. O-RADS MRG Skoru 5	65
2.7.5. O-RADS MRG Protokolü	67

3. MATERYAL ve METOD.....	69
3.1. ETİK KURUL ONAYI	69
3.2. ÇALIŞMANIN HASTA POPÜLASYONU	69
3.3. ÇALIŞMANIN TASARIMI.....	70
3.4. MR GÖRÜNTÜLERİN DEĞERLENDİRİLMESİ.....	70
3.5. İSTATİSTİKSEL DEĞERLENDİRME	71
4. BULGULAR.....	73
4.1. GÖZLEMCİLER ARASI UYUMUN DEĞERLENDİRİLMESİ	75
4.2. OLGU ÖRNEKLERİ.....	84
4.2.1. Olgu 1.....	84
4.2.2. Olgu 2.....	84
4.2.3. Olgu 3.....	85
4.2.4. Olgu 4.....	85
4.2.5. Olgu 5.....	86
4.2.6. Olgu 6.....	86
4.2.7. Olgu 7.....	87
4.2.8. Olgu 8.....	87
4.2.9. Olgu 9.....	88
4.2.10. Olgu 10.....	88
4.2.11. Olgu 11	89
4.2.12. Olgu 12.....	89
5. TARTIŞMA	90
6. SONUÇLAR	97
7. KAYNAKLAR.....	98

TABLolar LİSTESİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 1. Over kanserlerinde semptomların görülme sıklığı	13
Tablo 2. Dünya Sağlık Örgütü (DSÖ) over kanserleri histolojik sınıflandırması	15
Tablo 3. DSÖ over kanseri tiplere göre histolojik sınıflaması	15
Tablo 4. Tümör benzeri lezyonların histolojik sınıflaması.....	16
Tablo 5. MRG sekanslarının çeşitli firmalarda adlandırılmaları	20
Tablo 6. SE sekansların cihaz firmalarına göre isim kısaltmaları	39
Tablo 7. Sekansların TR ve TE zamanları	40
Tablo 8. ACR O-RADS MRG terimler sözlüğü kategorileri	55
Tablo 9. ACR O-RADS MRG terimler sözlüğü ana kategori.....	55
Tablo 10. ACR O-RADS MRG terimler sözlüğü boyut kategorisi.....	55
Tablo 11. ACR O-RADS MRG terimler sözlüğü solid bileşenin şekli veya konturu kategorisi .	56
Tablo 12. ACR O-RADS MRG terimler sözlüğü sinyal intensitesi kategorisi.....	56
Tablo 13. ACR O-RADS MRG terimler sözlüğü lezyon bileşenleri kategorisi	56
Tablo 14. ACR O-RADS MRG terimler sözlüğü kontrastlanma özellikleri kategorisi.....	56
Tablo 15. ACR O-RADS MRG terimler sözlüğü genel over-dışı bulgular	57
Tablo 16. O-RADS MRG risk sınıflama ve skorlama sistemi.....	66
Tablo 17. Doku örneği alınış yöntemi ve malignite durumuna göre dağılımı	73
Tablo 18. Hasta grubunun histopatolojik doku tanılarının dağılımları	73
Tablo 19. Histopatolojik tanıların yaş gruplarına göre dağılımı	74
Tablo 20. Adneksiyal kitle skorunun O-RADS MRG risk sınıflandırma sistemini kullanan 3 okuyucuya göre dağılımı.....	74
Tablo 21. Olgulara ait bulguların istatistik verileri.....	75
Tablo 22. Solid Doku/Bileşen bulgularının okuyucular arası uyumun değerlendirilmesinde elde edilen Kappa değerlerinin dağılımı	76
Tablo 23. Uniloküler Kist bulgularının okuyucular arası uyumun değerlendirilmesinde elde edilen Kappa değerlerinin dağılımı	77
Tablo 24. Multiloküler Kist bulgularının okuyucular arası uyumun değerlendirilmesinde elde edilen Kappa değerlerinin dağılımı	78
Tablo 25. Myometriuma göre az/eşit kontrast tutulum bulgularının okuyucular arası uyumun değerlendirilmesinde elde edilen Kappa değerlerinin dağılımı.....	79
Tablo 26. Myometriuma göre fazla kontrast tutulum bulgularının okuyucular arası uyumun değerlendirilmesinde elde edilen Kappa değerlerinin dağılımı.....	80
Tablo 27. Periton tutulum bulgularının okuyucular arası uyumun değerlendirilmesinde elde edilen Kappa değerlerinin dağılımı	81
Tablo 29. O-RADS skorlama bulgularının okuyucular arası uyumun değerlendirilmesinde elde edilen Kappa değerlerinin dağılımı	82
Tablo 30. Benign ve malign grupların okuyucular arası O-RADS Skorlama bulgularının uyumunun değerlendirilmesinde elde edilen Kappa değerlerinin dağılımı	82
Tablo 31. O-RADS Skorlama'ya göre değerlendiricilerin ROC analizi ile incelenmesi	83

ŞEKİLLER LİSTESİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 1. Overin histolojisi ve folikül gelişimi	7
Şekil 2. Over ve iç genital yapıların anatomisi.....	9
Şekil 3. Over kanseri orijinleri	14
Şekil 4. Manyetik alan oluştuğu zaman manyetik vektörler	21
Şekil 5. Spin hareketi ve manyetik dipol oluşumu	23
Şekil 6. Protonlar kuvvetli bir manyetik alanda (B_0) olduğunda, ana manyetik alana paralel şekilde üretilebilen net manyetizasyon	23
Şekil 7. Ana manyetik alanın çevresinde dipolün salınım (presesyon) hareketleri	24
Şekil 8. T2 relaksasyonu ve transvers manyetizasyon.....	25
Şekil 9. Görüntü oluşumu açıklanmasında kullanılan eksenler	26
Şekil 10. Dışsal manyetik alan yönünü gösteren ve z eksenine paralel konumdaki protonların sayısı antiparalel olan protonlar	27
Şekil 11. Longitudinal manyetizasyon (A), Transvers manyetizasyon (B).....	28
Şekil 12. 90° RF puls sonrasında oluşan FID (Free Induction Decay) sinyal amplitüdü, sinüzoidal şekilde azalması	28
Şekil 13. T1 relaksasyon ve T2 relaksasyon	29
Şekil 14. T1, T2 ve T2* relaksasyon eğrilerinin şematik gösterimi	30
Şekil 15. Kesit eldesi	32
Şekil 16. Frekans ve faz kodlama gradientleri uygulaması	34
Şekil 17. Voksel boyutu ve Sinyal arasındaki ilişki.....	37
Şekil 18. MR aygıtında mıknatıs bloğunun kesiti.....	38
Şekil 19. Klasik spin eko sekanslarda ve hızlı spin eko sekanslarda RF puls gönderilmesi.....	40
Şekil 20. IR diyagramı	44
Şekil 21. Dinamik kontrastlı MR görüntülerinden elde edilen düşük risk (A), orta risk (B) ve yüksek risk (C) zaman- kontrast eğrileri ve ROI yerleşimleri.....	60
Şekil 22. Çalışmaya dahil edilen olguların patoloji sonuçlarının incelenmesi	75
Şekil 23. O-RADS Skorlama'ya göre değerlendiricilerin ROC analizi	83
Şekil 24. Matür teratoma olan 35 yaşında bir kadın hasta olgusu.....	84
Şekil 25. Over fibromu olan 31 yaşında kadın hasta olgusu	84
Şekil 26. Bilateral seröz papiller kistadenokarsinom tanılı 57 yaşında kadın hasta olgusu	85
Şekil 27. Müsinöz kistadenom tanılı 46 yaşında kadın hasta olgusu.....	85
Şekil 28. Seröz kistadenofibrom tanılı 46 yaşında kadın hasta olgusu	86
Şekil 29. Granüloza hücreli tümör tanılı 51 yaşında kadın hasta olgusu	86
Şekil 30. Endometriotik kist tanılı 40 yaşında kadın hasta olgusu.....	87
Şekil 31. Metastatik bilateral over kanseri tanılı 56 yaşında kadın hasta olgusu	87
Şekil 32. Müsinöz kistadenokarsinom tanılı 51 yaşında kadın hasta olgusu.....	88
Şekil 33. Multipl subserozal uterin leiomyom tanılı 43 yaşında kadın hasta olgusu	88
Şekil 34. Berrak hücreli karsinom tanılı . 42 yaşında bir kadın hasta olgusu.....	89
Şekil 35. Malign Struma Ovarii tanılı 53 yaşında kadın hasta olgusu.....	89

KISALTMALAR LİSTESİ

ABD	: Amerika Birleşik Devletleri
ACR	: American College of Radiology
ACS	: Amerikan Cancer Society
ADC	: Apperent Diffusion Coenfficient
BOS	: Beyin Omurilik Sıvısı
BRCA	: Breast Cancer Gene
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
DAG	: Difüzyon Ağırlıklı Görüntüleme
DCE- MRG	: Dinamik Kontrastlı Manyetik Rezonans Görüntüleme
DSÖ	: Dünya Sağlık Örgütü
EURAD	: Avrupa Adnex MR Araştırma Grubu
FDG	: fluoro2-deoksi-glukoz
FID	: Free Induction Decay
FOV	: Field of View
FSE	: Fast Spin Eko
HNPCC	: Lynch Sendromu
IARC	: Uluslararası Kanser Araştırma Ajansı
IR	: Inversion Recovery
İVKM	: İntravenöz Kontrast Madde
LAP	: Lenfadenopati
MRG	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
NCI	: Amerikan Ulusal Kanser Enstitüsü
OKS	: Oral Kontraseptif
O-RADS	: Ovaryan- Adneksiyel Raporlama ve Veri Sistemi
PD	: Proton Dansite
PID	: Pelvik İnflamatuar Hastalık
PÖD	: Pozitif Öngörü Değeri
RDUS	: Renkli Doppler Ultrasonografi
RF	: Radyofrekans
RSNA	: Radiology Society of North America

STIR	: Short Tau İnversion Recovery
T1A	: T1 Ağırlıklı
T2A	: T2 Ağırlıklı
TE	: Echo Time
TIC	: Zaman-Kontrast Eğrisi
TR	: Repeat Time
TSE	: Turbo Spin Eko
TVUS	: Transvajinal Ultrasonografi
USG	: Ultrasonografik Görüntüleme



ÖZET

Overyan- Adneksiyal Lezyonların Değerlendirilmesinde O-RADS MRG Skorlamasının Güvenilirliği

Amaç: Çalışmamızda histopatolojik tanı öncesi overyan-adneksiyal kitlelere yönelik çekilmiş dinamik olmayan kontrastlı pelvik MRG tetkikleri değerlendirildi. Overyan-Adneksiyal Raporlama ve Veri Sistemi (O-RADS) Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) risk sınıflandırma sisteminin rehberliğinde lezyonlara O-RADS skorlaması yapıldı. Skorlaması yapılan bu lezyonlar, histopatolojik tanı sonuçları ile karşılaştırıldı. Böylece O-RADS MRG risk sınıflandırma sisteminin tanısal performansı ve güvenilirliği değerlendirildi. Ayrıca aynı yöntemle 4 yıllık, 5 ve 19 yıllık tecrübesi olan üç radyolog tarafından bağımsız olarak farklı zamanlarda görüntüler incelendi. Bu değerlendirmenin sonucunda üç farklı okuyucudan toplanan veriler karşılaştırılarak O-RADS MRG skorlama sisteminin radyologlar arası tutarlılığı ve uygulanabilirliği araştırıldı.

Materyal ve Metod: Çalışmamız tek merkezli T.C. Sağlık Bilimleri Üniversitesi Adana Şehir Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyoloji Kliniği'nde retrospektif olarak yapıldı. Çalışma popülasyonunu, 1 Haziran 2016 ile 10 Temmuz 2022 tarihleri arasında hastanemizde çekilen 10 yaş ve üzeri kadın, çekim endikasyonu akut karın olmayan ve çekim teknikleri yeterli olan, ameliyattan önceki bir ay içinde konvansiyonel pelvik kontrastlı dinamik olmayan MRG çekimi yapılan hastalar oluşturdu. Hastaların elektronik hasta kartlarından klinik bilgilerine bakıldı. Değerlendirmeler Radyoloji Bilgi Sisteminde dinamik olmayan kontrastlı pelvik MRG tetkikleri ile yapıldı. Üç radyolog, overyan-adneksiyal kitle saptanan hastaların dinamik olmayan kontrastlı pelvik MR görüntüleri ile O-RADS skorunu belirlerken O-RADS standardize terimler sözlüğüne bağlı kalarak lezyonları değerlendirdi. Hastaya ait patolojik tanıya, takip görüntülere ve hastanın tedavilerine kör olarak görüntüler bağımsız şekilde değerlendirildi ve O-RADS MRG risk sınıflandırma sistemine göre lezyonlar skorlandı. 1 ile 3 arasında puan alan adneksiyal kitleler benign, 4 ile 5 arasında puan alanlar ise malign olarak kabul edildi. Duyarlılığı, özgüllüğü, alıcı çalışma karakteristiği (ROC) eğrisini, pozitif ve negatif öngörü değerlerini belirlemek için analizler yapıldı. Bu değerler daha sonra kontrastlı dinamik olmayan MRG taramasına dayalı olarak geliştirilen sistemin tanısal etkinliğini değerlendirmek için kullanıldı. Referans standardımız histopatolojik doku tanısıydı. Sınıflandırılan overyan-adneksiyal kitleler, patoloji sonuçlarıyla karşılaştırılarak O-RADS MRG skorlama sisteminin etkinliği incelendi. Okuyucular arası uyum κ (kappa uyumluluk) katsayı değeri ile değerlendirildi. Dinamik olmayan kontrastlı görüntülerde solid doku kontrastlanması myometrium kontrastlanması ile karşılaştırıldı. Bu karşılaştırma için O-RADS MRG Komitesi tarafından sayısal veri belirtilmediği için görsel olarak yapıldı.

Bulgular: Çalışmamıza dahil olan 284 hastanın % 60,22'si (n=171) 50 yaş altı hastalardan olup yaş ortalaması 45,84 olmuştur. Çalışmaya dahil edilen hastaların histopatolojik olarak % 6,13'si borderline, % 23,21'si malign, % 70,81'i ise benign

tanı aldı. Çalışmamızda pozitif öngörü değerleri (PÖD); O-RADS 3 için okuyucularda sırasıyla % 3.11, % 3.32, % 3.32, O-RADS 4 için okuyucularda sırasıyla % 43.22, % 38.51, % 42.82, O-RADS 5 için ise okuyucularda sırasıyla % 83.81, % 85.92, % 84.53 olarak bulundu. O-RADS 1 veya O-RADS 2 skoru alan hastalar arasında histopatolojik olarak malign tanı alan olmadı.

Çalışmamızda O-RADS Skorlama ile öngörme düzeyi ROC analizi ile incelendi. Yapılan incelemeye göre tüm okuyucuların O-RADS skorlama ile öngörme düzeylerinin birbirlerine yakın olduğu anlaşıldı. Üç okuyucudan da O-RADS skoru 1 ve 2 puan alan malign tanı yoktu. O-RADS skoru ≥ 4 malignite ile ilişkilendirildi. Okuyucularda sırasıyla 0,942 (0,908-0,966), 0,942 (0,908-0,966) ve 0,943 (0,913-0,969) eğri altındaki alan (AUC) değerleriyle iyi bir tanısal etkinlikle sonuçlandı. Ayrıca okuyucularda sırasıyla 97.59 (91.63-99.73), 97.59 (91.63-99.73) ve 97.59 (91.63-99.73) duyarlılık değerleri ve sırasıyla 81.59 (75.54-86.72), 79.12 (72.81-84.53) ve 79.13 (72.82-84.54) özgüllük değerleri elde edildi. Sırasıyla okuyucularda 0.705, 0.672 ve 0.672 κ değerleriyle okuyucular arası yüksek uyum gözlemlendi.

Sonuç: O-RADS MRG skorlama sistemi için dinamik olmayan kontrastlı MRG ile elde edilen sonuçlarda, dinamik kontrastlı MRG ile çıkan sonuçlara benzer şekilde yüksek duyarlılık ve özgüllükte malignite tanılarının konulabildiği görüldü. Okuyucular arası uyum yüksektir. O-RADS skorlama sistemi adneksiyal kitlelerinin değerlendirilmesinde güvenilir ve uygulanabilir yararlı bir sistemdir.

Anahtar Kelimeler: O-RADS, Over Kanseri, Dinamik Olmayan Kontrastlı Pelvik MRG, ACR

ABSTRACT

The Investigation of the Reliability of the O-RADS MRI Scoring System for the Evaluation of Ovarian-Adnexial Lesions

Objectives: In this study, we evaluated the Non-Dynamic Contrast-Enhanced (CE) Pelvic MRI examinations of patients with ovarian-adnexial masses, performed prior to their histopathological diagnoses. In the study, we performed O-RADS scorings for these ovarian-adnexial lesions, on the basis of the Ovarian-Adnexial Reporting and Data System (O-RADS). These scorings were later compared with the histopathologic diagnostic results; thus enabling us to evaluate the performance and reliability of this O-RADS MRI Risk Stratification and Management System. The images from the MRI examinations were assessed separately and at different times by 3 radiologists who had professional experiences of 4, 5, and 19 years, respectively. At the end of these assessments, data from these 3 observers were examined comparatively, and the inter-reader consistency and feasibility of the O-RADS MRI Scoring System were investigated.

Methods: Our study was conducted at the Radiology Department of the City Training and Research Hospital of the Adana Integrated Healthcare Campus, Adana, Türkiye. The study was constructed as a single-center research. The study population comprised female patients of ages of 10 years or more, who had undergone a Non-Dynamic CE-Pelvic MRI examination between June 1, 2016 and July 10, 2022. Inclusion criteria demanded that acute abdomen should not be an indication for the MRI study, and also that technically adequate Non-Dynamic CE-Pelvic MRI examinations of the patients should have been performed within the last month prior to the operation. Relevant clinical data of the patients were obtained from the digital data bases of the hospital. Radiologic evaluations were made by examining the images from the Non-Dynamic CE-MRI studies on the hospital's Picture Archiving and Communication System (PACS). The 3 radiologists who evaluated the MRI studies stayed loyal to the O-RADS Standardized Lexicon Base, throughout their performances. The radiologic images were evaluated independently, and the observers stayed totally blind to the patients' pathologic diagnoses, follow-up examinations, and therapeutic regimens, throughout the study. Adnexial masses with a score between 1 and 3 were assessed as benign, whereas those with a score of 4 or 5 were evaluated as malignant. Statistical analyses were performed in order to define certain parameters such as the Receiver Operation Characteristic (ROC) Curve, and the Positive and Negative Predictive Values. The numeric values obtained from these statistical analyses were used to evaluate the diagnostic efficacy of the O-RADS System. Our reference standards were the histopathologic tissue diagnoses. The radiologically categorized findings obtained from the ovarian-adnexial masses were compared with the pathological results, and thus the efficacy of the O-RADS MRI Scoring System was assessed. The inter-observer agreements were evaluated by means of the Kappa Agreement Coefficient. Since the CE-studies were performed non-dynamically, solid tissue contrast enhancements were compared with the contrast enhancement of the myometrium. Due to the fact that the O-RADS MRI

Committee has not defined any numerical value, these comparisons were made on a visual basis.

Results: 171 (60.22 %) of the 284 patients were under 50 years of age, and the mean age was 45.84 years. The histopathologic diagnoses came out as borderline in 6.13 %, malignant in 23.21 %, and benign in 70.81 %, of the patients. The Positive Predictive Values (PPV) were found as follows, for the 3 radiologists mentioned above: 3.11 %, 3.32 %, and 3.32 %, for the O-RADS 3 Group; 43.22 %, 38.51 %, and 42.82 %, for the O-RADS 4 group; and 83.81 %, 85.92 %, and 84.53 %, for the O-RADS 5 group. No patients from the O-RADS 1 and O-RADS 2 groups received a histopathologically malignant diagnosis.

In this study, the predictive power of the O-RADS Scoring System was audited by means of the ROC Analysis. This analytical procedure demonstrated that the predictive values and the O-RADS scorings from all observers were in close proximity with each other. Concerning all the 3 interpreters, there were no malignant diagnoses among the cases with O-RADS 1 and 2 scores. O-RADS scores of 4 or more were associated with malignancy. The “Area Under the Curve” (AUC) values that came from the 3 interpreters were as follows, in sequential order: 0.942 (0.908-0.966), 0.942 (0.908-0.966), and 0.943 (0.913-0.969). These values pointed to a satisfactory diagnostic efficacy. On the other hand, the sensitivity values were found to be 97.59 (91.63-99.73), 97.59 (91.63-99.73), and 97.59 (91.63-99.73); whereas the specificity values came out as 81.59 (75.54-86.72), 79.12 (72.81-84.53), and 79.13 (72.82-84.54), from the 3 observers, respectively. A high agreement rate was found among the observers, represented by “k” values of 0.705, 0.672, and 0.672, again in respective order.

Conclusions: Our study has demonstrated that even when performed with Non-Dynamic CE-MRI, the O-RADS MRI Scoring System still possesses a high sensitivity and specificity power which is almost similar to that obtained from the O-RADS scorings performed with Dynamic CE-MRI. The study also disclosed a relatively high inter-observer agreement rate. Therefore, in conclusion, we remark that the O-RADS MRI Risk Stratification System is a reliable and feasible scoring method for the diagnostic evaluation of ovarian-adnexial lesions.

KeyWords: O-RADS, Ovarian Cancer, Non-Dynamic CE-Pelvic MRI.

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Over kanserleri kadınlar için en sık görülen 7. Kanserdir ve kansere bağlı ölümler içerisinde 5. Sırada yer alır. Genitoüriner sistem kanserleri arasında ise 2. sırada yer alır. Jinekolojik kanserler arasında ise ölüm oranı en yüksek olan kanserdir (1, 2). Amerikan Cancer Society (ACS), 2022 yılında Amerika Birleşik Devletleri'nde 19,880 kadının over kanseri tanısı alacağı, 12,810 kadının ise over kanseri nedeni hayatını kaybedeceğini öngörmektedir (3). 5 yıllık sağ kalım oranları % 49'dur (4). Over kanserinin tanı aldığı evresi, en önemli prognostik faktörlerinden biridir. Amerikan Ulusal Kanser Enstitüsü (NCI) çalışmalarında over kanserinin evrelerine göre beş yıllık sağkalımına bakılmış ve Evre I hastalık % 93, Evre II hastalık % 70, Evre III hastalık % 37 ve Evre IV hastalıkta ise beş yıllık sağkalımının % 25 olduğunu ortaya koymuşlardır. Tanı sırasında hastalığın evresinin prognostik önemi olması ve çoğu hastada ileri evrelerde (III veya IV) asemptomatik olması, over kanserleri için bir tarama programının geliştirilmesine ihtiyaç doğmuştur (5). Hastalığın yaygınlık derecesi ise lokal hastalıkta % 93, uzak metastazlar varlığında % 28'dir (6). Over kanserlerinin erken döneminde spesifik klinik bulgular olmaması hastalığın tanısında gecikmelere yol açmaktadır. Over kanserli hastaların tanı alması yaklaşık 2/3'ünde evre 3-4'te gerçekleşmektedir (7).

Over kanserlerinin erken tanısı için popülasyona uygulanacak bir tarama programı halen geliştirilemedi (8). İnsidental overyan-adneksiyal kitleler genellikle başka nedenlerden dolayı yapılan görüntüleme ile keşfedilmektedir. Birçok kadın, bu lezyonlardan dolayı cerrahi değerlendirmelere tabi tutulur ve çoğuna kesin patoloji tanı koymak için ooforektomi işlemi uygulanmaktadır. Ancak, insidental saptanan kitlelerin çoğu benign karakterdedir ve bu durum lüzumsuz ooforektomi işlemlerine neden olmaktadır. İnsidental over kitlelerinde cerrahi rezeksiyon yapılan premenopozal kadınlarda, malignitenin sıklığı % 10'un altında görülmüştür (9,10).

Over kitlelerini görüntülemeye noninvaziv ve kolay ulaşılabilirliği nedeniyle öncelikle ultrasonografi (US) tercih edilir. Manyetik Rezonans görüntülemenin üstün çözünürlüğü olması ve radyasyon maruziyeti olmaması nedeniyle US'de net karakterize edilemeyen overyan-adneksiyal kitlelerin tanısında anahtar rol oynamaktadır (11). Adneksiyel kitleler toplumda sık görülür ve görülen overyan-

adneksiyel kitlelerin de büyük çoğunluğu benign karakterli lezyonlardır. Ultrasonografi ile kitlelerin benign ve malign ayrımı yapılabilir. Ancak ultrasonografi sonrasında tüm kitlelerin yaklaşık olarak % 18-% 31'i malign açıdan belirsiz lezyonlar olarak raporlanmaktadır (12).

US'de sonucu belli olmayan overyan-adneksiyel kitlelerin problemi, klinisyenlerin tedavi planlamasında önemli bir sorundur. Kitlelerin malignite açısından kategorizasyonu net yapılamadığından hastalara gereksiz cerrahi uygulamalar yapılması, fertilité koruyucu cerrahiler uygulanamaması gibi sonuçlara neden olurken olası malign kitlelerin operasyonu öncesinde planlamaları zorlaştırır. Manyetik Rezonans Görüntüleme bu noktalarda problem çözücü tetkik olarak kullanılır (13).

Radyologlar, over kitlelerinin non-invaziv şekilde benign, borderline ve malign lezyonlar olarak karakterizasyonunda yardımcı olur. Böylece malignite lehine görüntüleme özellikleri içeren kitlelerin tanısında ve cerrahi gereksinimi olmayan lezyonların uygun görüntülemelerle takibine rehberlik ederek preoperatif risk sınıflandırmasının yapılmasında önemli bir rol alırlar (14). 2015 yılında American College of Radiology (ACR) Overyan-Adneksiyel Raporlama ve Veri Sistemi (O-RADS) Komitesi kurulmuştur. Komitenin yürüttüğü uluslararası çok merkezli prospektif çalışmalar ile kontrastlı pelvik MR raporlamada kanıta dayalı risk sınıflandırma sistemi ve standartlaştırılmış terimler sözlüğü geliştirilmiştir. Bu standartlaştırılmış terimlerin kullanılması ile overyan-adneksiyel lezyonların karakteristik bulgularının standartlaştırılmış kurallar ile tarif edilmesi ve bulguların sonucunda saptanan lezyonların O-RADS skorlamasının yapılması sağlanmıştır. Her skorlamada malignite risk sınıflandırması yapılmıştır. Böylelikle klinik uygulamalarda; hastaların takip ve tedavi yönetimi tutarlı şekilde yapılması kolaylaştırılmış olup radyologlar arasında da tutarlılığın sağlanmasının ve klinisyen-radyologlar arası iletişimin kolaylaştırılmasıyla tanı ve tedavi planında ilerleme sağlanması amaçlanmıştır (15).

Thomassin-Naggara ve arkadaşları dinamik kontrastlı manyetik rezonans görüntüleme (DCE-MRG) kullanarak 2013-2018 yılları arasında 1340 hasta ile gerçekleştirdikleri prospektif kohort çalışmada, O-RADS 3 için pozitif öngörü değeri (PÖD) % 5.6, O-RADS 4 için % 49.2, O-RADS 5 içinse % 89.5 hesaplamıştır (13).

ACR O-RADS MRG komitesinin 2021 yılında yayınlanan ve O-RADS MRG sisteminin temel hatlarının tariflendiği yayında DCE-MRG tetkikinin mümkün olmadığı durumlar için dinamik olmayan kontrastlı MRG tetkikinin de kullanılabilir olduğu ifade edilmiş ve bu skarlama şemasında dinamik olmayan kontrastlı MRG'ye de yer verilmiştir (15). Sadowski ve arkadaşları, Ocak 2022 tarihli çevrimiçi yayınlanan derleme yazılarında ise O-RADS 4 ve 5 için dinamik olmayan kontrastlı MRG tetkikinin Pozitif Öngörü Değeri'nin hesaplamasına yönelik yeni araştırmalar yapılması gerektiği bildirilmiştir (16). Bizim çalışmamız da dinamik olmayan kontrastlı MRG ile elde edilen O-RADS skorlarının tanısal doğruluğunu belirlemeye yönelik yapılmıştır. Ayrıca yaptığımız literatür taramalarında O-RADS'ın farklı radyologlar arası uyumluluğu ve tutarlılığını belirlemeye yönelik çalışmalara ulaşamadığımızdan çalışmamızı 4 yıllık, 5 yıllık ve 19 yıllık tecrübeli radyologların değerlendirdiği okuyucular arası uyumluluğu ve tutarlılığı da araştırarak şekilde tasarladık. Çalışmamızda, histopatolojik doku tanısı olan overyan-adneksiyal lezyonların MRG'lerini retrospektif olarak O-RADS Sistemine göre skorlayarak patoloji sonuçları ile uyumluluklarını değerlendirdik. Skarlama sisteminde literatürden farklı olarak dinamik seri çekimleri yerine dinamik olmayan pre-/ post-kontrast MRG'lerin incelemelerini kullanarak literatüre katkı da bulunmayı hedefledik. Ocak 2022 tarihinde Kuzey Amerika Radyoloji Derneği (RSNA)'nde çevrimiçi yayınlanan Sadowski ve arkadaşları, O-RADS MRG ile ilgili derleme yazılarında, dinamik olmayan MR görüntüleri ile de PÖD'lerin hesaplanması için yeni araştırmaların olmasına ihtiyaç duyulduğunu vurgulamıştır (16).

2. GENEL BİLGİLER

2.1. OVER EMBRİYOLOJİSİ

Primitif çizgi boyunca göç eden primordial germ hücreleri, epiblasttan köken almaktadır. 3. haftaya ulaşıldığında yolk sak kesesi duvarında endoderm hücreleri arasında allantoisin yakınına doğru yerleşme gerçekleşir. 5.haftanın başında primitif gonadlara varır. Primordial germ hücreleri gonadlara ulaştığı sırada, genital kabartının epiteli çoğalır ve epitel hücreler altta yatan mezenkim yapıya nüfuz eder. Burada primitif seks kord dizisi düzensiz şekilli kordonu meydana getirir (17). Primitif seks kord, XX cinsiyet kromozom tamamlayıcısı olan ve Y kromozomu olmayan dişi embriyoda dağınık hücre kümelerine ayrılmaktadır. Primitif germ hücre grupları olan bu kümeler, overin medüller kısmını doldurmaktadır. Bu kümeler zamanla kaybolarak yerini overin medullasını meydana getiren vasküler stromaya bırakmaktadır (17).

Dişi gonada ait yüzey epiteli, erkek gonadtan farklı olarak proliferer olur ve 7. haftada kortikal kordları oluşturmaktadır. Meydana gelen kortikal kord yapıları, mezenkimal tabakanın altına yüzey epiteline yakın yerleşir. Bu kortikal kordlar üçüncü ayda ayrılmış hücre kümelerine bölünmektedir. Bu kümelerde yer alan hücreler çoğalmaya devam eder ve primordial kök hücrenin (oogonium) etrafını foliküler hücreler adında bir epitel tabakasıyla sarmaya başlamaktadır. Oogonia ve foliküler hücreler birlikte primordial folikülü oluşumunu sağlar (17). Sonraki birkaç ay içinde oogonia sayısı hızlıca çoğalır ve prenatal gelişimin 5. Ay sonunda maksimum sayıya yani yaklaşık 7 milyona ulaşmaktadır. Daha sonra, hücre ölümleri başlar ve birçok oogonia ile primer oositler dejenere olarak atreziye uğramaktadır. Oogonianın yüzeye yakın olanlar hariç çoğu 7. ayda dejenerasyona uğrar. Hayatta kalan primer oositler ise mayoz I profaz evresine geçer. Bu aşamadan oositlerin çoğu düz bir tabaka halinde folikül epitel hücresiyle çevrilmeye başlar (17). Terme yakın bir dönemde, tüm I. oositler mayoz I profazında başlar, ancak metafaza geçmek yerine, profaz esnasında bir dinlenme zamanı olan diploten aşamasına geçer. Ovulatuvar foliküller mayotik farklılaşmayı tamamlamış olur. Terimde yaklaşık 2-4 milyon arasında folikül kalır. Puberte dönemine dek bu sayı 400.000'e kadar düşmektedir. Foliküller değişen oranlarda involüsyon ve maturasyona uğramaktadır.

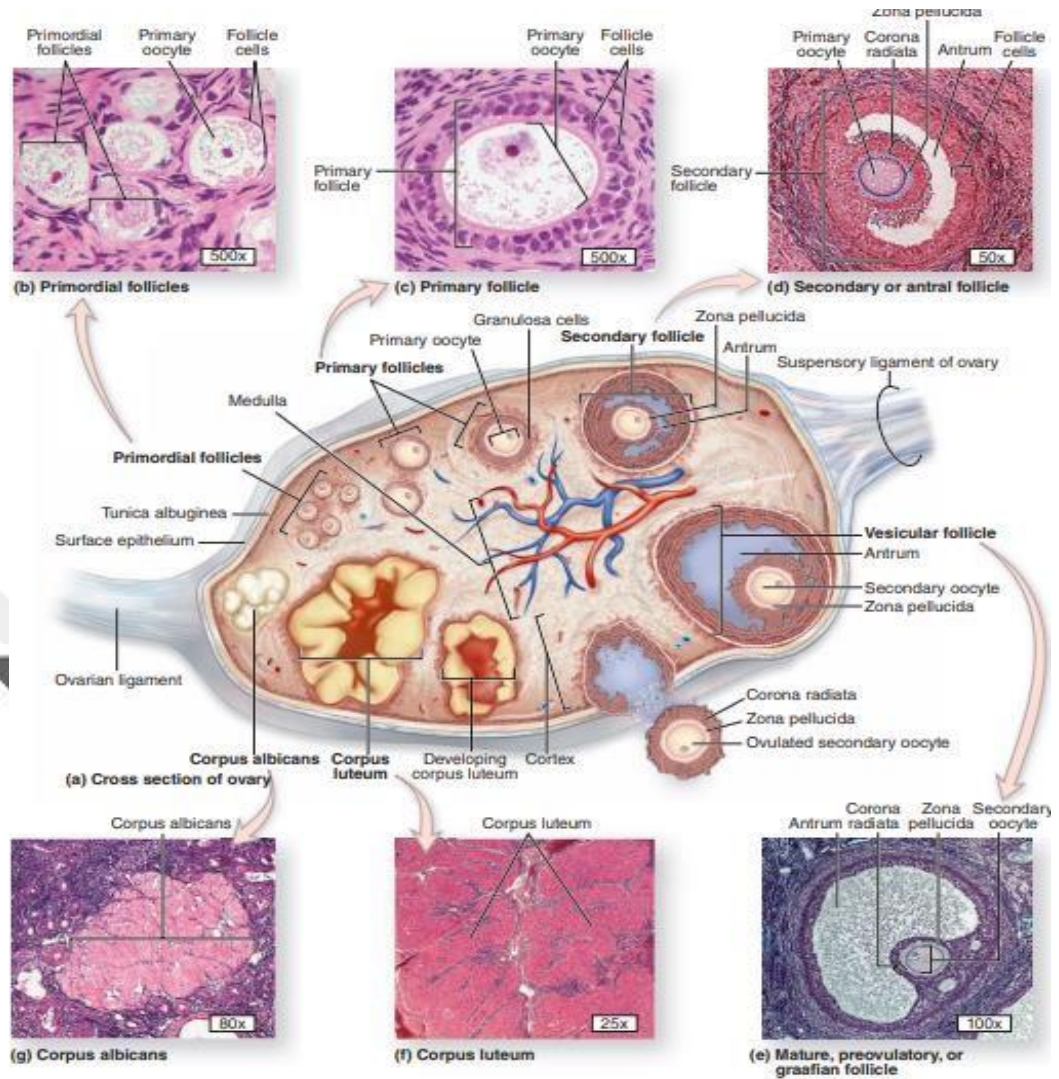
Foliküllerin çoğu hareketsizdir ve apoptoza uğramakla birlikte bir kısmı yıllarca uykuda kalır (18).

Overler, mezoovaryum denilen peritoneal katlantı aracılığıyla broad ligamanın arka yüzüne, ovaryan ligaman tarafından uterusu, suspensor ligament ile pelvis duvarlarına tutunmaktadır. Overyan ligament, embriyonik fibröz kordon olarak tanımlanan gubernakulumun erişkindeki artığıdır. Overin korteks ve medulla olarak iki temel yapısı vardır. Medulla gevşek bağ dokusu olup kan damarları, lenfatik damarlar ve sinir dokusu içerir. Korteks, ovaryum folliküllerini barındıran selüler bağ dokusuna denir. Burada iğ şeklinde dağınık düz kas lifleri ve fibroblastlar yer alır. Ovaryum korteksi en dışta mezoovaryumu kaplayan mezotelyum ile devamlılığı olan tek katlı kübik ve bazı bölgelerinde yassı epitel (germinal epitel) ile döşeli yapılar içerir. Germinal epitel altında, ovaryuma beyazımsı rengini veren tunika albuginea denilen bağ dokusu vardır. Tunika albugineanın altında ise oositleri bulunduran ovaryum follikülleri vardır (19).

2.2. OVER HİSTOLOJİSİ

Overlerde tek sıra küboidal epitelden oluşan yüzey epiteli (germinatif epitel) bulunur. Germinatif epitel, mezotel ve tunica albuginea denilen yoğun bağ doku kapsülü ile devam etmektedir. Overin çoğu kısmı yüksek oranda selüler bağ doku stromasını içeren korteksten oluşmaktadır. Overin iç tabakası olan medullada gevşek bağ dokusu, hilus aracılığı ile girip çıkan vasküler yapılar ve sinirler bulunur. Medulla ve korteks arasında belirli bir sınır yoktur (23). Over korteks ve medulla stroması yetersiz sitoplazmaya sahip olup iğsi fibroblast benzeri hücrelerin oluşturduğu yoğun hücre sarmallarından oluşmaktadır. İnce damlacıklar şeklinde olan intrasitoplazmik lipid, özellikle geç prodüktif ve postmenopozal dönemde özel boyalar ile izlenebilir. Primordial foliküller, primer oositler ve bunları saran tek sıra halindeki, düz, mitotik inaktif olan ince bazal lamina üzerinde yer alan granüloza hücrelerinden oluşmaktadır. Primordial folikül, oosit dejenerasyonu veya ovulasyondan önce foliküler matürasyona kadar mayoz 1 bölünmenin profaz aşamasında kalır. Reprodüktif dönemde her menstrual siklusta matürasyona girmektedir. Her ay oositin serbest kalması ya da ovulasyonla biten matürasyonu tamamlayan bir folikül preovulatar folikül adını alır. Maturasyon sürecinde olan

diğer foliküller gelişimin erken evresinde atreziyle sonuçlanır. (24). Foliküler matürasyonun ilk kanıtı, oositin büyümesiyle birlikte oositi çevreleyen granüloza hücrelerinin küboidal epitelden kolumnar epitele dönüşmesi sonucu primer oositin oluşmasıdır. Granüloza hücrelerinde mitotik aktivite, oosit çevresinde üç ila beş eş merkezli katman oluşturarak tabakalara neden olmasıyla sekonder folikül oluşur. Sekonder foliküller daha vasküler olan medulla kısmına göç etmektedir. Eş zamanlı olarak çevreleyen over stromal hücreleri içte birkaç katlı teka interna hücreleri ve dışta düzensiz sınırlı teka eksterna hücreleri oluşur. Granüloza hücreleri tarafından mukopolisakaritten zengin sıvı salgı sağlanır. Bu olayın sonucunda granüloza hücreleri sıvı dolu boşluklara ayrılır. Bu boşluklar sonunda tek bir büyük boşluk veya birkaç granüloza hücresi katmanı ile kaplı olan antrumu oluşturmak için birleşir ve tersiyer folikülü oluşur. Eş zamanlı olarak oosit son boyutlarına gelir ve folikülün bir polünde eksantrik bir da yer alır. Bu bölgede granüloza hücreleri cumulus oophorus denen yapıyı oluşturmak için çoğalır. Cumulus oophorus, merkezinde oosit bulunur ve antruma doğru protrüde olarak pozisyon alır. Böylece matür folikül oluşur (24). Oosit matürasyon evrelerine Şekil 1’de yer verilmiştir.

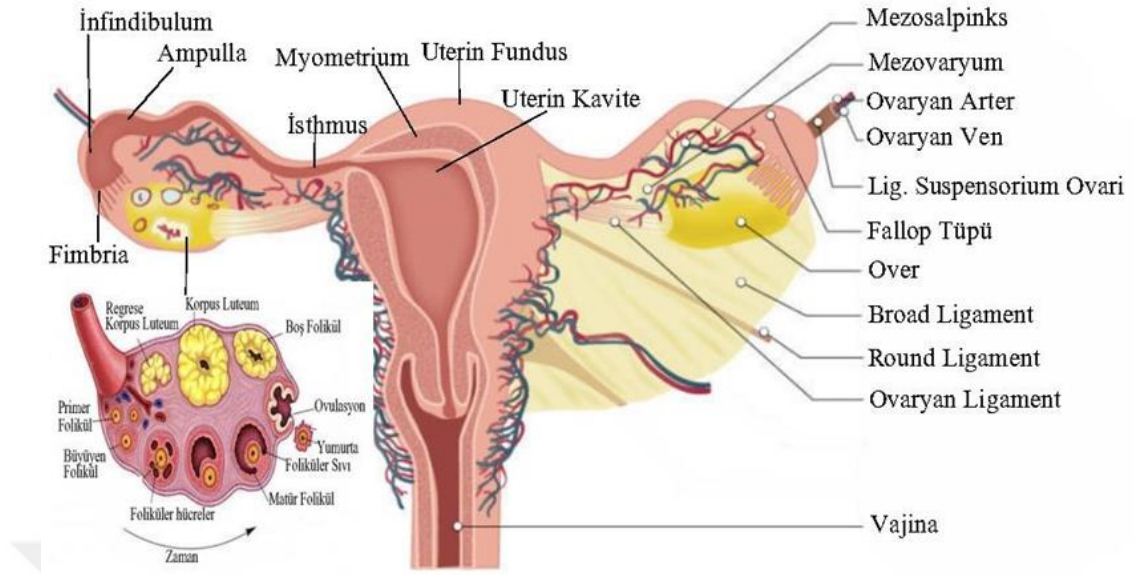


Şekil 1. Overin histolojisi ve folikül gelişimi (23)

2.3. OVER ANATOMİSİ

Overler uterusun her iki tarafında eksternal ve internal iliak arterin bifurkasyosun seviyesinin hemen altında yer alan ovarian fossada bulunur. Bu alanda ovarian fossanın tabanında önemli komşuluk olan obturator sinir yer alır. Over, oval şekilli bir çift reproduktif organ olup yaklaşık 4x3x2 cm boyutundadır. Endokrin görevi olan overler, minör pelviste fallop tüpleri fimbrialarına yakın komşulukta, broad ligamentin posteriorunda, iliak arterler ve üreterin posteriorunda yerleşir. Fimbria yapıları overin superior ve latereline yerleşim göstermektedir. Over yüzeyi peritonla değil, germinal epitel tabakası ile kaplanır. Germinal epitel tabakası over hilusunda peritonla devamlılık gösterir. Germinal tabakanın altında sert bir tunica albuginea tabakası bulunur (22). Overler peritonla çevrili değildir. Overin arka kenar

serbest yapıda iken diğer kesimleri çevre dokulara bağlanmaktadır. Bu bağlantılar mezoovaryum lig. suspensorium ovarii ve lig.ovarii proprium tarafından sağlanır. Mezoovaryum, broad ligamentin arka yaprağının uzantısından oluşur. Mezoovaryumda uterin ve overe ait arter dalları, pampiniform ven pleksus ve sinir pleksusları yer almaktadır. Overe yapıştığı kısma Farre-Waldeyer hattı denir. Lig. suspensorium ovarii (infundibulopelvik ligaman), overi ve tubal yapıyı pelvisin yan duvarlarına asan yapıdır. Bu ligamentin içinden ovaryan arter, ven ve sinir yapıları geçer. Gubernakulumun artığı olan lig.ovarii proprium (ovaryan ligament), over ile uterus kornusu arasında uzanırken overleri uterus yan duvarına bağlamaktadır. Arter, ven ve sinir paketinin overlere girdiği yere hilus denir. Hilusta ek olarak mezonefrik katlantılarda bulunur (20). Overler embriyolojik olarak paraaortik lokalizasyondan pelvise doğru indiklerinden damar, sinir ve lenfatik yapıları paraaortik alandan oluşur. Over arteri, aortanın dalı olan a.ovarica ve a. uterinanın ovaryan dalıdır. Over veni pleksus pampiniformis adında venöz ağ yaparak arterlere eşlik ederek renal düzeyde sağ tarafta direkt v. kava inferiora, sol tarafta ise sol renal ven aracılığıyla v.cava inferiora dökülür. Lenfatik yapılarda paraaortik lenf zincirine dökülür. Overlerin iki adet sempatik innervasyonu olup biri ovarian pleksus (T9-10) diğeri ise superior ovarian sinirle gerçekleşir. Ovaryan pleksus lig. suspensorium ovarii içinden overlere gelir. Overlerin parasempatik inervasyonu ise pelvik pleksustan sağlanır (21). Overlerin ana lenfatik drenajı, venleri takip ederek renal arter orjini komşuluğundaki paraaortik lenf nodlarıyla yapılır. Drenaj ek olarak pelvik bölgede yer alan lenf nodları tarafından alt paraaortik lenf nodlarına ve nadiren de round ligament seyrinde inguinal lenf nodlarına olabilir. Over ve iç genital yapıların anatomisi Şekil 2’de gösterilmiştir.



Şekil 2. Over ve iç genital yapıların anatomisi (136)

2.4. OVER KANSERLERİ

2.4.1. Over Kanserlerinde Epidemiyoloji ve Etiyoloji

Over kanserleri, 2020 yılı içinde Amerika Birleşik Devletleri'nde kadınlarda genitoüriner sistem kanserleri içinde insidans ve kansere bağlı görülen ölüm sayısına bakıldığında 2. sıradadır. Kadınlarda bütün kanserlere bağlı ölümler içinde akciğer, meme, kolorektal ve pankreas kanserlerinden sonra 5. sırada gelir (1). ACS tarafından yapılmış çalışmalarda 2022 yılında ABD'de yaklaşık olarak 20,000 kadına over kanseri tanısı konacağı ve sadece ABD'de yaklaşık 13,000 kadında over kanseri sebebiyle hayatını kaybedeceği belirtilmiştir (3). Over kanseri kadınlarda görülen tüm malignitelerin % 2,5'i olup kadınlarda kansere bağlı ölümlerin % 5'ine over kanseri neden olur. Görece olarak yüksek ölüm oranı over kanseri tanısı alan hastaların yaklaşık % 80'ininde ileri evre (Evre III ve Evre IV) tanı almasından kaynaklanır (43). Amerikan Ulusal Kanser Enstitüsü (NCI) tarafından yapılmış araştırmalar sonucunda Evre III ve IV over kanseri tanısı alan hastalarda beş yıllık sağ kalım oranı sırasıyla % 37 ve % 25 seyrederken Evre I tanıda beş yıllık sağ kalımın oranı % 93 izlenmiştir (3). Ülkemizde sağlık istatistiklerine bakıldığında 2020 yılı verilerine göre kadınlar için en sık görülen kanser insidansının sıralamasında % 6,3 oranla 7. sırada yer alır. Jinekolojik kanserler içinde ise uterus

kanserlerinden sonra 2. sırada yer alır (2). Dünya Sağlık Örgütü'ne (DSÖ) bağlı Uluslararası Kanser Araştırma Ajansı (IARC) 2020 verilerinde, ülkemizde 2020 yılında 4059 yeni over kanseri tanısı konmuştur. Bu hastalardan 2730 kişi over kanseri bağlı hayatını kaybettiği belirtilmiştir (42). 5 yıllık sağkalımı yaklaşık % 49 olup erken evre hastalığı ve belirli histolojik alt tiplerinin olduğu seçilmiş hastaların sağkalımı daha uzun olur (4).

Over kanserlerinin çoğunluğu menopoz sonrası kadınlarda ortaya çıkmaktadır ve sadece % 10-15'i premenopozal dönem kadınlarında görülmektedir. Ortalama tanı yaşı 60- 65 arası olduğu saptanmıştır (25). Over kitlelerinin malign olanların çoğunluğu (% 90) epitelyal kanserler olup bunların çoğu yüksek grade'li seröz tümörlerden oluşur. Bu tümörler tespit edilen en az risk faktörüne ve en kötü prognoza sahip olandır (26). 1. derece akrabalarda, iki veya daha fazla sayıda erken aşamada teşhis edilen over veya meme kanseri vakaları olması gibi önemli bir aile öyküsü, kalıtsal over malignitelerinin gelişimiyle bağlantılıdır (27). Over karsinomlarında yaklaşık % 5-15'i tümör baskılayıcı genler BRCA1 (Breast Cancer Gene) ve BRCA2'nin mutasyonlarının taşındığı bilinen kadınlarda görülmektedir (28). İngiltere'nin genel popülasyonunda over kanserinin riski yaklaşık % 2 olsa da ailede meme veya over kanseri olanların ve bilinen bir BRCA mutasyonu olan kadınlarda, diğer kadınlara göre yaşam boyu over kanserine yakalanma riski yaklaşık % 40-50 dolaylarında olduğu tahmin edilmiştir (27). Bu bilgiye ek olarak bilinen BRCA mutasyonu olanlarda malign hastalık gelişmeyebilir. Aynı şekilde, bilinen aile öyküsü olup over kanserinin geliştiği kadınlarda BRCA mutasyonları olmayabilir (29) BRCA 1 penetrasyonu yüksek ailelerde riskin % 44'lere kadar çıktığı belirtilmiştir (45). BRCA 2 mutasyonu olanlarda ise ömür boyu over kanseri riski % 27'dir (46). 1. derece ve 2. derece akrabalarda over kanseri tanısı alanlarda ömür boyu over kanseri olma riski, akrabalarda over kanseri hikayesi olmayanlara göre sırası ile 3,6 ve 2,9 kat artar (44). Lynch Sendromu (HNPCC) ömür boyu kolon kanseri gelişmesi bakımından önemli olup bu hastalarda over kanseri gelişme riski de % 12 belirtilmiştir (47). Lynch sendromlu hastalarda, sporadik over kanseri hastalarına kıyasla daha genç yaşlarda over kanserine yakalanmaktadır. Bu hastaların ortalama 48 yaşında over kanseri tanısı aldığı izlenmiştir. Olguların yarısında over ve/veya endometrial kanserler, kolon kanserinin tanısından beş veya daha fazla yıl

önce görüldüğü saptanmıştır. Bu sebeple klinisyenlerin erken yaşta izlenen over kanseri tanılarında olası HNPCC riskini de akılda bulundurması gerekir (48).

Reprodüktif hikayenin olması over kanser riskini etkilemektedir. Ayrıca overlerin ürettiği hormonlar olan östrojen ve progesterona maruz kalınması etkileyen faktörler ile over kanseri gelişimi ilişkilidir (30). Menopoz ve menarş yaşının over kanseri üstünde etkisinin olmadığı görülmüştür. Ancak oral kontraseptiflerin kullanımı, gebelik ve emzirme gibi yumurtlamayı azaltan faktörlerin olması daha düşük over kanseri riskiyle ilişkili olduğu görülmüştür (31). Aksine, nulliparite veya infertilite gibi artmış yumurtalık aktivitesiyle ilişkili durumlar over kanseri riskini arttıran faktörlerdendir (32).

Yapılan çalışmalar sonucunda üreme hormonları over epitelinde güçlü biyolojik etkilere sahip olduğu için over kanseri riskini etkilediği bildirilmiştir. Progesteronun, kanserin önlenmesi için in-vivo en önemli moleküler yoldan biri olan ve bilinen birçok kemoterapötik ajanın etkisine aracılık eden bir yol olan apoptoz olayını tetiklediği görülmüştür. Progestin aracılı apoptoz etkilerin, gebelik ve OKS (Oral Kontrasepsiyon) kullanımının over kanserinden koruyan etkilerin ana mekanizmalarından biri olabileceği belirtilmiştir (54).

Beş yıl ya da daha uzun süreli OKS alan kadında over kanseri riskinin bu yöntemi hiç kullanmayan kadınlara göre % 50 azaldığı belirtilmiştir (33). Çok sayıda vaka kontrol çalışmasında elde edilen sonuçlarda, OKS kullanımı over kanseri riskinini düşürdüğü görülmüştür. 3 yıl ve daha uzun süre OKS kullanımının epitelyal over kanser riskini % 30 ile % 50 oranında azalttığı bildirilmiştir (52).

Her doğumla birlikte gebeliğin over kanserleri riskine karşı koruyucu etkisinin olduğu görülmüştür (34). Yapılan vaka kontrol çalışmaları sonucunda, bir gebeliğin olması durumunda over kanseri riski yaklaşık % 30 azalmış olup sonraki her gebelikte ise over kanseri riskinin azaldığı saptanmıştır (49). Koruyucu etkisinin son doğumdan itibaren 10 ile 20 yıl sonrasına kadar devam ettiği ancak daha uzun sürede azaldığı belirtilmiştir (50). İnfertilitenin ovar kanseri rölatif riskini 2 kat arttırdığı görülmüştür (51). 18 ay veya daha uzun süre emziren kadınlarda over kanserinin riski hiç emzirmeyen kadınlara kıyasla % 34 daha az olduğu görülmüştür (53).

Prospektif bir vaka kontrol çalışmasında tanı öncesinde interlökinler gibi inflamatuvar sitokinlerin dolaşımında düzeylerinin, sonradan over kanseri geliştiren kadınlarda yükseldiği saptanmıştır. Bu veriler sonucunda enflamasyonun over kanseri riski ile ilişkili olabileceği görüşü ortaya çıkmıştır (55).

Birçok çalışma sonucunda endometrioziste, yaklaşık 2 odds oranında over kanserinde risk artışı ile ilişkili olduğu belirtilmiştir (56). Endometrioziste over kanseri riskinin nasıl arttığına dair mekanizma henüz bulunmasa da kronik enflamasyon zemininde endometriyotik implantlarda neoplastik transformasyon gelişmesine sebep olduğu öne sürülmüştür (57). Over kanserinde endometriozisle en sık ilişkilendirilen histolojik subtipler, şeffaf hücreli karsinom ve ovarian endometroid karsinomlardır (58).

Pelvik İnflamatuvar Hastalık (PID) sıklıkla cinsel yolla bulaşan hastalıkların bir sonucu olarak ortaya çıkmaktadır. Klinik olarak uterus, fallop tüpleri ve overleri kapsayan inflamatuvar süreç olarak etki eder. Bazı vaka kontrol çalışmalarda pelvik inflamatuvar hastalık öyküsü olan kadınlarda over kanseri riskinin arttığı belirtilmiştir (59).

2.4.2. Klinik ve Laboratuvar Bulgular

Over kanseri olan kadınlarda semptomlar çoğunlukla malignitenin ileri evrelerinde ortaya çıkmaktadır. Erken evrede over kanserleri genellikle asemptomatik seyreder (25). Hastalar ileri evrelere gelene kadar çoğunlukla hastalığa sahip olduklarından haberleri olmaz. Over kanserinin ‘sessiz katil’ olarak anılmasının nedeni bu durumdur (35). Ancak over kanserinin ‘sessiz katil’ diye tanımlanması tam olarak doğru değildir. Over kanseri olan kadınlara genellikle tanı koymadan bir yıl öncesinde belirti ve semptomlar olabilir (36).

Over kanserinde prezentasyon tipik olarak hafif, 2 haftadan fazla devam eden karın ağrısı veya pelvik ağrı olmasıdır. İleri evrede peritoneal tutulumunda şişkinlik, mide bulantısı, bağırsak alışkanlıklarında değişiklik olması ve üriner semptomların görülmesi tipik seyirdir (25). Ağrılı cinsel ilişki, sırt ağrısı ve adet düzensizliği de sık görülmektedir. Bazı çalışmalarda kombine semptomların varlığı over kanseri tanısı alma olasılığını arttırdığını bildirmiştir (36). Hasta şikayetleri olarak 2 haftadan fazla olan dirençli abdominopelvik ağrı, konstitüsyonel-üriner semptomların varlığı ve

bağırsak alışkanlığında değişiklikler olması patognomik olmamakla beraber ileri evrede over kanserlerinin, peritoneal tutulumu olduğunun tipik bulgusudur. Erken evre over kanseri asemptomatik seyreder (25). Over kanseri hastalarının başvuru semptomlarına Tablo 1’de yer verilmiştir. Non-spesifik semptomlar olmakla beraber tekrar eden semptomların varlığında over kanserlerinden şüphe edilmelidir. Over kanseri şüphesi olan hastaları CA-125, TVUS (Transvajinal Ultrasonografi) ve pelvik muayene ile değerlendirmek gerekir (61) Yapılan araştırmalar sonucunda tanı öncesinde en sık artmış karın çevresi, şişkinlik, halsizlik, karın ağrısı gibi belirsiz semptomlar olduğu saptanmıştır (60).

Kanser antijen 125 (CA-125), dişi üreme organlarından salgılanmaktadır. Büyümekte veya çoğalmakta olan bir tümörün neden olduğu gibi bir doku hasarı da kanda CA-125 seviyesinde yükselmeye neden olabilir (37). Bundan dolayı serum CA-125, over malignitesini tespit etmede standart tümör biyobelirteci olarak kullanılır (38). Fakat CA-125’in over malignitesi tanılarında kullanımda bazı kısıtlamalar vardır. Over dokusuna zarar veren endometriozis gibi diğer dişi üreme hastalıklarında da CA125 düzeyinin yükselmesine neden olur (39). CA125 / CEA (karsinoembriyonik antijen) oranı over kanser tanısında önemli bir laboratuvar bulgusu olup 25’ten yüksek olması anlamlı bulgudur (40). HE4 olarak da bilinen insan epididimi salgı proteini 4’ün de over kanserinde umut veren bir biyobelirteç olduğu kabul edilmekte ancak HE4 seviyelerinin tüm over kanserlerinde arttığı izlenmemiştir (41).

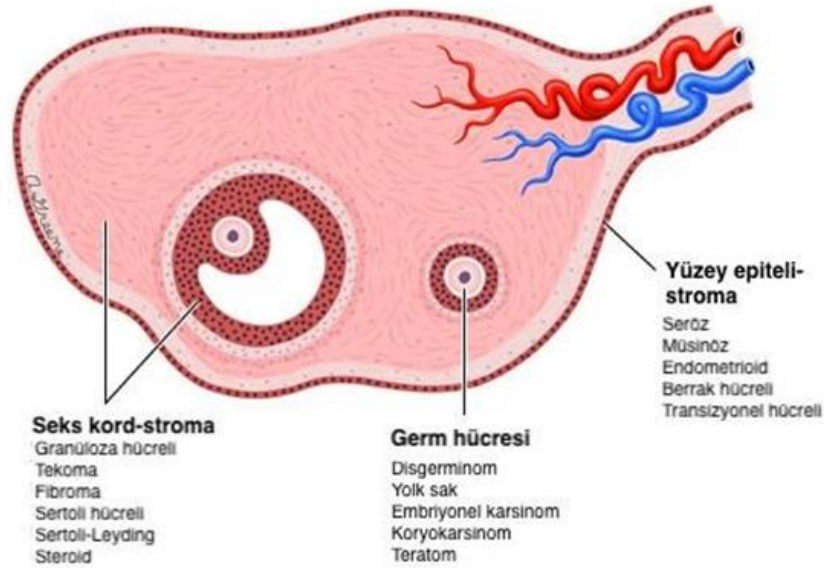
Tablo 1. Over kanserlerinde semptomların görülme sıklığı

Semptomlar	Erken Evre (%)	Geç Evre (%)
Karın şişliği	27.7	24.3
Abdominal ağrı	17.5	10.6
Gastrointestinal şikayetler	14.8	24.2
Vajinal kanama	12.6	11.6
Dizüri	9.8	4.7
Ateş/Yorgunluk	4.4	14.6
Bel ağrısı/Dispne	2.3	7.9
Asemptomatik	10.9	2.1

2.4.3. Over Kitlelerinin Histopatolojik Sınıflandırması

Dünya Sağlık Örgütü (DSÖ) tarafından kanserlerde sınıflandırma oluşturmak ve kanser teşhisinde uluslararası standartları belirlemek amacıyla yayınlanan “DSÖ

Kanser Sınıflandırılması” 2020 yılında güncelleme ile 5.baskısı yayınlanmıştır. Bu serisi kanserlerin teşhisi için altın standart olarak kabul edilir ve dijital moleküler patolojiyle histopatolojik tanının bir sentezini içermektedir (62). Over kanserleri içerisinde en sık görülen epitelyal tümörler olup over tümörlerinin yaklaşık % 90’ını oluşturur. Ardından % 3 ile germ hücreli tümörler ve % 2 ile seks kord stromal tümörler gelmektedir (43). Bu sınıflandırmada epitelyal over kanserlerinde beş temel histolojik tip listelenmektedir. Bu histolojik tipler görülme sıklığında göre; yüksek gradeli seröz karsinom % 70, endometrioid karsinom % 10, berrak(şeffaf) hücreli karsinom oranı % 6-10, düşük dereceli seröz karsinom oranı % 5 ve % 3-4 müsinöz karsinom vardır (43). Histolojik tipler farklı hücrelerden köken aldığından, 9 hücre soyuna özgü tanısal immünohistokimyasal belirteçler ve histotipe özgü onkojenik değişiklikler morfolojik tanıyı doğrulayabilir. Dört belirteçli bir immünohistokimyasal panel (WT1/p53/napsin A/PR), beş ana histotipi yüksek doğrulukla ayırt edebilir (44). Over kanserlerinde en yaygın tercih edilen histopatolojik sınıflandırma, DSÖ’nün sınıflandırmasıdır. DSÖ sınıflandırmasına göre kanser, kaynaklandığı dokuya göre ana gruplara ayrılır (63).



Şekil 3. Over kanseri orijinleri (137)

DSÖ 2020 over tümörleri güncel sınıflandırması aşağıdaki tablolarda şu şekildedir (Tablo 2).

Tablo 2. Dünya sağlık örgütü (DSÖ) over kanserleri histolojik sınıflandırması (63)

Over Kanserleri Sınıflaması
Epitelyal Tümörler
Germ Hücreli Tümörler
Mezenkimal Tümörler
Mikst Epitelyal Mezenkimal Tümörler
Seks Kord Stromal Tümörler
Çeşitli Tümörler
Tümör Benzeri Lezyonlar

Tablo 3. DSÖ over kanseri tiplere göre histolojik sınıflaması (63)

Epitelyal Over Kanserleri	Germ Hücreli Tümörler
Seröz Karsinom - Düşük dereceli seröz karsinom - Yüksek dereceli seröz karsinom Müsinöz Karsinom Şeffaf Hücreli Karsinom Endometrioid Karsinom Transizyonel Hücreli Karsinom Diğer Karsinomlar - Mezonefrik benzeri adenokarsinom - Karsinosarkom - Andiferansiye ve dediferansiye karsinom - Mikst Karsinom	Teratom Disgerminom Yolk Sac (Endodermal Sinüs) Tümörü Embriyonal Karsinom Poliembriyom Monodermal Teratomlar Ovaryan Koryokarsinom Mikst Germ Hücreli Tümörler Monodermal Teratom ve Dermoid Kist Kökenli Somatik tip Tümörler - Struma ovarii Germ Hücreli Seks Kord Stromal Tümörler - Mikst germ hücreli-seks kord stromal tümör - Gonadoblastom
Seks Kord Stromal Tümörler	Mezenkimal Tümörler
Saf Stromal Tümörler - Fibrom - Tekom - Fibrosarkom - Sklerozan stromal tümör - Taşlı yüzük stromal tümör - Mikrokistik stromal tümör - Malign Steroid hücre tümör - Leydig hücreli tümör Saf seks kord tümörleri - Juvenil tip granüloza hücreli tümör - Erişkin tip granüloza hücreli tümör - Anüller tübüller bulunduran seks kord tümör - Sertoli hücreli tümör Mikst seks kord-stromal tümörler - Seks kord stromal tümörü - Sertoli-Leydig hücreli tümör - Jinandroblastom	Endometroid Stromal Sarkom - Düşük dereceli endometrial stromal sarkom - Yüksek dereceli endometrial stromal sarkom Leimyosarkom Ovarian miksoma Mikst Epitelyel ve Mezenkimal Tümörler Adenosarkom Diğer Tümörler Rete ovarii kistadenom, Adenom ve Adenokarsinom Hiperkalsemik Tip Küçük hücreli karsinom Wolffian tümör Wilms tümörü Solid psödopapiller tümör

Tablo 4. Tümör benzeri lezyonların histolojik sınıflaması (63)

Tümör Benzeri Lezyonlar	Folikül Kisti Korpus Luteum Kisti , Gebelik Lüteoması Hiperreactio Luteinalis Büyük Soliter Luteinize Folikül Kisti Stromal Hiperplazi ve Hipertekozis Leydig Hücreli Hiperplazi Fibromatozis ve Masif Ödem
--------------------------------	--

2.5. OVER KİTLELERİNDE GÖRÜNTÜLEME

2.5.1. Ultrasonografi

Ultrasonografi (US), nispeten ucuz, x- ışını içermemesi, noninvaziv olması ve yaygın olarak bulunabilmesi sebebi ile şüpheli olan adneksiyal kitlelerin değerlendirilmesinde diğer görüntüleme yöntemlerine göre ilk tercih edilen yöntemdir (64). Transabdominal US, TVUS veya her ikisi birden tercih edilebilir. Endovajinal US, transabdominal US’de belirgin değerlendirilemeyen adneksiyal kitlelerin görüntülenmesinde gerekli olur. Yapılan çalışmalarda yüksek frekanslı transvajinal problarla değerlendirilen TVUS tetkik, pelvik organların yüksek çözünürlükte görüntülenmesini sağlaması nedeniyle adneksiyal kitlelerinin tanı almasında transabdominal ultrasonografiden daha yüksek spesifite ve sensitiviteye sahip olduğu ispatlanmıştır (65,66). Renkli Doppler Ultrasonografi (RDUS), solid-kistik ayrımında, kistik yapılar içerisinde solid kısımların olup olmadığını değerlendirmede ve gri skalada solid seçilen alanlarda ve septalarda kan akımının olup olmadığını saptamak için kullanılmaktadır (67). Ayrıca spektral incelemeyle dalga formunun analizi yapılır ve benign-malign ayrımını değerlendirilebilir olduğuna dair araştırmalar da vardır (68,69). Lezyonların duvar kalınlığı, iç duvar yapısı, septum özelliklerini ve ekojenitesini içeren birçok morfolojik skorlama sistemi kullanılmıştır. Overyan-Adneksiyal Raporlama ve Veri Sistemi (ORADS) risk skorlama sistemine göre malignite açısından şüpheli olan US bulguları; lezyonunun multiloküler olması, içinde solid bileşen bulunması, papiller projeksiyonlar içermesi, mural nodülünün olması, düzensiz sınırlara sahip olması, kalın duvarlı (>3 mm), düzensiz yapıda ve RDUS’ta kanlanması izlenen septalar içermesi, yüzey yapısının düzensiz olması gibi önemli bulgular yer alır (70).

2.5.2. Bilgisayarlı Tomografi

Bilgisayarlı Tomografi (BT), akut pelvik ağrı durumlarında rutin tercih edilmesine rağmen adneksiyal lezyonların primer değerlendirmesinde tercih edilmemektedir (71). Over kanserinin yaygınlığını belli eden bulgular olan pelvik organ tutulumu veya pelvik yan duvar invazyonları, peritoneal implantların varlığı, lenfadenopati ve asit varlığını değerlendirmede kullanılmaktadır. BT’de ilerlemiş over kanserleri tipik olarak kalın duvarlı, septasyonlu ve kontrast madde verilmesinin ardından daha net seçilen papiller çıkıntılı kistlerin varlığıyla kendini göstermektedir. BT, kitle içi makroskopik yağ ve kalsifikasyon varlığını göstermesiyle ayırıcı tanıda yardımcı olabilmektedir. Yapılan bir çalışma sonucunda BT’nin over kanseri tanısında yaklaşık % 81 duyarlı ve % 87 özgül olduğu bildirilmiştir (72). BT, oral kontrast madde kullanımı sayesinde bağırsakların, LAP ve peritoneal implantlardan ayrımının yapılmasında USG ve MRG’ye üstün tetkiktir (74). BT, over kanserlerinin tedavi öncesi değerlendirmesinde hastalığın yaygınlığını tanımlamada ve optimal cerrahi sitoredüksiyon olasılığının değerlendirilmesi açısından tercih edilen teknik olmaktadır (73). Sitoredüktif cerrahi sonrası hastalığın yaygınlığını değerlendirmede yardımcı olabilen tetkiktir (64).

Pozitron emisyon tomografisi/ Bilgisayarlı tomografi (PET/BT):

Öncelikle şüpheli olan rekürrenslerin postoperatif takiplerinde kritik öneme sahip tetkiktir (77,81). Yanlış pozitif ve yanlış negatif sonuçlardan kaçınmak amacıyla adneksiyal kitlelerin ilk değerlendirilmesinde tercih edilmez. Endometrioma ve Teratom gibi bazı benign lezyonların fluoro2-deoksi-glukoz (FDG) tutulumu olurken, 1 cm’den küçük, nekrotik veya düşük gradeli malign lezyonlarda FDG tutulumu izlenmeyebilir (82).

2.5.3. Manyetik Rezonans Görüntüleme

MR görüntüleme, malignite için yüksek bir negatif prediktif değere sahiptir ve sonografik olarak net seçilemeyen kitleler için non-invaziv bir risk sınıflandırması sağlamaktadır (75). Yumuşak doku çözünürlüğü yüksek olması ve X ışını kullanılmaması nedeniyle adneksiyal kitleleri değerlendirmede öne çıkan tetkiktir. Yüksek riskli özelliklerin belirlenmesinde daha yüksek bir duyarlılığa sahip olduğu için US ve BT’de net değerlendirilemeyen adneksiyal kitleler için en uygun sorun

çözücü tetkik olarak MR görüntüleme tercih edilebilir (76). MR Görüntüleme'nin adneksiyal kitlelerdeki üstün spesifitesi sayesinde çoğu benign lezyona tanı konabilmektedir. Böylelikle hastalara fertilite koruyucu cerrahi uygulanır veya gereksiz cerrahi işlemlerden kaçınması sağlanır (69).Yapılan çalışmalarda TVUS sonrası saptanan adneksiyal lezyonların yaklaşık % 25'inde malignite açısından belirsizlik izlenirken, MRG sonrası ise belirsizlik olan lezyonlarda oranı % 5'e kadar düştüğü bildirilmiştir (76-80). Iyer ve arkadaşları tarafından yapılan çalışma sonucunda şüpheli adneksiyal kitlelerin incelenmesinde intravenöz (IV) kontrast madde verilmeyen MR Görüntüleme'nin duyarlılığı yaklaşık % 76, özgüllüğü ise yaklaşık % 97, IV kontrastlı incelemede duyarlılığı % 81, özgüllüğü ise % 98 olarak bildirilmiştir (77). MRG'de lipit, hemoraji ve yüksek yoğunluklu proteinöz içerikli lezyonlar T1 ağırlıklı (T1A) serilerde hiperintens görünür. Bu özelliğinden dolayı tipik makroskopik yağ içeren dermoid kist, kan elemanları içeren hemorajik kist, endometrioma gibi lezyonlar MRG'de kolayca tanı alabilmektedir. Düz kas yapılar ve fibrotik dokular, T1A'da düşük veya ara sinyalde ve T2 ağırlıklı (T2A) sekansta hipointens izlenmektedir. Fibrotekoma ve leiomyomlar gibi solid fibrotik kitleler T2A'da düz kastan daha hipointens görülmeleri ve difüzyon kısıtlamamaları nedeniyle kolaylıkla tanı alır. Benign epitelyal over tümörleri genellikle kistik yapıda izlenir, malign epitelyal tümörler ise solid ve kistik bileşenler içermektedir. Kistik ve solid dokuların sinyalleri farklı izlenir. Solid ve kistik komponentleri birlikte içeren mikst tip lezyonlar T1A'da hipointens ve T2A'da nispeten hiperintens izlenir. Basit kistik lezyonlar T2A'da solid lezyonlarla kıyasla belirgin hiperintens olmalarıyla izlenir. Nekroz varlığın, solid alanlar, septalar, papiller projeksiyonlar gibi lezyonun iç yapısının daha iyi ortaya konmasını, omental ve peritoneal implantların saptamasını daha iyi ortaya koyabilmektedir (14,78,79). IV gadolinyum bazlı kontrast maddeyle yapılan DCE-MRG, malignitenin tanısını koymada önemli bulgular verir. Solid dokuların kontrast tutulumu görülür. Kontrast tutan ince duvarlar ve septalar solid komponent olarak kabul edilmez. Düşük riskli lezyonları değerlendirirken yavaş kademeli kontrast tuttuğu görülür. Orta riskli lezyonların myometriyuma göre daha yavaş kontrast tuttuğu fakat sinyal eğrilerinde platoya sahip olduğu izlenir. Bu lezyonlar değerlendirilirken DCE-MRG mevcut olmadığında arteriyel faz görüntülerde myometriyumla kıyaslandığında hipointens veya

myometriyum ile izointens izlenir. Yüksek riskli lezyonlar, başlangıç anlarında hızla kontrast tutarken sonrasında myometriyumdan daha dik bir eğri çizdiği görülür. DCE-MRG görüntüleme olmadığı durumlarda ise yüksek riskli lezyonlar arteriyel faz görüntülerinde myometriyumdan daha hiperintens izlenir (14).

2.6. MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME FİZİĞİ

MRG cihazının görüntü oluşturma sürecinde detayların ayrıntılı olarak bilinmesi radyologlar için önem arz eder. Çünkü klinik olarak incelenmesi gereken görüntülerde, normal yapıların ve patolojik bulguların birbirinden ayrılmasını sağlayan kontrast farkı, görüntülerin elde edilme sistemleriyle farklılık gösterir.

Klinik kullanımlarda görüntü elde edilen cihazlar 0.2 Tesla (T) ile 3T arasında değişkenlik gösteren manyetik alan içermektedir. Bunun yanında MR cihazı üreten her kurumun kullandığı yazılımı, programı ve sekans isimlendirmeleri bulunur. Çeşitli firmalardaki çeşitli MRG sekans isimlendirmelerine Tablo 5'te yer verilmiştir. Bu nedenle radyologların klinikte kullanılan cihaza detaylı bir şekilde hakim olabilmesi için MR cihazını bilen teknisyenler ve mühendislerle birlikte hareket etmesi ile gerekir.

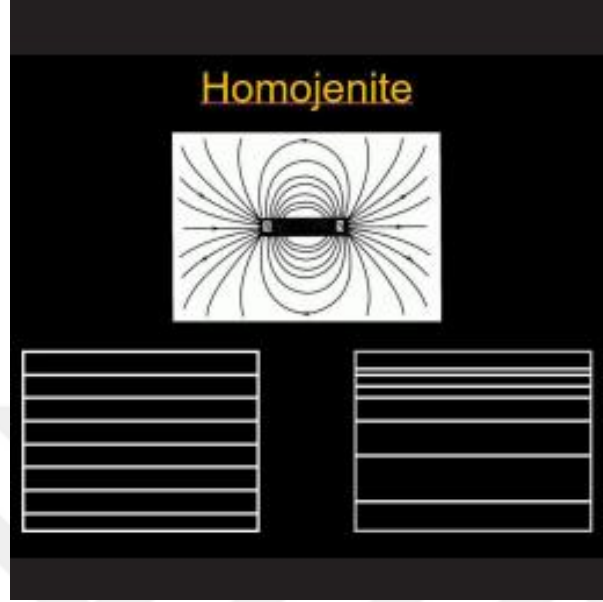
MR Görüntüleme ile ilgili olarak başlıca temel fizik detayların anlaşılması için atomik seviyede parçacık fiziğiyle ilgili bilgilerin elde edilmesiyle mümkün olabilmektedir. Bu sebeple ilk olarak atom nükleusu ve diğer atom altı parçacıklar ile ilgili temel bilgiler bilinmelidir.

Tablo 5. MRG sekanslarının çeşitli firmalarda adlandırılmaları (89)

Sequence	Siemens	GE	Philips	Hitachi	Toshiba
Generic Gradient Echo	GRE	GRE	FFE	GE	FE
RF-Spoiled GRE	FLASH	SPGR	T1-FFE	RSSG	T1-FFE
Coherent GRE with "FID" Refocusing	FISP	GRASS	FFE	SARGE (SG)	FE
Coherent GRE with "Echo" Refocusing	PSIF	SSFP	T2-FFE	TRSG	SSFP
Coherent GRE with Balanced "FID/Echo" Refocusing	True FISP	FIESTA	Balanced FFE	BASG	True SSFP
Coherent Balanced GRE using Dual-excitation	CISS	FIESTA-C	---	PBSG	---
Coherent Double GRE using Combined "FIDs" & "Echoes"	DESS	MENSA	---	---	---
Spoiled GRE using Combined Multiple FIDs	MEDIC	MERGE	M-FFE	---	---
Ultrafast GRE	TurboFLASH (2D) MP-RAGE (3D)	Fast GRE BRAVO (3D)	TFE 3D T1-TFE	RGE (2D) 3D-GEIR	Fast FE
Spoiled 3D GRE Variants	VIBE	FAME/LAVA	THRIVE	TIGRE	3D QUICK
GRE Plus SE with Combined Signal	TGSE	---	GRASE	---	Hybrid EPI

Sinyali elde etmek için hidrojen atomlarının çekirdeğinde yer alan protonların yüksek manyetik alanın içine yerleştirilmesi gerekir. Burada oluşan manyetik alanın gücü cihazdan cihaza farklı olmakla beraber, çoğu zaman 1,5 veya 3 Tesla manyetik alan gücü olan MRG aygıtları klinik kullanımda tercih edilir. Fakat çok yüksek manyetik alan gücü olan (10,5 Tesla) cihazların da deneysel amaçlı kullanımı vardır (3). 1 Tesla 10 bin Gauss'a eşit manyetik alan güç birimidir (1). 1 Gauss ise tanımlama olarak 1 cm² alandan geçen 1 manyetik vektör güce eşit bir birim demektir. Dünyanın manyetik alanı yaklaşık olarak 0,5 Gauss'a denktir. Bu sebeple 1,5 Tesla güce sahip bir cihazın gantri adı verilen boşluğun merkezinde dünyanın manyetik alan gücünün 30 bin katı gücü olan manyetik alan bulunur. Böylece 3 Tesla cihazın 60 bin katı olan manyetik alan ile ne kadar güçlü olduğunu göstermektedir. Göz ardı edilmemesi gereken husus ise bu kadar yüksek manyetik alan olması, çekim alanı için her şeyden öncesi güvenlik tedbirlerine dikkat etmek gerektiğini göstermektedir. Manyetik alanın homojenitesi, görüntü kalitesi için önemli bir konudur. Homojenite, manyetik vektörlerin mümkün olduğunca birbirilerine paralel konumda yer almasıdır. Görüntüleme cihazının homojenite birimi ppm (parts per million) ile ifade edilir. Her milyon vektörün çizgisinde homojen olmayan vektörlerin sayısını verir. Ppm değeri ne kadar küçük olursa homojenite de o kadar

iyi olur (Şekil 4). Cihazın kurulum aşamasındayken manyetik alan homojenitesi en iyi seviyelere ayarlanmalı ve periyodik olarak test edilmesi gerekir (137).



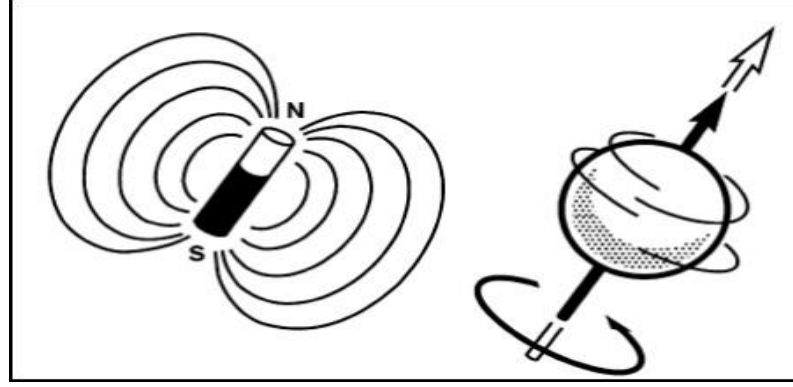
Şekil 4. Manyetik alan oluştuğu zaman manyetik vektörler oluşur. Herhangi bir alanda yer alan manyetik vektörler ne kadar birbirlerine paralel ve eşit uzaklıkta ise manyetik alanın homojenitesi o kadar iyi olur (sol alt). Sağ altta yer alan şematik gösterimdeki gibi vektörler arası uzaklık yani eşitsizlikler, inhomojenite anlamına gelmektedir ve inhomojenitenin birimi ppm (parts per million) olarak ifade edilir.

2.6.1. Fizik Prensipler

MRG, manyetik alanda vücuda radyofrekans (RF) dalgalar gönderilir ve sonrası vücuttan yayılan sinyallerin toplanması ile görüntüye dönüştürülmesi olayına dayanan bir tekniktir.

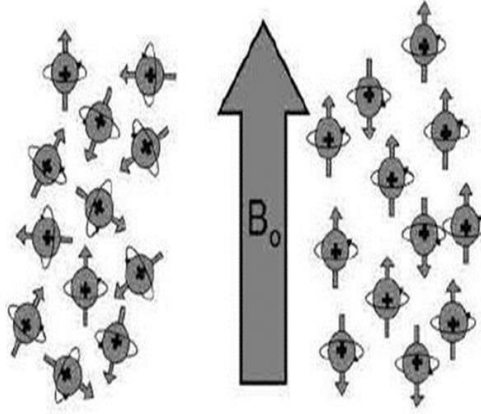
MRG'nin fizik prensiplerini ilk kez 1946 yılında Purcell ve Bloch adında bilim insanları tanımlanmıştır. Bu buluş araştırmacılara fizik alanında 1951 yılında Nobel ödülü kazanmasını sağlamıştır. MRG, ilk defa 1973 yılında Paul Lauterbur tarafından kullanılmıştır (83). MR Görüntüleme, güçlü manyetik alan içinde, radyo dalgalarının kullanılmasıyla kesitsel görüntülerin oluşturulduğu bir inceleme yöntemi olan MR görüntülemeye hasta cihaz masasına yatırılarak ana mıknatısın oluşturduğu manyetik alan içine yerleştirilmektedir. Cihazda yer alan sargılarla oluşturulan radyo dalgaları, radyofrekans dalgaları (RF) olarak adlandırılır ve pulslar şeklinde uygulanır. Uygulanan RF dalgasının frekansı vücutta bulunan protonların oluşturduğu salınım frekansına benzerse RF enerjisinin protonlara aktarılmasıyla

protonların uyarılması sağlanır. Bu olaya manyetik rezonans adı verilmektedir (84). MRG'de iki tür manyetizma vardır. Bunlardan biri protonların etkisiyle oluşan mikroskopik düzey manyetizma (nükleer manyetizma), ikincisi ise cihazda olan elektromıknatıs yapının oluşturduğu ve gücü Tesla ile belirtilen kuvvetli eksternal manyetizma vardır. Atom çekirdeğinde proton ve nötron olarak adlandırılan nükleonlar yer alır. Bu nükleon yapılar kendi çevresinde sürekli bir şekilde spin hareketleriyle dönüşler yapmaktadır. Spin hareketler nükleonun etrafında bir manyetik alan oluşturmaktadır (Şekil 5). Çift sayıda proton ve nötron içeren çekirdeklerin manyetik moment olmaz. Ancak nötron, proton, veya ikisinin de tek olduğu çekirdeklerde manyetik dipol moment oluşmaktadır. Bu türdeki çekirdeklerin manyetik rezonansı vardır. Biyolojik yapılarda olan ve bu özelliği olan atomlar Hidrojen-1, Sodyum-23, Fosfor-31 ve Karbon-13'tür (83). Hidrojen atomu çekirdeğinde nötron bulunmayıp sadece bir proton mevcuttur. Bu özelliği nedeniyle vücutta en güçlü manyetik dipol momentumuna sahip atom hidrojendir. Vücut dokularında çok yoğun bulunması nedeniyle ve güçlü manyetik dipol momentumuna sahip olması ile MR görüntülemeye sinyal elde edilmesinde ve bazı spektroskopi uygulamaları dışında hemen her zaman hidrojen kullanılmaktadır (86,87). MRG'de yaygın olarak tercih edilen yöntem; insan vücudunda çok bulunması ve yüksek manyetik alan oluşturmaya sebebiyle bir protonu olan hidrojen izotopu tercih edilmektedir. Vücudun hemen her dokusunda bol olan su ve yağ moleküllerinde vardır. Hidrojen atomu yapısında bir elektron ve bir proton vardır. Vücutta protonun spin hareketleri her yöne gelişigüzel dağınık şekilde gerçekleşir ve momentumlarının toplamı kadar kuvvet oluşturmaz. Bu protonlar güçlü manyetik alanda bulundukları zaman manyetik alan yönüyle paralel ve antiparalel olarak dizilim oluştururlar. Paralel şekilde dizilen protonlar antiparalel dizilenlere göre daha fazla olur. Böylelikle alanda net bir manyetik kuvvet meydana gelir ve bu olaya longitudinal manyetizasyon adı verilir (Şekil 6) (83,85).

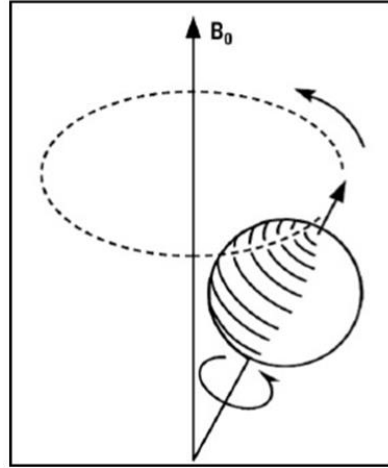


Şekil 5. Spin hareketi ve manyetik dipol oluşumu (138)

Protonların yaptığı diğer hareket şekline ise salınım (presesyon) hareketi denir (Şekil 7). Salınım hareketinin oluşumu, bir dış manyetik alanın eksenine etrafında dönme hareketiyle oluşur. Ancak salınım olayı kuvvetli bir manyetik alan içinde ortaya çıkarken spin hareketleri ise her zaman oluşur. Görüntü oluşumunda kullanılan puls sekanslarında ve rezonans olayında salınım hareketi oldukça önem taşır.



Şekil 6. Protonlar kuvvetli bir manyetik alanda (B_0) olduğunda, ana manyetik alana paralel şekilde üretilen net manyetizasyon (73)



Şekil 7. Ana manyetik alanın çevresinde dipolün salınım (presesyon) hareketleri (138)

Manyetik alan gücüyle salınım frekansı arasında ilişki, Larmor denklemi ile hesaplanmaktadır.

Larmor Denklemi;

$$\omega = \gamma \cdot B_0$$

B_0 = Manyetik alanın gücü

ω = salınım frekansı (MHz)

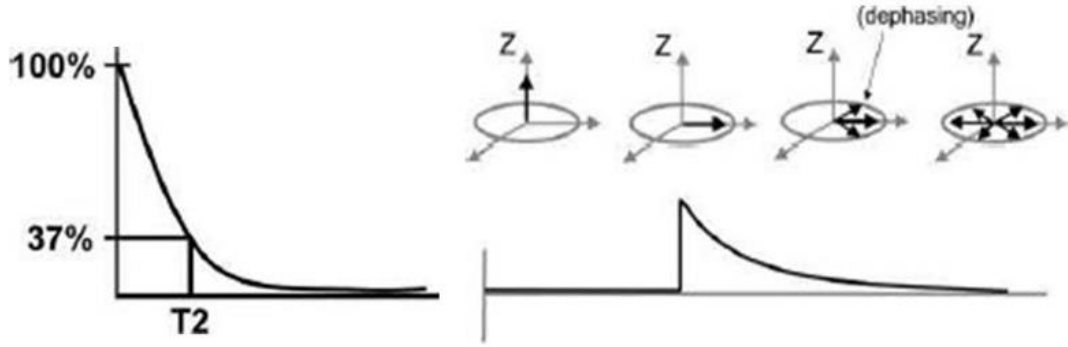
γ = Sabit (“gyromagnetik” katsayı, Hidrojen atomu için 42,6 MHz/Tesla)

(86).

Manyetik alanda bulunan uyarılmamış protonlar longitudinal manyetizasyon oluşturur. Ama bu şekilde protonlardan sinyaller alınamamaktadır. Sinyal oluşturabilmek için protonları 90° RF puls ile uyararak konumlanırlar. Böylelikle protonlar paralel pozisyonlarından sapar ve 90° açı yaparak konumlanırlar. Protonların bu yeni konumlanmasına transvers manyetizasyon ve RF puls ile uyarılmasına da rezonans denir.

Rezonans olayında verilecek RF puls, uyarılması planlanan protonların presesyon frekansı ile aynı frekans olması gerekir. Uyarılmayla protonlar arasında faz uyumu (in faz) oluşurken RF puls kesildiğinde ise protonlar arasında etkileşimler sonucunda faz birliktelikleri bozulmaktadır. Bu olayın sonucunda faz kaybı (out of faz) meydana gelir. Dışarıdan gönderilmiş radyofrekans dalgaları sonlandığında uyarılmış protonların yeniden düşük enerjili başlangıç pozisyonlarına dönmesi olayına longitudinal (T1) relaksasyon adı verilir. Atomların dışarıdan algılanabilen hareketi ve dönüşün süresi ölçülebilir. Burada dokuların ilk konumda olduğu longitudinal

kuvvetlerinin % 63'ünü geri kazanmalarında geçen süre, dokunun T1 relaksasyon süresidir. Burada geçen süre manyetik alan kuvveti ve dokunun özelliklerinden dolayı değişkenlik gösterir. Sisteme verilmiş enerji (RF) sonlandığında, longitudinal relaksasyonun dışında transvers relaksasyon (T2 relaksasyon) adı verilen diğer bir enerjinin transferi oluşur. Transvers relaksasyon bu transvers manyetizasyonun olayının kaybına neden olur. (Şekil 8). T2 relaksasyon, T1 relaksasyona göre daha hızlı gerçekleşir ve T2 relaksasyonun süresi, cihaz manyetik alan kuvvetinden bağımsız kabul edilir. Ancak T2 süresi dış ve iç manyetik alanın inhomojenitesiyle değişiklik gösterir. Koiller aracılığıyla algılanabilen sinyaller, alternatif akıma ve sonra bilgisayar yardımı ile görüntüye dönüştürülmektedir (83,85).



Şekil 8. T2 relaksasyonu ve transvers manyetizasyon (90)

Salınım hareketi gerçekleştiren spinlere enerji aktarımının olması için ana manyetik alanın gücü kadar ve Larmor frekansı denkliğinde bir RF pulsu uygulanması gerekmektedir. RF pulsu uygulandıktan sonra iki temel olay gelişmektedir;

1. Paralel konumdaki düşük enerjili protonların bir kısmı enerji absorbe edip yüksek enerjili hale geçerler ve antiparalel dizilim meydana gelir. Böylelikle longitudinal manyetizasyon azalır.

2. Faz dışı salınım gösteren protonlar faz içi konuma geçmektedir. Böylelikle protonların manyetik vektörleri aynı zamanda salınım çemberinin aynı noktasında konumlanmaktadır. Böylece transvers planda yeni bir manyetik vektör meydana gelir. Uygulanan RF puls, 90 derecelik bir sapmayla longitudinal manyetizasyonu

transvers manyetizasyon haline getirdiğinden “90°’lik RF pulsu” olarak isimlendirilmektedir (86,87).

RF pulsu uygulaması kesildiği zaman ise;

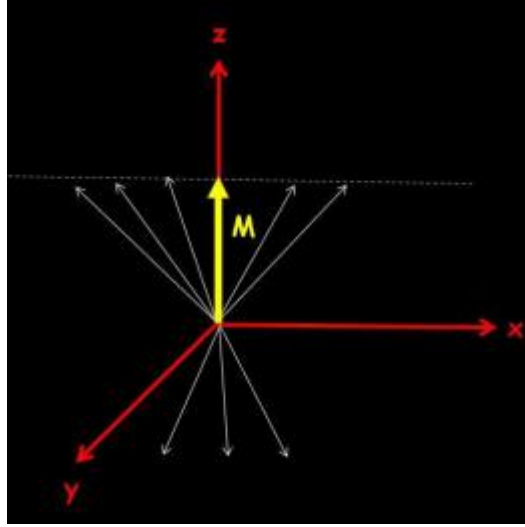
1) Protonların bir kısmı antiparalel konumdan paralel konuma geri dönerler ve longitudinal manyetizasyon tekrar oluşur.

2) Faz içi salınım gösteren protonlar dağılıp faz dışı konuma dönmeye başlarken protonların manyetik vektörleri, salınım çemberinin farklı noktalarında konumlanmaktadır. Bu durumda transvers manyetizasyon azalmaktadır.

Sinyal oluşumu anlaşılabilmesi için aynı faz pozisyonuna geçiş aşamaları önem arz eder. Bu aşamanın daha iyi anlaşılır ve kafada canlandırılması için üç boyutlu şekilde dışsal ana manyetik vektörle doku vektörünün düşünülmesi doğru olur. Bu durum için dışsal ana manyetik alanın vektörün yönündeki eksen z eksenine ya da longitudinal eksen, bu eksene dik konumda olarak diğer iki eksen, yani x ve y eksenler olarak belirlenir. X ve y eksenler, aynı zamanda transvers kesiti de oluşturur (Şekil 9). Doku manyetik vektörü (M), radyofrekans uygulanmasından önce z eksenine aynı yöne olur (Şekil 10).



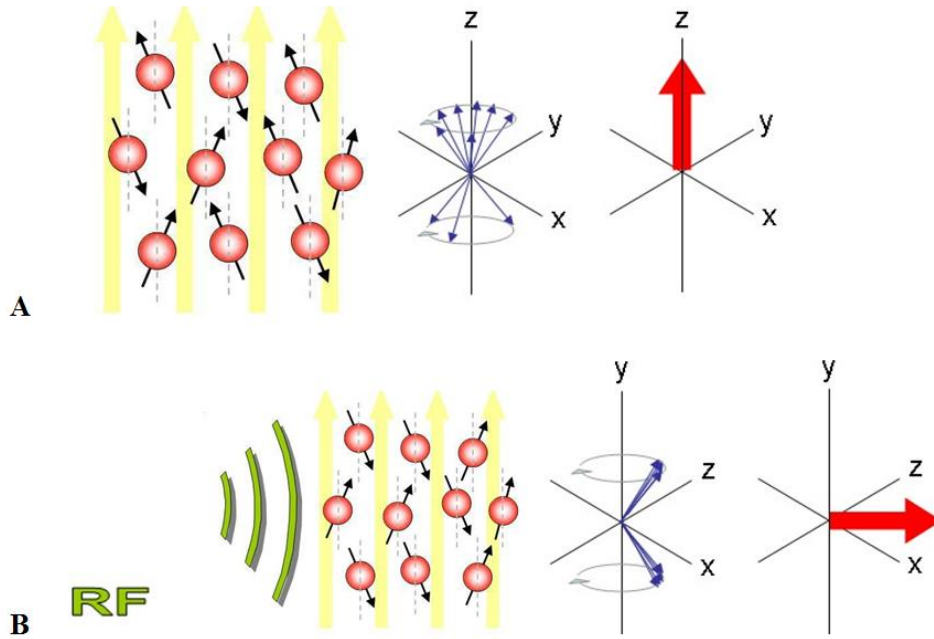
Şekil 9. Görüntü oluşumu açıklanmasında kullanılan eksenler: Cihazın oluşturduğu dışsal ana manyetik alan vektörü yönünde olan z eksenine (longitudinal eksen) ve buna dik yerleşimli iki eksen de x ve y eksenleri şeklinde belirlenir. X-y eksenleri aynı zamanda transvers kesiti de oluşturur.



Şekil 10. Dışsal manyetik alan yönünü gösteren ve z eksenine paralel konumdaki protonların sayısı antiparalel olan protonlardan göre daha fazla olur. Bu sebeple doku manyetik vektörü (M, sarı ok), RF puls uygulanmadan önce z eksenine aynı yönde olur.

Protonların RF uygulaması öncesindeki konumlarına dönmesine “relaksasyon” adı verilmektedir. İki çeşit relaksasyon var. T1 Relaksasyon (spin-çevre etkileşimi), RF puls ile protonlar aldığı enerjileri çevresine verir. T2 Relaksasyon (spin-spin etkileşimi), protonların birbirleriyle etkileşerek enerji seviyesini değiştirmesidir.

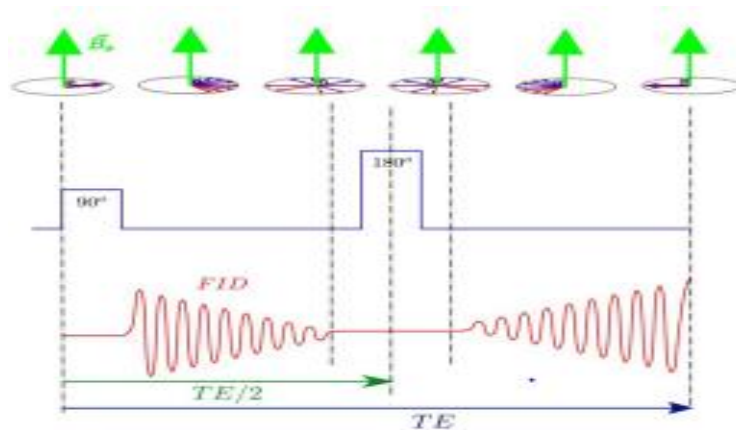
Transvers manyetizasyonun azalıp kaybolması sürecine ise transvers relaksasyon adı verilir. Longitudinal manyetizasyonun RF pulsı öncesindeki haline geri dönmesine longitudinal relaksasyon denir. RF pulsunun kesilmesiyle x ve y eksenindeki transvers manyetizasyon vektörü z ekseninde longitudinal manyetizasyon vektörüne dönüşmektedir. Dönüşüm sürecinde değişen manyetizasyon vektörlerinin birlikte oluşturduğu toplam vektör spiral şeklinde hareketler oluşturur (Şekil 11) (86,87).



Şekil 11. Longitudinal manyetizasyon (A), Transvers manyetizasyon (B) (139)

Sürekli hareket halinde ve değişim gösteren bu manyetik vektör elektrik akımını üretmektedir. Bu akımı alıcı bakır sargı tarafından kayıt edildiğinde amplitüdü azalan sinüzoidal bir sinyal meydana gelir. Bu sinyale “Free Induction Decay (FID)” sinyali denir (86,87).

Şekil 12’de FID sinyalinin intensite-zaman grafiği gösterilmiştir (88).

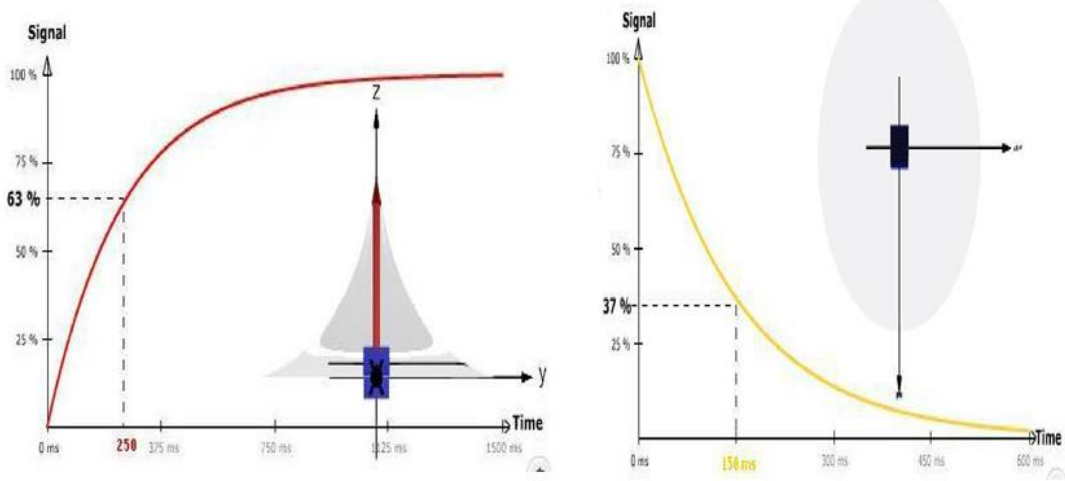


Şekil 12. 90° RF puls sonrasında oluşan FID (Free Induction Decay) sinyal amplitüdü, sinüzoidal şekilde azalması izlenir. FID sinyali kaydetmek için kısa bir sinyaldir. 180° RF puls sonrasında sinyalin yeniden kazanımı ve TE için geçen sürenin sonunda, yani sinyalin kaydı yapılırken maksimum seviyeye çıktığı görülür.

Transvers manyetizasyonun % 63'ünün kaybolduğu (% 37'sinin kaldığı) süreye transvers (T2) relaksasyon zamanı adı denir. Transvers relaksasyonun temel iki nedeni şunlardır;

1) Spin-spin relaksasyon: Komşu protonların etkileşimi sonucu ortaya çıkan, geri dönüşsüz faz kaybına denir. Gerçek T2 relaksasyon olarak da isimlendirilir.

2) T2 relaksasyon: Lokal manyetik alan inhomojenitelerine bağlı olan faz kaybıdır. Spin eko sekans 90° RF puls uygulandıktan sonra 180° RF puls uygulanmasıyla manyetik inhomojenitelere bağlı faz kaybı geri döndürülür. (Şekil 13).

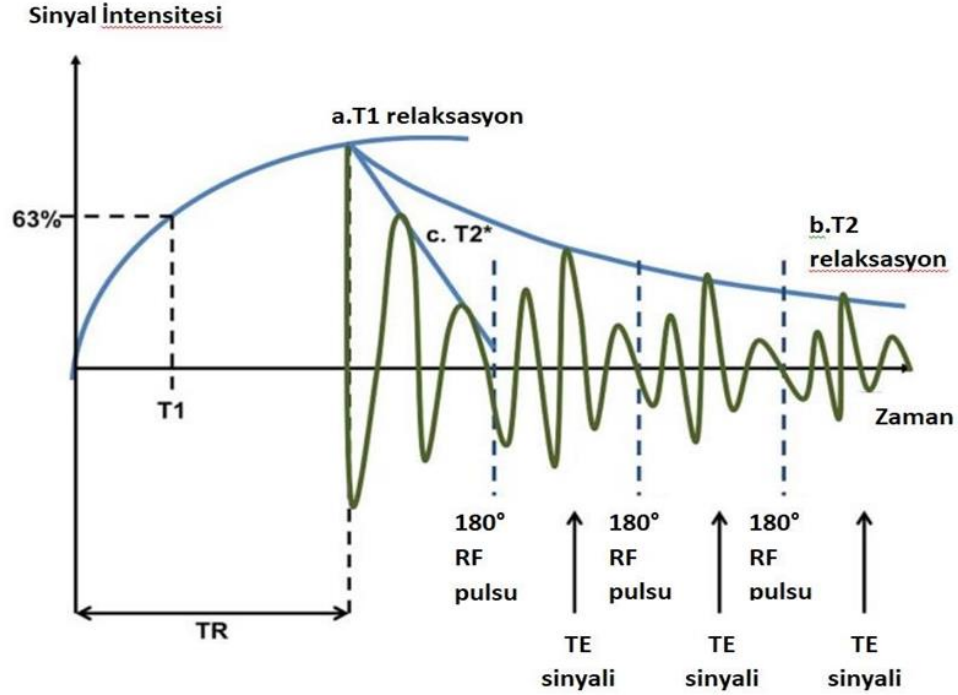


Şekil 13. T1 relaksasyon ve T2 relaksasyon (140)

T1 süresi; longitudinal manyetizasyonun $2/3$ 'ü yani % 63'ünün geri kazanımı için geçen süredir. Farklı boyutta ve konsantrasyonda makromolekülleri bulundurmaları sebebiyle dokuların T1 süreleri birbirinden farklı olur. T2 süresi; transvers manyetizasyonda $1/3$ 'ü yani % 37'sinin kaybedilmesinde geçen süredir. Birçok dokuda T2 süresi T1 süresine kıyasla daha kısa olur.

RF pulsunun kesilmesi ile tekrar oluşan longitudinal manyetizasyonun % 63'ünün geri kazanıldığı süreye longitudinal (T1) relaksasyon zamanı denir. Protonların yüksek enerjiden düşük enerjiye geçer iken çevreye enerji verdikleri duruma “spin-lattice relaksasyon” olarak adlandırılır (86,87). Bu protonların faz içi konumu kısa sürede bozulurken antiparalel konuma geçmiş protonların paralel konuma gelmesi daha uzun sürmektedir. Bu sebeple T1 relaksasyon zamanı her

zaman T2 relaksasyon zamanından daha uzun sürer. Şekil 14'te T1, T2 ve T2* relaksasyonun şematik çizimi gösterilmiştir (89).



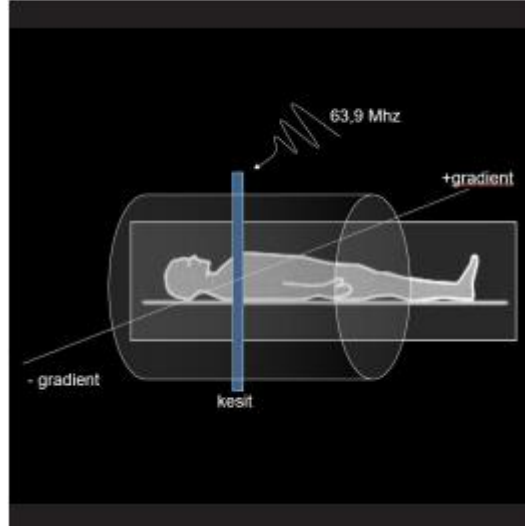
Şekil 14. T1, T2 ve T2* relaksasyon eğrilerinin şematik gösterimi. (a) T1 eğrisi: Bir RF pulsunun kapatılmasından sonra longitudinal manyetizasyonun zaman içindeki geri kazanım çizimi bir T1 eğrisi verir (b) T2 eğrisi: 180°'lik RF pulsu verilmesi, protonları refaze ederek dış manyetik alan homojensizliğinin etkilerini ortadan kaldırmaya çalışır. Bu, TE sinyali yoğunluğunda geçici bir kazanımla sonuçlanır. 180°'lik bir RF pulsu dizisi, bir spin eko zinciriyle sonuçlanır. Sonraki her eko, T2 etkileri nedeniyle daha düşük yoğunlukta olacaktır. Spin eko yoğunluklarını birleştiren bir eğri, T2 eğrisidir. (c) T2* eğrisi: Bu eğri, 180° RF pulsları uygulanmadığında ortaya çıkar. T2* etkileri nedeniyle sinyal çok daha hızlı bozulur.

2.6.2. Görüntü Oluşumu

MRG'nin görüntü oluşumunun temeli, dokuların relaksasyon sürelerinde farklılık olmasından kaynaklanır. Protonlar RF pulsu kesildiği zaman yüklendikleri enerjiyi ortama geri verir. Oluşan enerji bakır sargılar aracılığı ile elektrik akımı yani MR sinyali olarak toplanmaktadır. MR sinyalinin görüntü oluşturmaları için uzaysal konumunun belirlenmesi gerekmektedir. Bu sebeple faz farklılıkları, frekans farklılıkları ve alıcının bakır sargılara uzaklığı gibi parametreler kullanılmaktadır (84). MR Görüntüleme'de görüntü oluşumu iyi zamanlanmış puls sekansları ile gerçekleşir. Ana manyetik alan (B_0) sürekli açıkken RF puls ile gradyan sargılar uygun zamanlamalarla açılıp kapatılmaktadır (84).

MRG sinyalinin geliş noktasını belirlemek için gradyan sargılar aracılığıyla manyetik alanın şiddeti kademeli olarak değiştirilmesi gerekir. Bu gradyan sargılar, yer aldığı eksen boyunca lokal rezonans frekansını birkaç yüz ile birkaç bin Hertz arası değiştirerek MR sinyalinin geliş lokalizasyonunu saptar. RF sargıların hemen dışında konumlanmaktadır ve rulo şeklinde bir kılıf üzerinde ince, iletken tabaka veya tel halka şeklinde bulunmaktadır. Gradyan sargılar, birbirine dik x, y ve z planlarında uygulanmaktadır ve üzerinden elektrik akımı geçirilmesiyle sekonder manyetik alan oluşumu sağlanır (86,87). Z gradyanı, Maxwell sargı sistemine uygun şekilde zıt yönlerde akım taşınan iki adet bobin kullanılmasıyla sağlanır. Manyetik alan şiddeti gradyanın merkezinde sabit kalırken bir uca doğru giderek artacak ve diğer uca doğru giderek azalacak şekilde değişim gösterir. Böylelikle z ekseninde bulunan protonların her noktada farklı manyetik alan şiddetine maruz kalmasıyla farklı frekans göstermesi sağlanmaktadır. Bu olaya kesitler arası faz kodlama adı verilir. Uygun frekans ile RF pulsu gönderilip istenilen kesitteki protonlar uyarılabilir ve sonucunda istenilen kesit tercih edilir (86).

Kesit alınmasında ilgili bölgede protonlarla rezonansın gerçekleşmesi, diğer alanlarda olan protonların da rezonans dışında kalması sağlanmış olur. Bu olayı yapabilmek için, cihazın “gantri” ismi verilen merkez boşluğu boyunca, kesit kodlama gradienti oluşur. Yani longitudinal eksen(z eksen) boyunca manyetik alan gücü giderek artan (ya da azalan) olarak hızla değişir. Böylelikle z eksen boyunca manyetik alan kuvveti farklı alanlarda farklı değerlerde gerçekleşir. Verilen RF pulsu sadece ilgili alanda bulunan protonlarla rezonansı gerçekleştirir. Diğer yerler rezonans dışında kaldığından MR sinyaline katkısı yoktur. Bu biçimde longitudinal ekseninde sadece kesite girilmesi istenen protonlar görüntü sinyal vermiş olacaktır. Şekil 15’ te kesit eldesi şematik bahsedilmiştir (90,95).



Şekil 15. Kesit eldesi: Cihazın merkezi boşluğu(gantri) boyunca, kesit kodlama gradienti oluşur. Verilen RF pulsu ilgili alanda bulunan protonlarla rezonansı gerçekleştirir ve sadece kesite girilmesi istenen protonlar görüntü sinyal vermiş olacaktır.

Bu bilgilerin ışığında, kesit kalınlığını ayarlamak için iki farklı teknik uygulanabilir. İlk olarak z eksenı boyunca oluşan kesit kodlama gradientinin gücünü artırmak ile olur. Kesit kodlama gradientin güç artışı kesit kalınlığını azaltmaktadır. Diğer yöntem de verilen RF pulsun bant genişliğinde değişim yapmaktır ve bant genişliği artınca uyarılan protonlarda frekans sınırları da artacağı için kesit kalınlığında artış olacaktır (90). Böylece kesit kalınlığı RF bant genişliğiyle doğru, kesit kodlama gradientin gücüyle ters orantıda olduğu söylenebilir ve formül aşağıdaki gibidir:

Kesit kalınlığı: $RF\ BW / (g \cdot GA)$

RF BW: RF bant genişliği, g: Giromanyetik sabit, GA: Kesit kodlama gradient amplitüdü

Bu formüle göre verici RF bant genişliği arttıkça kesit kalınlığı da doğru orantılı olarak artmaktadır. Gradyan gücünün artmasıyla kesit kalınlığı ters orantılı olarak azalmaktadır. Frekans kodlama gradyanı sinyal kaydıyla eş zamanlı çalıştırılan bir gradyan olup çalıştığı zaman manyetik alan şiddeti dikey ekseninde giderek artar. Böylelikle tek kesit içindeki her kolonda farklı salınım frekansı meydana gelir. MR sinyali okunurken çalıştırıldığı için sekans süresi etkilenmez (86). Faz kodlama gradyanı aynı kesit içinde yer alan farklı satırları (voksel)

birbirinden ayırmak için kullanılmaktadır. Gradyan çalıştırıldığı vakit farklı salınım frekansı kazanan vokseller arasında, gradyanın kapanması ile eski haline döndüğü zaman faz farkı gelişmektedir. Böylelikle faz kodlama eksenini boyunca her satır farklı faza sahiptir.

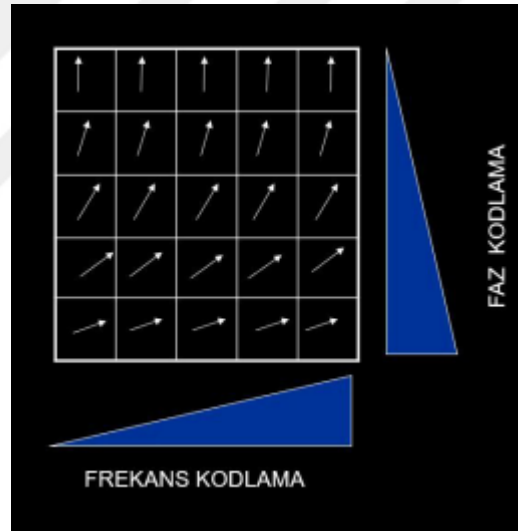
Her vokselin frekans bilgisi Fourier transformasyonu adı verilen matematik algoritma işleminden geçerek çözümlenmiş olur (86). Fourier transformasyonu sonrası elde edilen frekans ve faz bilgileri K alanına (K-Space) yerleştirilmiş olur. K alanı bir boşluk değil matematiksel algoritmayı ifade eder. MRG kesitinin ham bilgisini barındıran matris formunda bir depolama alanından oluşur. K-Space'de x ve y eksenlerinde faz kodlama ve frekans kodlama gradyanlarından gelen sinyallerin frekanslarına göre yerlerin belirlenmesi yapılır. Merkez kesiminde kontrast rezolüsyonunu belirleyen düşük frekanslı sinyaller yer alırken periferinde yüksek frekanslı uzaysal rezolüsyondan sorumlu sinyaller vardır (87). Sonuç itibarıyla kesit belirleme, frekans kodlama ve faz kodlama gradyanlarının yapılan kodlamayla her vokseldeki protonlar kendine özgü özellik kazanır. Böylece sinyalin hangi vokselde geldiğinin bilgisi saptanarak MR görüntüsü oluşur (87).

2.6.3. Frekans ve Faz Kodlama

Frekans kodlama ve faz kodlama; x ve y düzlemlerinde görüntü matrisine ulaşacak bilgilerin kodlanmasıyla oluşturulan manyetik alan gradientidir. Frekans kodlama gradienti, kesit belirleme gradientine dik yerleşimli olup kesite paralel pozisyonda yerleşir. Hedeflenen kesitte, kesite paralel olacak şekilde sinyallerin hangi vokselde geldiği belirlenir. Kesitin içerisinde farklı gradientlerin oluşması sağlanır. Fakat matrisin oluşması ve sıra belirlenmesi için sinyalin kaynağının hangi sıralardan geldiğinin de belirlenmesi gerekir. Bu durum için 3. bir boyut olan frekans kodlama ve kesit belirleme gradientlerine dik başka bir gradient kullanılmaktadır. Bu işlemin adı da faz kodlama gradientidir (87). Bu tanımlamalardan önce piksel ve vokselin açıklanması gereklidir. Piksel iki boyutludur ve elde edilen görüntüdeki en küçük parçaya denir. Piksel boyutu uzaysal rezolüsyon ile ilişkilidir ve boyutu ne kadar küçük ise uzaysal rezolüsyon o kadar iyi oluşur. Voksel ise üç boyutludur ve kesit kalınlığı ile piksel alanı birlikteliğinden elde edilmektedir. Her bir görüntü insan vücudunda dokuları yansıtan voksellerden oluşur. Faz kodlama gradienti, faz

değiştirmeyi yapan bir manyetik alan gradientidir. Böylece elde edilecek görüntünün matriksini sağlayan atomlar arasında faz farkı oluşturulmaktadır. Frekans kodlama gradienti, sinyalle eş zamanlı uygulanmaktadır. Tek seferde çalıştırılır ve sekansın süresini etkilemez.

Sonuç olarak sinyal kaydı alınırken elde edilen görüntünün vokselleri içerisinde yer alan atomların geri kalan voksellerdeki atomlarla faz ve frekans farkı oluşur (Şekil 16). İletilen RF pulsları sonrasında alınan sinyaller alıcı sargılar aracılığıyla birleştirilir ve frekans faz düzlemlerine koyularak Fourier Transformasyon (FT) adındaki bir matematiksel algoritmayla k-boşluğuna aktarılmaktadır. K boşluğu Fourier Transformasyonla gelen frekans ve faz bilgilerinin aktarıldığı matrikse denir. Böylece k boşluğunda elde edilen bilgilerin ikinci defa FT işleminden geçirilmesiyle MR görüntüsü oluşturulur.



Şekil 16. Frekans ve faz kodlama gradientleri uygulamasıyla, sinyal kaydı yapıldığı zaman, görüntünün matriksinde yer alan voksellerdeki protonların, diğer voksellerde olan protonlarla ya faz ya da frekans farkı gerçekleşir (95).

Half - Fourier transformasyon: Faz kodlama doğrultusunda, sinyallerin yarısından biraz fazlası toplanırken geri kalanı da bilgisayar aracılığıyla tamamlanan görüntünün oluştuğu tekniğe denir. Tetkikin süresinde kısalma olsa da sinyal / gürültü oranı azalır ve rezolüsyonda düşme görülür.

Rektangular FOV (Field of View): K alanı boyutunda azalma olmadan, faz gradientlerinin kuvveti sabit tutulurken çizginin mesafeleri artırılır ve çizgi sayısının

azaltılmasına denir. Rezolüsyonun kaybı yoktur. FOV, y ekseninde yarısına inmiştir (83).

2.6.4. Görüntü Optimizasyonu ve Çözünürlük

Optimal görüntü kalitesi elde etmek için önemli parametreler bulunur. Bu parametreler; tarama süresi, faz kodlama sayısı, TR, uzaysal çözünürlük, kontrast çözünürlüğü, eksitasyon sayısı-number of excitation (NEX), kontrast-gürültü oranı (CNR) ve sinyal gürültü (noise) oranı (SNR) ile değişiklik göstermektedir.

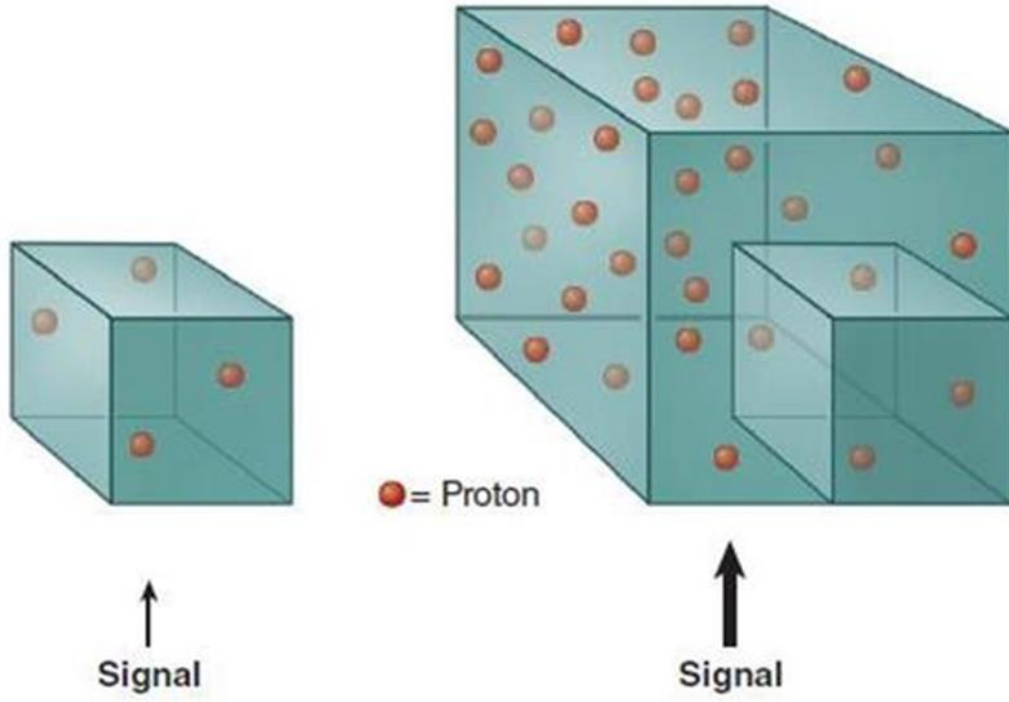
Kontrast çözünürlüğü: Görüntü kalitesini tanımlar. CNR ve SNR tarafından belirlenmektedir. Sinyal intensitesi, her vokselde sağlanan bileşenin, görüntüye iletildiği parlaklığın seviyesine denir. Gürültü, zeminden elde edilen sinyalin derecesinde olan değişikliklere denir. En belirgin gürültü nedeni insan dokusunda meydana gelen termal olaylar nedeniyle oluşturulan RF salınımıdır. Vücutta dokularda bulunan sodyum, klor gibi elektron yüklü elementler de gürültü nedeni olarak ortaya çıkar. Görüntüdeki sinyal miktarının gürültüye oranına SNR denir. SNR arttıkça çözünürlük artarken SNR düşer ise görüntü çözünürlüğü azalır. SNR'nin düşüklüğü sinyalin azlığı veya gürültü miktarının fazlalığı sebebiyle olur. SNR bir bileşenin seçilebilirliğini gösterir. CNR ise iki görüntü arasındaki SNR farkını oluşturmaktadır. CNR bir bileşenin çevre dokudan seçilebilir olmasının ve görüntünün kaliteli olmasının en önemli parametresidir. Bu parametrelerde farklılıklar oluşturarak çözünürlük ayarları değiştirilebilir. Faz kodlama sayısının artırılmasıyla uzaysal çözünürlüğün artırılması istendiğinde, tarama süresinin uzaması gerekir. Uzaysal çözünürlük değiştirilmeden SNR'nin fazla olması istenirse NEX'in artırılması gerekir. Bu durum içinde tarama süresi uzar.

Uzaysal Çözünürlük: Uzaysal çözünürlük iki dokunun birbirlerinden ayrılabilmesi durumuna denir. Uzaysal çözünürlük, MR Görüntülemesinde görüntü voksellerinin büyüklükleriyle tanımlanır. FOV (Field of view) ve matriksin büyüklüğüne, voksel boyutu ve bundan dolayı da uzaysal çözünürlük kesit kalınlığına bağlı olarak değişebilir. Görüntüleme alanı yani FOV, matriksin oluşturduğu alanın boyutu olarak tanımlanır. FOV matriks boyutuna bölüldüğünde ise voksel boyutu elde edilir. Bu nedenle FOV'un genişletilmesi voksel boyutunu artırır ve uzaysal çözünürlüğü de azaltır. FOV'un küçültülmesi uzaysal

özünürlüğün artması anlamına gelmektedir. Kesit kalınlığı, vokselin yüksekliği anlamına gelir. Eğer SNR'nin arttırılması amaçlanıyorsa, vokseli büyütmek için uygulanacak geniş FOV ve kesit kalınlığı artışı uzaysal rezolüsyonun azalmasına neden olur. Burada amaç uzaysal rezolüsyonu yükseltmekse bu kez voksel hacmini küçültmek için uygulanan küçük FOV, kesit kalınlığını daraltır ve matriksi büyütünce SNR'nin düşer. Bu nedenle uygun şartlarda görüntü elde etmek için bu parametrelerin doğru oranlarda düzenlenmesi gerekir.

2.6.5. Doku Kontrastı

MRG'de kullanılan kontrast; normal doku ya da patolojik alandan sağlanan sinyallerin komşu dokulardan farklı olabilme ve ayırt edilebilme durumunu sağlar. Dokuların farklı histolojik özellikleri sebebiyle protonların birbirlerinden farklı rezonans sinyalleri oluşturmalarının sonucunda görüntünün kontrastı elde edilir. Sinyallerin farklı olmasını özellikle yağ ve su moleküllerinin rezonansındaki farklılık sağlar. Sinyallerin parlaklığını önemli derecede etkileyen temel etken her vokselde yer alan proton sayısıdır (Şekil 17). Diğer önemli bir etken koillerin kullanımındır. MR görüntüsü oluşurken protonların rezonansıyl oluşturulan sinyalleri alan yapılar koillerdir. Bu koiller, görüntüsü tercih edilen dokuya ne kadar yakın yerleştirilirse toplanan sinyaller de o kadar fazla olacağından oluşan görüntü o derece kaliteli gerçekleşir. Görüntüleme anında, en iyi sinyalleri toplamak için mümkün oldukça en küçük koilin kullanılması gerekir.

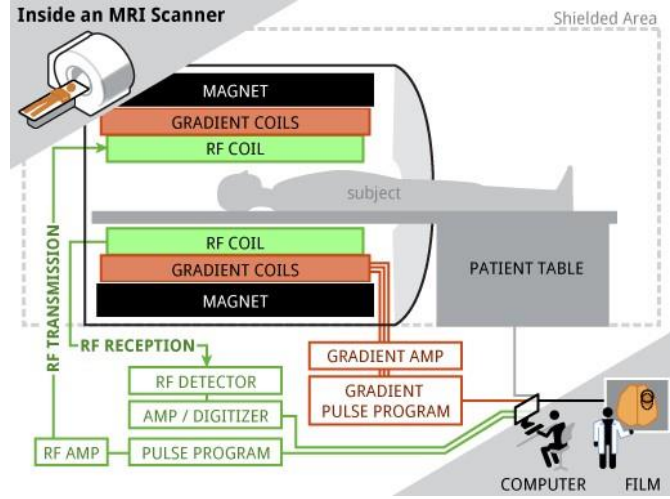


Şekil 17. Voksel boyutu ve Sinyal arasındaki ilişki (91)

2.6.6. MRG Aygıtı

MRG aygıtı ana parçalar şöyledir; ana magnet yani mıknatıs, gradient sargılar, RF yayan ve saptayan sargılar, bilgilerin depolanması, işlenmesi ve görüntülenmesini sağlayan bilgisayarlardan oluşur.

Ana magnet, dokularda ölçülebilen manyetizasyonu oluşturmada lazım olan, güçlü, uzaysal ve zamansal uniformite manyetik alanı (B_0) sağlamaktadır. Ana magnet tipleri; rezistiv, permanent veya superconductive tip mevcuttur. Rezistiv ve permanent magnetlerde manyetik alanın güç üst sınırı 0.3-0.5 Tesla iken süperkonduktiv magnetlerin üst sınırı klinikte 3.0 Tesla'dır.



Şekil 18. MR aygıtında mıknatıs bloğunun kesiti (141)

2.6.7. Temel Puls Sekansları

MRG'de sekans, belirli bir zamanda görüntüleme parametreleriyle sinyal sağlanmasıdır. RF puls ve gradientlerin farklı şekillerle bir araya getirilmesiyle farklı sekanslar oluşturulur. Sekans isimlendirmeleri cihaz üreten firmalara göre değişiklik gösterir. İki temel sekans grubu vardır. Bunlar gradient eko ve spin eko sekansları olarak tanımlanır.

Spin eko (SE); bu sekanslarda TE (Echo Time) ve TR (Repeat Time) sürelerini doğru şekilde uygulamak gerekir. TE ve TR süreleri kısa tutulduğu vakit T1 ağırlıklı (T1A) spin eko sekans, TE ve TR süreleri uzun tutulduğundaysa T2 ağırlıklı (T2A) spin eko sekansı oluşturulur. TE süresi kısa, TR süresi uzun olduğunda dokularda olan proton yoğunluğuna göre sinyali oluşturulan proton dansite sekansı elde edilir. Klasik spin eko sekanslar; T1A, T2A ve proton dansite (PD) sekansları şeklinde tanımlanır. Vücutta dokuların T1 süresi, T2 süresinden her zaman daha uzun olur.

T1 sekansında yağ içeren yapılar ve subakut dönemde saptanan hemorajik materyaller yüksek sinyal şeklinde gözlenir. Abse ve komplike kistler gibi proteinöz sıvı içeren lezyonlar içerisinde barındırdığı proteinöz sıvının miktarına bağlı olarak yüksek sinyalli gözlemlenir. Yumuşak dokuların çoğu, T1A görüntülerde hipointens ya da izointens gözlenmektedir. Sıvı içeren yapılar belirgin hipointens gözlemlenir.

T1A görüntüler temelde, anatominin değerlendirilmesi, yağ içerikli kitlelerin, kemik iliğinin ve kanama elemanlarının belirlenmesi için önemli bir sekanstır. Ayrıca

T1A görüntüler, intravenöz (IV) kontrast madde enjeksiyonuyla lezyonların kontrastlanma paternlerini değerlendirmek için de kullanılır. T2A görüntülerde genellikle sıvı içeren yapılar hiperintens izlenir. Ayrıca travma, tümör, enfeksiyon gibi çoğu patoloji de içindeki sıvının niteliğine ve miktarına göre T2A görüntülemelerde yüksek sinyal alınarak izlenir. Yağ içeren yapılar T1A görüntülemelerdeki kadar belirgin hiperintens izlenmese de T2A serilerde de yüksek sinyalli yapılara olarak gözlemlenir. Konvansiyonel spin eko sekansların; kontrast çözünürlüğünün iyi olması, yüksek görüntü kalitesi, her sisteme uygulanabilirliği avantajları olsa da çekim sürelerinin çok uzun olması gibi çok büyük dezavantajı nedeniyle günümüzde yerine hızlı spin eko sekanslar tercih edilir.

SE sekans ailesi; Klasik SE, Multi SE ya da Dual SE, Fast veya Turbo SE, Inversion Recovery (IR) sekanslar şeklindedir. SE sekansların cihaz firmalarında adları farklıdır (Tablo 6). SE sekansların da görüntü ağırlığını TE ve TR süreleri belirlemektedir.

Tablo 6. SE sekansların cihaz firmalarına göre isim kısaltmaları (141)

	GE	Siemens	Philips	Hitachi	Toshiba
Klasik SE	SE	SE	SE	SE	SE
Hızlı SE (RARE)	FSE	TSE	TSE	FSE	FSE
3D RARE	CUBE	SPACE	VISTA	IsoFSE	3D MVOX
Ultra Hızlı SE (HASTE)	SS-FSE	SS-TSE	UFSE	FSE-ADA	FASE, Diet
STIR	STIR	STIR, TIRM	STIR	STIR	STIR
FLAIR	FLAIR	TIRM dark fluid	FLAIR	FLAIR	FLAIR

GE: General Electric; SE: Spin Echo; FSE: Fast Spin Echo; TSE: Turbo Spin Echo; SPACE: Sampling Perfection with Application Optimized Contrasts Using Different Flip Angle Evolution; VISTA: Volume Isotropic Turbo Spin Echo Acquisition; MVOX: MultiVOXel; SS: Single-Shot; UFSE: Ultra-Fast Spin Echo; STIR: Short Tau Inversion Recovery; TIRM: turbo inversion recovery magnitude; FLAIR: Fluid Attenuation Inversion Recovery.

Gradient eko; Gradient eko, 90 dereceden az, tek RF pulsu iletilmesi ve zıt yönlü gradientlerin etkisiyle atomları defaze eder ve sonrasında refaze ederek oluşturulan hızlı sekanslar olarak tanımlanmaktadır. 90 dereceden az RF puls nedeniyle longitudinal manyetizasyon daha hızlı geri gelir ve TR zamanı da bundan dolayı azalır. Atomların ilk olarak defaze olur, daha sonra refaze forma gelmesiyle faz farkı oluşur ve T2 sinyali elde edilir. 180° RF puls olmadığından dolayı TE süresi de azalır. Fakat 180° RF pulsu iletilmediği için ortamda manyetik alanda heterojenite

oluşur. Bu sebeple gradient eko sekanslar, manyetik alan inhomojenitesinde aşırı hassas olması ve manyetik duyarlılık artefaktlarının yoğun izlendiği sekanslar özelliği taşır (95). Bu özelliklerinden dolayı mikrohemorajilerin ve kan ürünlerinin tanınmasında önemlidir. Hızlı spin eko gibi gradient eko da 3 boyutlu incelemenin yapılmasını sağlar. Bu sekanslar akıma duyarlı olduklarından MR anjiyografi görüntüleme gradient eko sekanslarıyla oluşturulur. Kontrastlı görüntülemeler, nefesin tutulması istenen sekanslar, intervertebral disk ve kıkırdak doku incelemelerinde de kullanılan sekanslardır.

Bu sekansların dezavantajı operasyon materyali olan bölgede sinyal kaybı oluşması nedeniyle bu alanların değerlendirilmesi zor yapılıır. Tanımlanmış bu puls sekansların görüntüleme parametrelerine Tablo 7’de yer verilmiştir.

Tablo 7. Sekansların TR ve TE zamanları (141)

	TR (ms)	TE (ms)
T1 Ağırlıklı	300-700	10-30
T2 Ağırlıklı	>2000	80
PD	>2000	20
SE: Spin Echo; TR: repetition time; TE: echo time; PD: proton density; ms: milisaniye.		

2.6.8. Hızlı Görüntüleme Sekansları

Konvansiyonel SE görüntülemelerde hareket artefaktlarının olması, sürenin uzun olması ve bu tekniğin fonksiyonel incelemeler için yetersiz kalması sebebiyle hızlı görüntüleme yöntemlerinin keşfedilmesi gereklilik olmuştur. Böylece SE ve GE T2A sekanslarından modifiye edilen sekans çeşitlerinin kullanımı tercih edilmiştir.

Fast Gradient Eko (FAST): Bu teknikte standart GE sekanslarının modifiye edilmesiyle oluşturulur ve iki ana gruba ayrılır.

Steady State Coherent Teknikleri: Bu teknikte sinyalin oluşturulması transvers ve longitudinal manyetizasyon komponentlerin birlikteliğiyle gerçekleşir. Bu yöntem için steady state (SS) etkiden faydalanır. Kısa bir TR değerleriyle kullanıldığı için (incelemedeki doku T2 değerinden kısa), dokunun transvers relaksasyonu tamamlanmamış olur ve alanda longitudinal manyetizasyon ile beraber devamlı şekilde transvers manyetizasyon konumunda olur. Buna SS etkisi denir.

Böylelikle T2 süresinin uzun olduğu dokulardan daha fazla sinyallerin alınması sağlanır. Farklı firmaların cihazında çeşitli isimlendirmeler vardır. Bunlar, FISP (Fast Imaging with Steady State Precession), GRASS (Gradient Recalled Acquisition at Steady State), FFE (Fast Field Echo) ve GFE (Gradient Field Echo) bu isimlendirmelerden birkaç tanesidir. GE T2A görüntülemeleri oluşturmak için kullanılmaktadır. TR süre için genel olarak 50 msn'de tutulur (83).

Steady State Incoherent Teknikleri: Bu teknikte görüntünün oluşumu sırasında, ardışık RF pulslar ile arada gelişen longitudinal manyetizasyon etkisinden faydalanılmaktadır. Böylece steady state gelişmesi engellenir ve hızlı T1A GE görüntülemeler oluşturulur. Her RF pulsu öncesinde baskılayıcı (spoiling) gradient uygulanmasıyla rezidü transvers manyetizasyonun elimine edilmesi sağlanır. SPGR (Spoiled GRASS), FLASH (Fast Low Angle Shot), GFE (Gradient Field Echo), CE-FFE-T1 (Contrast Enhanced Fast Field Echo with T1 weighting) vs. gibi farklı isimlendirilir.

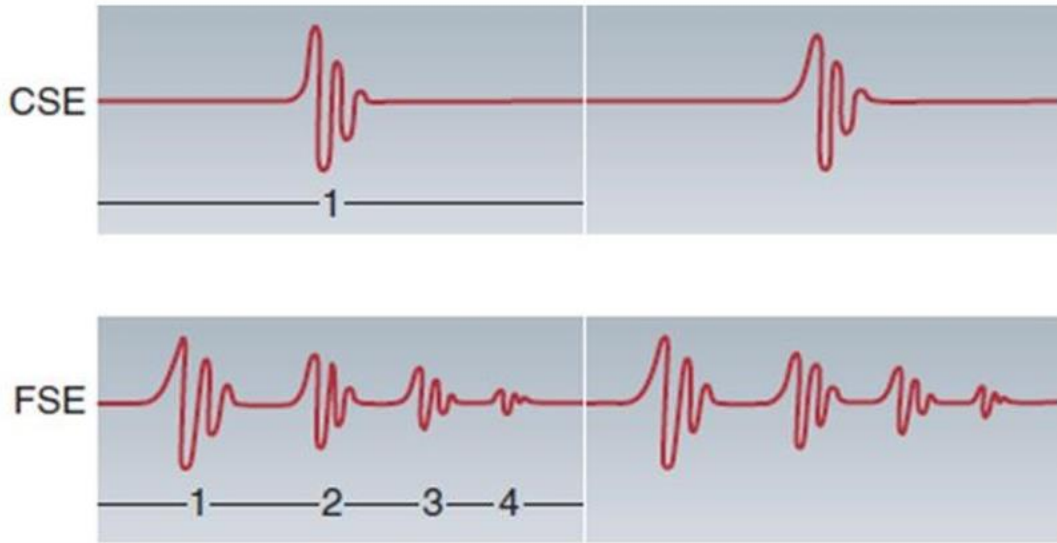
Manyetization Prepared GE (MP-GE): Bu yöntemde hızlı GE sekanslarında dokunun kontrast düşük olduğundan sekans öncesi hazırlayıcı pulslar eklenmesi düşünülerek planlanmıştır. Böylelikle T1 ve T2 kontrastı artırılır ve T1 kontrastı arttırmak için 180 derece non-selektif olan hazırlayıcı pulslarla dokunun manyetizasyonu tersi duruma çevrilmektedir (inversiyon). İnversiyon süresi kadar süre sonrası da GE sekans uygulanmış olur. T2 kontrast için ise 90/180/90 derece puls kombinasyonlar uygulanması gerekir. Bu sekansın çeşitli cihazlarda adları şöyledir: FGR (Fast GRASS), Turbo FLASH (turbo version of Fast Low Angle Shot), RS (Rapid Scan), FS (Fast Scan) (83).

Hızlı spin eko (Fast Spin Eko (FSE), Turbo Spin Eko (TSE)); Konvansiyonel SE'den temel olarak farkı; 90 derecelik RF pulstan sonra K alanında birçok faz çizgisinin doldurulmasıyla oluşur. FSE, TSE ve Rapid Acquisition Relaxation Enhancement(RARE) isimleriyle tanımlanmış teknikler temelde SE sekansı ile elde edilir. Fakat K alanı, matematiksel analizde konvansiyonel SE sekansı ile farklılıklar göstermektedir.

Turbo spin eko olarak da isimlendirilen hızlı sekanslarda her TR aralığında k boşluğunda (K-space) birden fazla boşluk doldurulur. TR süresinde T2 relaksasyon bitirilmediği zaman diliminde transvers magnetizasyon devam eder. Bu zaman

aralığında birden fazla 180° RF pulsu iletilerek atomlar refaze olur. Her seferinde k boşluğunda farklı bir boşluk, faz kodlama gradyenti uygulanarak yerleştirebilir. Sisteme gönderilen 180° RF puls sayısı ne kadar fazla ise o kadar adette k boşluğunun satırlarının doldurulması sağlanır (Şekil 19).

Konvansiyonel SE'da her bir TR süresi kadar satır taranır ve faz kodlama matriksi kadar da TR tekrar edilmektedir. Sonucunda gereken süre= $TR \times \text{faz kodlama matriksi} \times NEX$ denklemiyle bulunur. Hızlı SE'de Echo-Train Lenght (ETL = Turbo faktör) ismindeki parametrenin yardımıyla her TR süresi boyunca K alanında taraması olan satırların sayısı belirlenir. Bu sayılar 2-32 arası değişken olur. Hızlı SE'de ETL değerinin uzun tutulmasıyla tetkik süresi de kısalmaktadır ve T2 kontrast artışı gerçekleşir. Fakat sinyal/gürültü oranı, görüntü netliği ve kesit sayısı azalır. Bir başka problem ise fazla sayılarda 180 derecelik RF puls uygulanmasıyla artan RF birikimi ve manyetizasyon transferi etkisi olur. Bu sayı ETL (Echo Train Length) veya turbo faktör olarak adlandırılmaktadır (92). Turbo faktörü sayısı ile sekans süresi ters orantılı olup turbo faktör sayı olarak fazla olursa sekansın süresi de o kadar azalmaktadır. Örnek verecek olursak, turbo faktörü 8 olduğu vakit sekans süresi de 8 kat kısalmıştır ve k boşluğundaki satırların 8 tanesinin doldurulması anlamına gelmektedir. K boşluğunda merkezine kısa TE kodlanır ise PD ağırlıklı, uzun TE kodlanır ise T2 ağırlıklı hızlı spin eko görüntülemeler oluşturulur.



Şekil 19. Klasik spin eko sekanslarda ve hızlı spin eko sekanslarda RF puls gönderilmesi (94).

Hızlı spin eko görüntülemelerde konvansiyonel spin eko sekanslara göre farklı olarak çok sayıda 180° refaze RF puls kullanıldığından yağ doku T2'de yüksek sinyal vererek izlenmektedir. Manyetik alan duyarlılığı azalmasından kaynaklı metalik materyali bulunan hastalarda artefaktlar azalır fakat mikrokanamalar gözden kaçabilmektedir. Çekim zamanının kısa olması nedeniyle konvansiyonel T2 ve PD ağırlıklı spin eko sekanslar yerine hızlı sekanslar tercih edilmektedir (93). Tarama zamanının önemli miktarda azaltılması 3 boyutlu görüntülerin oluşturulması avantajını sağlar.

Single-Shot Fast Spin Echo (SSFSE): Bu yöntem esasen FSE gibi çalışır. Kısa süre içinde birkaç 100 ms ile gerçekleşen kalitesi yeterli olan görüntülemeler elde edilir. Bu yöntemde MR kolanjiyografi, MR myelografi ve MR ürografi gibi önemli uygulama alanları yer alır.

HASTE (Half-fourier acquisition single-shot TSE): Yöntemde K alanın Half - Fourier metoduyla dolumu sağlanır. Çekimin süresi daha kısa sürer, ancak T2A daha düşük olur. MR ürografi'nin uygulamasında böbrek parankiminin gösterilmesi için kullanılır (83).

Turbo Inversion Recovery: Bu teknikte, sekansa inversiyon puls verilmesi sonrasında uygun olan T1 süresi kadar beklenmektedir ve ardından 90 derece eksitasyon puls uygulanır. Sonrasında 180 derece RF pulsunun serisi takip etmektedir. Hızlı STIR teknik oluşturulur. Kas-iskelet sisteminin görüntülemelerinde kullanılan bu tekniktir. Uzun TI ve uzun TE kullanıldığı zaman BOS sinyal baskılanmaktadır. Sonucunda FLAIR sekans oluşur (83).

Ekoplanar Görüntüleme (Echo planar Imaging = EPI): Klinikte kullanımı kolay olan, en hızlı MRG yöntemidir. Diğer yöntemlerle en önemli fark, kesit görüntünün tek RF puls ile oluşturulmasıdır. Görüntü birkaç saniye sürede olur. Görüntülerin geometrik rezolüsyonu ve sinyal/gürültü oranının düşük olması en önemli dezavantajıdır. EPI'de GE ve SE teknikler de vardır. SE-EPI'de RF pulstan sonra 180 derece puls ile spinlerin faz konumuna getirilmesi sağlanır, sonrasında sinyal oluşumu gerçekleşir. GE-EPI de ilk RF pulstan sonra, gradient yardımıyla spinler tekrar odaklanmaktadır ve sinyal oluşturulur. Görüntünün kontrastı T2A olup, manyetik alan inhomojenitelerinde duyarlılık gösterir. EPI'de ekzojen ve endojen kontrast maddelerin verilmesiyle fonksiyonel incelemeler de elde edilebilmektedir.

Difüzyon ve perfüzyon çalışmaları, sine kardiyak incelemeler ve MR floroskopi gibi görüntüler EPI sayesinde sağlanmaktadır (28).

GRASE (Gradient ve Spin Eko): Gradient ve SE sekansların birleştirilmesi sonucu oluşturulur. Refoküs işleminin uygulandığı bir SE ile refoküs işlemin uygulandığı bir GE'den gelen bilgiler kaynaştırılır ve görüntüler daha az miktarda RF pulsu ile daha hızlı oluşturulur. Dezavantajları olarak manyetik suseptibiliteye daha duyarlı olunması ve kimyasal şifttir (28).

Manyetizasyon Transfer (MT): MT sekansta; işlemlerin hemen öncesinde verilen geniş bantlı bir saturasyon puls ile sinyallere katkısı az olan bağlı proton havuzunun saturasyonunu yapar. MT etkisi sonucunda solid dokudan (beyin ve kas gibi) alınan sinyaller parsiyel şekilde suprese edilir. Bu yöntem, beyinde kontrastlı T1A görüntülemelerde ve MR anjiyografi'de zeminin baskılaması için kullanılır. Öncelikle beyaz cevherdeki gibi bağlı protonların miktarı çok bulunan dokularda, sinyali baskılayarak kontrastlanan odakların görülebilir olmasını sağlar (28).

2.6.9. Yağ Baskılama Teknikleri

Yağ baskılamalı yöntemlerin kullanılmasıyla incelenmesi gereken alanlarda yağ bulunan dokuların sinyalinin düşürülmesiyle bazı kitlelerin daha rahat saptanmasını önemli oranda göstermekte yardımcı olur. Dokulardan alınan yağ sinyallerini baskılamak hedefi ile iki teknik tercih edilir. Bunlardan biri frekans selektif yağ baskılama ve diğeri ise short tau inversion recovery (STIR) yöntemlerine dayanan tekniklerdir.

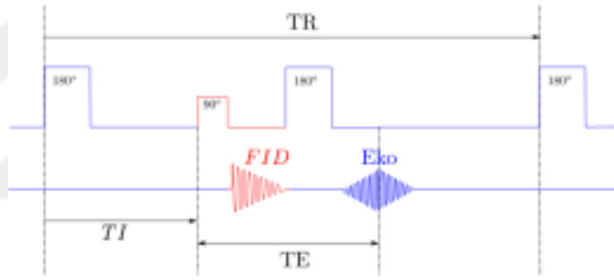
Frekans Selektif Yağ Baskılama Tekniği; Bu yöntem ile su ve yağ atomlarının presesyon frekansı farklılığını kullanarak yağ dokunun baskılanması sağlanmış olur. Böylece yağ bulunduran atomlardan sinyal oluşması sırasında fazladan bir RF puls hedeflenen dokuya iletilmektedir. Fazladan gönderilen puls, su moleküllerinden oluşan sinyali azaltmadan yağ atomlarından oluşan sinyali belirgin azaltır.

Bu yöntem ile T1 ağırlıklı görüntülemelerde, içinde lipit molekülleri bulunan kitlelerin tanınmasında ve yine T1 ağırlıklı görüntülemelerde yüksek sinyal veren yağ içeren ve kanamalı olan lezyonların birbirlerinden ayrılmasını sağlar. Ayrıca bu yöntem yağlı doku planlarını baskıladığından intravenöz kontrast madde enjeksiyonu

sonrası, kontrast tutan kitlelerin daha yüksek sinyalli şekilde saptanmasında kolaylık sağlayan tekniktir.

Inversion Recovery Yöntemi (IR); IR sekans, 90 derece RF pulsu öncesi gönderilen 180 derecelik bir RF pulsu ile başlatılmaktadır. Buradaki iki adet RF puls arasındaki süre, inversiyon zamanı (TI) olarak tanımlanır. Manyetik alanın z eksenine paralel olmasına karşın zıt yönde bir vektör gelişir. RF puls gönderilmesi durdurulunca tekrar önceki formuna gelir. Farklı dokular farklı hızlarda eski pozisyonuna gelir. Sıfır noktasından geçtiği anda 90 derece uyaran bir RF puls gönderilirse bu dokunun z düzleminde yer alan vektörü sıfır olacağı için net manyetizasyon ortaya çıkmaz ve dokudan sinyal oluşturulamaz (93). Böylece yağ atomlarındaki rezonans farklılığını kullanarak yağ barındıran dokunun sinyalinde baskılanma gerçekleşir. STIR (short tau inversion recovery) yöntemiyle oluşturulan görüntülemeler, frekans selektif yağ baskılamaya göre yağ doku planlarında daha homojen baskılanma sağlar. Manyetik alanın vektörüne paralel ve ters yönde olan bir vektör olur. Bu vektör RF pulsu kesildiğinde eski konuma tekrar dönmeye başlar. Farklı dokularda farklı hızlarda eski konumu dönmeye çalışırken bu arada sıfır noktasından geçerler. Tam bu anda 90 puls eksitasyon RF pulsu gönderilirse dokunun longitudinal vektörü sıfır olduğu için transvers manyetizasyon oluşmaz ve dokudan sinyal alınmayacaktır (93). IR sekanslar, yağ dokuyu baskılamada kullanıldığı zaman T1 kısa olur (STIR T1 160-180 ms), BOS sinyali silmek için kullanıldığı zaman T1 uzun olur (FLAIR T1 1700-2200 ms). Sekans ağırlığını belirleyen T1 süresidir. Turbo faktör ile kombine edilerek Fast SE sekans süresi kısaltılabilir. Bu sekansın diğer SE'den farklı olarak TR süresi, inverting 180 derece RF pulsarı arasında geçen süre demektir. Bu sebeple çok uzun sürer ve T1 kontrastının kontrolünü yapamaz. TE zamanı, diğer SE sekanslar ile aynı olur ve T2 ağırlığının kontrolünü sağlar IR sekanslarında 90 derece RF ile sinyal kaydı arasında geçen süre TE süresini verir (Şekil 20). IR sekansı aslında 180 derece RF pulsu sonrasında gelen bir SE dizisinden oluşur. Zamanlama parametreleri; TI, TE ve TR'dir. FLAIR sekans, T1A veya T2A olarak alınabilir. TI, TE ve TR uzun olduğu zaman T2 FLAIR, kısa olduğu zaman T1 FLAIR görüntülemeler oluşturulur. T1 FLAIR görüntülemeler T1 Spin Eko görüntülerle kıyaslandığında çok anlamlı fark olmadığı ve biraz da sekans süresini uzattığından pek tercih edilmez. Fakat T2 FLAIR, BOS sinyalini baskıladığı

için kortikal ve periventriküler alanların değerlendirilmesinde kolaylık sağlayan temel beyin MR sekansı olarak kullanılır. IR sekanslar, MRG'nin ilk zamanlarından beri çok tercih edilir. IR-FSE sekanslar, kardiyak ve nöroradyolojik incelemelerde kazandırdıkları mükemmel görüntü kontrastından dolayı tercih edilir (143). IR sekansların sağladığı en önemli avantaj, doku baskılamasının seçici olarak tercih edilmesidir. Çoğu dokular için longitudinal vektörün sıfır olduğu nokta (null point), $TI=0,69 \times T1$ seçildiği zaman görülmektedir. Dokunun T1 özelliklerinin SE'den daha iyi kontrast sağlaması IR sekansların bir başka avantajıdır. Bu özelliği, 180 derece ters çevirme pulsu sebebiyle dokuların daha geniş bir dinamik aralıkta longitudinal relaksasyonu yapmasından kaynaklanır. Daha başka özelliği de orta-kısa TI değerlerinde (STIR) T1 ve T2 zamanı uzun olan dokuları (tümör, enfeksiyon gibi serbest sıvı içeriğinin artmış olduğu dokular) ön plana çıkarması ve patolojilerin daha parlak görünmesini sağlaması önemli avantajıdır.



Şekil 19. IR diyagram: 180° RF dalgasıyla başlayan spin eko sinyaliyle oluşur. 180° RF dalgası dokulardan kaynaklı vektörü tersine çevirmektedir (inverting RF). TI süresi 180° RF ile 90° RF dalgası arasında olan süreye denir. TR süresi diğer spin eko sekanslardan farklı olarak 180° RF dalgaları arasında olan süreye denir. TE süresi ise diğer spin eko sekanslarla aynı olur(141).

Bu yöntem de dezavantaj durumu olarak kontrast maddeyle yağ atomları birbirlerine aynı relaksasyonu yaptığından ve her iki madde de baskılandığı için intravenöz kontrast kullanımı yoktur.

2.6.10. Kontrast Madde (Gadolinyum)

Kontrast, kelime anlamında karşıtlık, zıtlık anlamına gelir. Radyolojik anlamı, yanyana iki alanın yoğunlukları arasında olan fark demektir. Anatomik olarak organların ve dokuların birbirlerinden ayrımında, normal bir yapıyla patolojik doku

ayırt edilmesinde, aralarında oluşan kontrast farklılığıyla sağlanır. Fark ne kadar çok ise ayrımı da o kadar kolaylaşmaktadır.

MRG çok amaçlı kullanılan bir yöntem olup sadece anatomi bilgileri için değil, aynı zamanda dokuda kimyasal ve fizyolojik değişiklikler hakkında da bilgi vermektedir. Bu bilgiler birçok MR parametresiyle sağlanmaktadır. MRG’de kontrast, dokuların birbirlerinden ayırt edilmesini belirleyen sinyal intensitelerin farklılığı sağlar. Kontrastı etkileyen temel parametreler ise dokuların akım karakteristiği, proton yoğunluğu, T1 ve T2 süresi, komşu dokuların karakteristik özelliği ve birbirleriyle olan etkileşimler gibi iç faktörlerden oluşur. Bunlar dokuya spesifik durumlardır. Dış faktörlerden TE ve TR (radyofrekans puls tekrarlama zamanı) değerlerin değiştirilmesiyle incelemenin T1A ve T2A, bundan dolayı kontrastı değiştirilebilir. Bunların ek olarak manyetik alanın gücü, inversiyon zamanı, sapma açısı gibi dış faktörler ile BOLD, perfüzyon ve difüzyon gibi ileri teknikler de kontrastın artırılmasına katkısı olan yöntemlerdir. Başka bir yöntem ise oral, intravenöz vb. yollardan kontrast maddenin verilmesiyle doku-organlar arasında sinyal farklılığın belirginleştirilmesi sağlanabilir. MR Görüntülemeye kullanılan gadolinyum dokulardan gelen sinyalin T1 ve T2 sürelerine etki etmekle birlikte T2 üzerinde olan etkisi görmezden gelinebilir. Öncelikle daha belirgin olan T1 süresinde kısalma olur. Kontrast madde tutan yapıların longitudinal manyetizasyon oluşturan atom sayısı artar. Bu sayede gadolinyum, paramanyetik etkileriyle T1 ağırlıklı görüntülerde sinyalin artışı gerçekleşir. İki doku arasındaki SNR artacağından CNR de artmaktadır (142).

2.6.11. MR Artefaktları

Manyetik Duyarlılık Artefaktı; dokular arasındaki duyarlılıkta farklılıklar, meydana gelen manyetik alanda inhomojeniteye neden olur. Sonuçta yüksek ve düşük manyetik duyarlılığı bulunan dokuların ara plan yapılarındaki fokal manyetik alan gradientinden veya manyetik alanın inhomojenitesinden kaynaklı, meydana gelen distorsiyon artefaktları görülür. Mide, sinüsler, akciğerler ve diğer gastrointestinal trakt bu duumdan en çok etkilenen yerlerdir. Mezorektal eksizyon sonrası uygulanan cerrahi materyallerin yapılarına bağlı olarak bu gibi alanlarda duyarlılık artefaktı gelişir.

Hareket Artefaktı; MRG değerlendirmeleri esnasında hareketli olan yapılardan kaynaklanan artefakt çeşidine denir. Faz kodlama yönünde bulanıklaşma olarak meydana gelir. Abdominal görüntülemeler gerçekleşirken bağırsak peristaltizmi ve solunum hareketleri nedeniyle oluşabilir. Ayrıca bütün incelemeler esnasında hastanın hareketlerine de bağlı oluşabilmektedir. Faz kodlama yönünde gerçekleşir. Hastanın kalp atımı, inspirasyon, ekspirasyonu ve vücudunu hareket ettirmesiyle ortaya çıkar. Çekim anlarında hastaya nefesini tutmasını söyleyerek solunum artefaktlarının önüne geçilebilir. Peristaltik hareketlerden kaynaklı hareket artefaktlarını anti-spazmodik ilaçlar kullanılarak önlem alınabilir.

Zipper Artefaktı; Zipper artefaktı dışardan veya içerden gelen radyo dalgaları sebebiyle MR sinyallerinde bozulma yapması sonucu meydana gelir. MR Görüntüleme çekim odasının kapısının açık kalmasından kaynaklanan dışarıdan gelen elektromanyetik sinyaller veya çekim odasına hastanın getirdiği elektronik cihazlar zipper artefaktını yapabilir. Eğer artefakt bu nedenlerden kaynaklanmıyorsa magnetin etrafında yer alan faraday kafesini incelenmek gerekmektedir.

Gölgelenme Artefaktı; MR görüntülemelerinde fokal sinyal düşüklüğü içeren bölgeler şeklinde ortaya çıkar.

Zebra Çizgilenmesi Artefaktı; manyetizasyon olan duyarlılığının hızlı değiştiği dokuların ara planlarında meydana gelen çizgisel artefaktlar olarak görülür.

Aliasing Artefaktı; görüntüleme yapılaması planlanan dokunun ölçüleri önceden belirlenmiş FOV'dan daha büyük olursa FOV'un dışında kalan alanın diğer tarafa katlanmasıyla gelişen artefaktlara denir.

Kimyasal Kayma Artefaktı; atomlarda olan presesyon frekansı farklılığından kaynaklı oluşan sinyal değişimleri şeklinde ortaya çıkar. Klinik pratiklerde öncelikli olarak su ve yağ ara planlarında görülür. Yağ molekülünde hidrojen atomu karbona, su molekülünde de oksijene bağlı şekilde yer alır. Bu yapıdan dolayı atomlar farklı kimyasal yapıda yer almaktadır ve manyetik alan içinde farklı frekansta salınımlar ortaya çıkarmaktadır. Özellikle mesane, rektum ve sürrenal gibi çevrelerinde yağlı doku planlarının olduğu alanlarda görülebilir.

2.6.12. Diffüzyon Ağırlıklı Görüntüleme (DAG)

Temel Prensipler; su molekülleri normal zamanda vücut-dışı alanlarda ısı enerjilerinden dolayı gelişen Brownian hareketi yani rastgele, dağınık ve sürekli bir hareket etme formunda bulunmaktadır. Bu hareket şekline serbest difüzyon denir. Su moleküllerinin biyolojik dokular içinde bu serbest hareketi, makromoleküller ve membranlar tarafından sınırlandırılmaktadır. Gerçekleşen bu sınırlandırma durumuna su moleküllerinin serbest difüzyonunda ‘kısıtlanma’ olarak tariflenir (96).

DAG sekansında, doku içerisindeki su moleküllerine ait protonların mikroskopik hareketlerine bağlı gelişen voksel içinde ya da vokseller arasında faz kaybı veya faz kaymasının oluşmasıyla MR’deki sinyal kaybı hesaplanır. Protonlar, uygulanmış gradientin yönü ve süresi boyunca bulunduğu ortamın özelliklerine göre difüzyon gösterebilmektedir. Sıvılarda ve homojen katı dokular içerisinde serbest, her yöne hareket edebilirler ve her yöne eşit difüzyon gerçekleşir. Bu olaya izotropik difüzyon denir. Mikroyapıları belirli bir düzen içinde yerleşen dokularda hareketin yönü kısıtlanmış olup bu durumu da anizotropik difüzyon adı verilir. İzotropik difüzyon gerçekleşen dokular içerisinde protonlar sekans süresinde daha sık yer değiştirdiği için görüntülerdeki sinyal kaybı daha belirgindir. Anizotropik difüzyon gösteren dokularda ise daha az ya da hiç yer değiştirmeyeceğinden sinyal kaybı daha az olmaktadır. Böylece görüntünün daha yüksek sinyalli oluşturulur. Bu sebeplerle hücre dışı mesafelerde belirgin bir engel olmadığından difüzyon serbest yani hızlı gerçekleşir ve hücre içi bölgede ise membranlar organeller gibi engeller olduğundan difüzyon göreceli olarak kısıtlı yani yavaş gerçekleşir. Patolojilerde hücre içi ve dışı sıvı miktarını değiştirerek dokuların difüzyon sinyalinin değişimi olur. Bu sayede hücre içi içeriğin yoğun olduğu tümörler, akut enfartlarda sitotoksik ödem, yoğun püvey içeren abseler ve akut demiyelinizan plaklar gibi yüksek anizotropik difüzyon gösteren patolojilerin tanısını koymamızda yardımcı olur (97, 98).

DAG; Difüzyon ölçümleri ilk olarak 1965’te Stejskal-Tanne’in yöntemiyle yapıldı. Bu teknikte standart SE T2A sekansı, difüzyona karşı daha hassas yapmak için 180 derece RF pulstan öncesi ve sonrasında güçlü gradyanlar uygulanması gerekmektedir. Eşit büyüklükte fakat ters yöne doğru gradyanlar uygulanmıştır. İlk gradyan protonlarda faz dağılımına yol açar yani protonlar defaze olur. Ters yönde bulunan ikinci gradyan faz toplanmasını sağlamaktadır, yani protonları refaze olur.

Sonucunda hareket etmeyen protonlar için T2A sinyalde herhangi bir değişim gerçekleşmez. Hareket halindeki protonların bir bölümü ortamı terk ettiğinden ikinci gradyan etkiye maruz kalmaz ve refaze olmazlar. Bu sebeple hareketli olan protonlarda başlangıçtaki T2A sinyali difüzyon katsayısıyla orantılı şekilde azalmaktadır. DAG'de hareketli olan protonlar T2A sinyal kaybı sebebiyle düşük sinyalde (hipointens) izlenir. Yavaş difüzyon yapan hareketsiz protonlar, T2 sinyalinde belirgin bir kayıp oluşturmaması nedeniyle yüksek sinyalde (hiperintens) görülür. Uygulanan gradyan gücü (b değeri) arttığında hareketli olan protonlarda faz dağılımı artmaktadır ve bu sebeple inceleme yapılan dokuda sinyal kaybı artışı olur. Difüzyon sinyalleri hesaplanması şu şekildedir;

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

$$b = -\gamma^2 \delta^2 G^2 (\Delta - \delta/3)$$

S, difüzyon sinyal intensitesi; S_0 , T2 sinyal intensite; exp, exponeysiyel; γ , gyromanyetik sabit; G, uygulanacak gradyanın amplitüdü; δ , uygulanacak gradyanın süresi; Δ , gradyanlar arasında geçen süre; b, difüzyon gradyanın gücü; D, difüzyon katsayısı.

Yukarıdaki denklem ile oluşan sinyalde difüzyon ağırlığı b değeri, doğal olarak uygulanacak ekstra gradyanın kuvveti ve uygulama süresi belirlemektedir. Difüzyon ağırlıklı görüntülemeler yapmak için yüksek amplitüdlü gradyanlar uygulanmalıdır ve uygulama süresi kısa olması gerekir. Difüzyon katsayısı moleküler düzeydeki hareketin ölçüsüne denir. Canlı doku içinde protonlar Brownian hareketi yani rastgele serbest hareketi yaparlar. Bu hareketleri ortamın ısısı, yoğunluğu gibi kimyasal ve fiziksel faktörler; hücre içinde bulunan makromoleküller, organeller ve membranlar gibi özellikler etkilemektedir. Difüzyon yüksek konsantrasyondan düşük konsantrasyona doğru olur. Belli bir zaman diliminde yol alınan mesafe karesiyle ifade edilen difüzyon katsayısı (D) ile ölçülmektedir. Biyolojik dokularda incelemede difüzyon katsayısına karşın görünür difüzyon katsayısı (ADC= Apparent Diffusion Coefficient) kullanılmaktadır. Bunun sebebi in vivo ortamda ölçülen sinyal kaybının, in vitro ortamda farklılık göstererek sadece suyun difüzyonuna değil, BOS akımı, intravasküler kan akımı ve kardiyak pulsasyon gibi faktörlerin de etkilerine bağlıdır.

Bir vokselin içerisindeki ADC' nin sayısal değeri $\times 10^{-3} \text{ mm}^2 / \text{s}$ cinsinden ölçülebilmektedir.

Standart DAG sekansında difüzyon gradyanları konvansiyonel SE T2 yerine eko planar SE T2 sekansına uygulanmasıyla süre ve artefaktların azaltılması sağlanır. Birbirine dik olan, en az üç plandan (x, y ve z) gradyan uygulamalarının üç kez tekrar edilmesiyle üç görüntüleme kümesinin oluşması sağlanır. Bu üç görüntünün ortalaması alınıp “trace görüntüler” oluşturulmaktadır. Trace görüntü belirgin T2 ağırlığı içermektedir. Bu sebeple difüzyon kısıtlaması yapmayan lezyonlar bile hiperintens izlenip kısıtlanan difüzyonu taklit edebilmektedir. Bu gelişen T2 parlaklık etkisine “T2 shine through” adı verilir. Aynı biçimde paramanyetik kan ürünleri gibi T2 kaynaklı düşük sinyal trace DAG’de yapay hipointesiteye neden olur. Bu duruma T2 kararması (T2 blackout) adı verilir. Trace görüntülerde T2 etkisini ortadan kaldırmak için trace DAG sinyali her vokselde T2 sinyaline bölünerek eksponansiyel görüntü ve bunu logaritmik olarak tersi olan “ADC haritası” oluşur. ADC haritalamanın sinyalini sadece difüzyon büyüklüğü oluşturmaktadır. Ayrıca T2 etkisinden ve difüzyonun yönünden bağımsız olur. Ölçümü yapılan difüzyonun mutlak değerini ADC haritası göstermektedir. Yani kısıtlanmış difüzyon düşük ADC değeri göstermekte olup hipointens görülür. Aynı şekilde hızlanmış difüzyon yüksek ADC değeri göstermekte olup hiperintens gözlenir. Klinikte DAG yorumlamaları yapılırken ekoplanar T2 ve ADC haritasıyla beraber yorumlanması gerekmektedir. DAG’de hiperintens görülen lezyon ADC’de hipointens olarak izlenirse kısıtlanmış difüzyon anlamına gelmektedir. DAG’de hiperintens olan lezyon ADC’de de hiperintens ise bu durumda hızlanmış difüzyon söz konusu olur (97, 98).

2.7. OVARYAN VE ADNEKSİYEL RAPORLAMA VE VERİ SİSTEMİ (O-RADS)

Ultrasonografi, adneksiyel patolojiden şüphelenilen kadınların değerlendirilmesinde yaygın olarak birincil görüntüleme yöntemi olarak kabul edilmektedir. (101-105). Adneksiyel lezyonların sonografik özelliklerini tariflemek için standardize edilmiş terimler ile tanımlar önerilmiştir ve birkaç ABD raporlama modeli, benign adneksiyel kitlelerin malign olanlardan ayırt edilmesine yardımcı

olabilmektedir (104,106-111). Ancak ovaryan adneksiyel kitlelerin yaklaşık % 20 ila % 25'i ilk sonografik değerlendirmeden sonra belirsiz sonuç verir (104,107,112). Ayrıca çalışmalar US kullanılarak over kanserinin saptanması için değişken pozitif tahmin değerleri göstermiştir; bazı çalışmalar, over kanseri insidansının düşük olduğu genel popülasyonda düşük pozitif tahmin değerleri göstermektedir (106,108,113). MRG gibi ikincil testler, belirli ortamlarda US kullanıldığında yanlış pozitif lezyonların sayısını azaltmaya ve iyi huylu lezyonlarda gereksiz cerrahiye önlemeye yardımcı olabilmektedir (106,113-116).

MRG'den sonra belirsizlik olan adneksiyel lezyonların sayısı % 5 ila % 7'dir ve hem iyi huylu hem de kötü huylu lezyonları karakterize etmek için yüksek duyarlılık ve özgüllük sağlamaktadır (117-122). 2010 yılında, Avrupa Ürogenital Radyoloji Derneği, adneksiyel lezyonlar için malignite riskini öngörmek için standardize edilmiş MRG morfolojik tanımlayıcılarını kullanan algoritmik bir yol önerdi (123,124). Amaçları, tedavi planlamasına yardımcı olmak için MRG ile lezyon karakterizasyonunu iyileştirmektir. Bununla birlikte, önerilen algoritmik yolla bağlantılı olarak standartlaştırılmış bir sözlük ve risk sınıflandırma sistemi geliştirilememiştir. 2013'te, ABD'de sonografik olarak belirsizlik olan 497 adneksiyel kitlenin retrospektif, tek merkezli bir Fransız çalışması sonucu bir MR skorlama sistemi (AdnexMR skoru) geliştirildi (125). AdnexMR skoru, MRG özelliklerini tanımlamak için standart bir sözlük kullandı ve iyi huylu kitleleri kötü huylu kitlelerden ayırmada yüksek pozitif ve negatif öngörü değerlerine sahip özelliklerden elde edilen malignite için pozitif olasılık oranına göre 5 puanlık bir skor önerildi (125-127).

2015 yılında ACR O-RADS MRG Komitesi, Adnex MR skoru terimler sözlüğünü baz alarak, kendilerinin yürüttüğü uluslararası çok merkezli, geniş, prospektif çalışmalarla kontrastlı pelvik MRG raporlamada kanıta dayalı olan risk sınıflandırma sistemi ve standardize edilen terimler sözlüğünü geliştirmişlerdir. Standardize edilen bu terimlerin kullanılması sonucu ovaryan adneksiyel kitlelerin görüntüleme bulgularının standardize bir şekilde tarifinin yapılması ve bulgular sonucunda amaç O-RADS skorlamasının yapılmasıdır. Her skorlama için malignite riskinin sınıflandırması yapılmıştır. Böylece klinik uygulamada; hastaların takibinin ve tedavi yönetimlerinin tutarlı bir biçimde yapılmasının kolaylaşması, radyologların

arasında tutarlılık sağlanması ve radyolog-klinisyen arasında iletişimin basit şekilde sağlanması, tanı ve tedavide ilerlemenin sağlanması amaçlanmıştır. ACR O-RADS MRG skorlamasının ilk geliştirildiği tarihten bugüne dek yapılan geri dönüşler ve ACR'ın yürüttüğü çalışmalar ile gelişim göstermeye devam etmiştir. Ocak 2021 tarihinde yayınlanan araştırma sonucunda en güncel halini gelmiştir (13,15,100). Adnex MR Skorlama Sisteminin tek merkezde retrospektif bir çalışma sonucu ortaya konması, skorlama sisteminin zayıf yönü olarak görülmüştür (99). Standardize edilmiş bir raporlama ve skorlama sistemi olan O-RADS MRG'nin geliştirilmesi iki adımda gerçekleşti. İlk olarak ACR O-RADS MRG komitesinin üyeleri ve jinekolojik görüntülemelerin alanında uzmanlaşmış katılımcılarla ortaklaşa şekilde, kanıtlara dayalı, standardize terimler sözlüğü oluşturulması sağlanmıştır. İkinci basamakta ise bu terimlerin kullanıldığı çerçevede tariflenmesi yapılan kitlelere O-RADS MRG skoru verilmiştir ve skorlamanın malignensi riski açısından sınıflandırılmaları yapılmıştır.

2.7.1. O-RADS Standardize Terimler Sözlüğü

MRG sözlüğünün oluşturulması, 1995'ten 2019'a kadar ACR tarafından O-RADS MRG Komitesi üyeleri tarafından sağlanan sistematik bir literatür taramasını içermektedir. O-RADS MRG standardize raporlama sisteminin geliştirilmesinde iki adımlı bir süreç kullanıldı. İlk adım, adneksiyal kitlelerin MRG'deki görüntüleme özelliklerini tanımlamak için evrensel olarak kabul edilmiş terimleri kullanan, kanıta dayalı, standartlaştırılmış bir sözlük geliştirmektir. Komite üyeleri ve üye olmayan jinekolojik görüntüleme uzmanları bu aşamaya katkıda bulundu.

Bir sonraki adım, sekizi O-RADS MRG Komitesi üyeleriyle sürecin amacı, tanımlayıcı terimlerin kullanımını, bireysel tanımlayıcıların 1 ile 5 (kesinlikle katılmıyorum - kesinlikle katılıyorum) arası derecelendirildiği çevrimiçi bir anket kullanarak derecelendirmek amaçlanmıştır. Bu derecelendirmeler için minimum % 80'lik bir fikir birliği arandı. Literatürdeki orijinal referans makalelerini içeren e-tablolar, bireysel önyargıyı en aza indirirken kanıta dayalı ve kullanıma dayalı yanıtlara olanak sağlamak amacıyla her üyenin değerlendirmesine sunulmuştur. Bu çevrimiçi anketten O-RADS MRG Komitesi, önemli makalelerden elde edilen tüm adneksiyal lezyonlara uygulanabilecek bir dizi ön terim ve tanım geliştirdi. Her terim

için, mevcut tüm ilgili tanımlayıcıların analizine ve bunların kullanımının altında yatan kanıtlara dayanarak terimin dahil edilmesi veya çıkarılması yönünde bir öneride bulunuldu. Morfolojik tanımlayıcıların ana kategorileri geliştirildi ve her bir ana kategoriyle ilgili bireysel tanımlayıcıların bir listesi oluşturuldu Çevrimiçi bir anket aracılığıyla; over lezyonlarının tüm tanımlayıcıları için kanıt sağlayan her çalışmanın metodolojisini belgelemek, terimlerin kullanım sıklığını değerlendirmek ve iyi huylu lezyonları ayırt etmeye ilişkin kanıtları değerlendirmek şeklinde çalışmalar yapılmıştır.

Araştırılan makaleler sonucunda O-RADS MRG Komitesi üyeleri bağımsız şekilde çevrimiçi bir değerlendirme formunu kullanıp değerlendirmiştir. Değerlendirme formunda; over kitlelerini tarifleyen terimler için kanıtın elde edilmiş metodu, kullanılan terimlerin makaleler arası sıklığını belirlemek ve malign-benign lezyonları ayırt etmek için kullanılan terimlere ilişkin kanıtı belirlemek gibi yönleriyle değerlendirmeler yapıldı. Bu analiz ve değerlendirmeler sonucunda, komite tarafından terimlerin sözlüğe eklenmesine veya çıkartılmasına yönelik öneriler belirlendi. Morfolojik özelliklerine göre ana kategorileri belirleyerek her kategorinin ilgili terimleri eklendi. Sonraki adımda seçilen terimlerin 14 kişilik jinekolojik MRG uzman ekibi tarafından değerlendirmesi yapıldı. Katılan uzmanlardan her bir terimin anlamına onay verip vermedikleri istenmiştir. Uzmanlarda bu derecelendirmeler için minimum % 80 'lik bir fikir birliği arandı. Bu oranı sağlayamayan terim çıkartılarak sözlüğün ilk hali oluşturulmuştur. Bu değerlendirmelerde “kompleks kist” gibi sık tercih edilen fakat komite ve uzman ekip tarafından kafa karıştıran terimler sözlükten çıkartılmıştır. Bu çalışmalar sonucunda nihai hedef olan % 80 fikir birliğine ulaşan terimler sözlüğe dahil edilmiştir. MRG’de tanımlayıcı terimlerin olduğu bir standardize terimler sözlüğü üretilmiş ve yedi ana kategoriye ayrılmıştır (Tablo 8) (110).

Standartize Terimler sözlüğü Tablo 8-15’de gösterilmiştir.

Tablo 8. ACR O-RADS MRG terimler sözlüğü kategorileri (15)

O-RADS MRG Terimler Sözlüğü Kategorileri	1- Ana Kategori 2- Boyut 3- Solid lezyon veya dokunun şekil veya konturu 4- Sinyal İntensitesi 5- Lezyon Bileşenleri 6- Kontrastlanma 7- Genel/ Over-dışı Bulgular
---	--

Tablo 9. ACR O-RADS MRG terimler sözlüğü ana kategori (15)

1- Ana kategori		Açıklama
1a Fizyolojik Gözlemler	Folikül	Premenapozal kadında 3 cm'den küçük basit kist
	Korpus luteum	
1b Fizyolojik olmayan Lezyonlar	Kistik lezyon	Üniloküler kist Multiloküler kist
	Solid bileşene sahip lezyon	Solid doku
		Solid doku sayılmayan diğer solid bileşenler
	Solid lezyon	Papiller yapı, Mural nodül, Düzensiz septasyon görünümüne sahip olup kontrastlanan bileşen Düzgün duvar/septasyon, Pıhtı, Debri, Yağ % 80'den fazlası solid doku olan lezyonlar

Tablo 10. ACR O-RADS MRG terimler sözlüğü boyut kategorisi (15)

2- - Boyut	Açıklama
Uzun Çap	Görüntü planlarından herhangi birinde lezyonun en uzun çapı

Tablo 11. ACR O-RADS MRG terimler sözlüğü solid bileşenin şekli veya konturu kategorisi (15)

3- Solid bileşenin şekil veya konturu	Açıklama
3a Düzgün	Solid lezyon veya dokunun konturunun düzenli olup olmaması
3b Düzensiz	

Tablo 12. ACR O-RADS MRG terimler sözlüğü sinyal intensitesi kategorisi (15)

4- Sinyal İntensitesi	Açıklama	
4a	Homojen	
	Heterojen	
4b	T2 Hipointens	İliopsoas kasıyla eşit veya daha düşük sinyal intansitesi
	T2 İntermediate	İliopsoas kasından yüksek, BOS'tan düşük sinyal intansitesi
	T2 Hiperintens	BOS ile eşit veya daha yüksek sinyal intansitesi
4c	T1 Hipointens	BOS ile eşit sinyal intansitesi
	T1 İntermediate	İliopsoas kasından yüksek, yağdan düşük sinyal intansitesi
	T1 Hiperintens	Yağ ile eşit veya daha yüksek sinyal intansitesi
4d	Yüksek Difüzyon Sinyali	
	Düşük Difüzyon Sinyali	

Tablo 13. ACR O-RADS MRG terimler sözlüğü lezyon bileşenleri kategorisi (15)

5- Lezyon Bileşenleri		Açıklama
5a. Kistik Sıvı Tanımlayan Terimler		
	Basit sıvı	
	Basit olmayan sıvı	Hemorajik sıvı Endometriotik sıvı Proteinöz sıvı Yağ içerikli sıvı
	Spesifik basit olmayan sıvı tanımları	Sıvı - Sıvı seviyelenmesi Gölgelenme
5b. Solid Bileşen Tanımlayan Terimler		
Solid doku	Papiller uzantı	Morfolojik terimlerden birine uyan ve kontrastlanma gösteren solid bileşen
	Mural nodül	
	Düzensiz septa	
	Düzensiz Duvar	
	Solid lezyon	
		Solid dokunun, lezyonun büyük kısmını oluşturduğu durum
Solid doku sayılmayan solid bileşenler	Düzgün septa/duvar	Kontrastlanmayan solid bileşen
	Pıhtı, Debri, Fibrin	
	Yağ	
	Saç, Kalsifikasyon, Rokitansky nodülü	

Tablo 14. ACR O-RADS MRG terimler sözlüğü kontrastlanma özellikleri kategorisi (15)

6- Kontrastlanma	
6a Dinamik Kontrastlanma ile elde edilen Zaman-kontrast Eğrisi	Düşük Riskli Eğri
	Orta Riskli Eğri
	Yüksek Riskli Eğri
Kontrast madde enjeksiyonu sonrası postkontrast değerlendirme	Myometriyum ile eşit veya daha az kontrastlanan lezyon
	Myometriyumdan daha fazla kontrastlanan lezyon

Tablo 15. ACR O-RADS MRG terimler sözlüğü genel over-dışı bulgular

7- Genel/ Over-dışı Bulgular		Açıklama
7a Peritoneal sıvı	Fizyolojik	Douglas poşunu aşmayan sıvı varlığı
	Assit	Douglas poşunu aşan sıvı varlığı
7b Fallop Tüpleri	Tübüler	
		Tüpün uzun aksına dik uzanan katlantılar olması
7c Peritoneal inklüzyon kisti		Komşu organ sınırını takip eden kist olması
7d Over torsiyonu	Sarmalanmış pedinkül	Girdap bulgusu
	Overyan ödem	
	Overyan enfarktüs	
7e Peritoneal kalınlaşma	Düzgün	Peritoneal implant
	Düzensiz	

2.7.1.1. O-RADS' ta Kistik Bileşenler

Fizyolojik Kistler; menopoz öncesi kadınların yumurtalıklarında foliküller bulunur ve 3 cm'lik uniloküler basit kistler olarak tanımlanmaktadır. Korpus luteum,

yumurtayı serbest bırakan folikül bölgesinde geçici hormon üreten bir yapıdır. Duvar folikülün duvarından daha kalındır ve kontrast uygulanmasından sonra genellikle krenülasyon olarak bilinen düzenli kıvrımların karakteristik modeliyle kalınlaşır. Menstrüasyondan sonra duvar yeniden kapanırsa basit veya hemorajik içerik birikebilir ve korpus luteum kisti oluşturabilir.

Fizyolojik olmayan kistler; yani folikül veya korpus luteum kisti olmayan kısmın dışında, over veya adneksin normal fizyolojiye sahip olmayan kısımlarında oluşur. Katı bileşen içermeyen kistik veya katı bileşenli kistik olarak karakterize edilebilir. Kistik lezyonlar katı bileşenler içeren veya içermeyen sıvı dolu yapılardır.

Uniloküler kistik lezyonlar; tek bir lokül içeren, bölünmeler olmayan yapıdır.

Kistler kesintili veya kesintisiz septasyonlar içerebilir.

Multiloküler kistik lezyonlar; lezyonu birden fazla loküle bölen bir veya daha fazla tam bölme içerir.

Kist içindeki sıvı basit veya basit olmayabilir. Basit olmayan sıvılar endometriotik, hemorajik, proteinli veya lipid içerir. Basit sıvı, T1A, T2A ve DAG taramalarında beyin omurilik sıvısı ile aynı sinyal yoğunluğuna sahiptir. T2A görüntülerde hiperintens ve T1A görüntülerde hipointens sinyal yoğunluğu sergiler. Endometriotik sıvı, T1A görüntülerde homojen ve hiperintens iken T2A görüntülerde gölgelenme denilen sinyal yoğunluğunda hipointens veya orta şiddettedir. Kanama sıvısı, kanamanın üzerinden geçen süreye bağlı olarak değişken sinyal yoğunluğuna sahiptir (128,129). Proteinli sıvının sinyal yoğunluğu değişkendir ve T2A görüntülerde değişken şekilde düşük sinyalde iken T1A görüntülerde ise düşük veya yüksek sinyalde olabilir. Adneksiyal lezyonlarda proteinli sıvı müsin, irin ve kolloidi içerir. Lipid içeren sıvı, T2 ve T1 ağırlıklı görüntülerde hiperintensdir ve hemorajik veya endometriotik sıvı ile karıştırılabilir; ancak lipid içeren sıvı, yağa doymuş görüntülerde sinyal yoğunluğunda gözle görülür bir azalma gösterecektir. Mikroskobik veya intravoksel yağ en iyi şekilde zıt fazlı görüntülerde gösterilir ve yağa doymuş görüntülerde makroskobik yağın yaptığı gibi sinyal kaybı göstermeyebilir.

2.7.1.2. O-RADS' ta Solid Bileşenler

Solid görünen bileşenler adneksiyal lezyonun sıvı olmayan herhangi bir bileşenini ifade eder İki tür solid bileşen vardır. solid doku ve diğer solid bileşenler; solid doku kontrast sonrası görüntü sergileyen olarak tanımlanır. Bunlar papiller çıkıntılar, mural nodüller, düzensiz bölmeler veya duvarlar gibi morfolojilerden birine uygundur Diğer katı bileşenler (solid doku değil); lezyon içindeki pürüzsüz duvar veya septasyon, pıhtı, döküntü ve yağdan oluşabilen yapılardır. Solid bir lezyon en az % 80'i solid dokudan oluşur ve lezyon hacminin <% 20'si kistik veya solid olmayan dokudur.

Solid doku terimi intravenöz kontrast madde (İVKM) enjeksiyonundan sonra kontrastlanan ve morfolojik olarak mural nodüller, papiller çıkıntılar, düzensiz duvar yapıları, düzensiz septalar veya solid lezyon tanımlarına uyan bileşenler için kullanılır. Solid doku sayılmayan solid bileşenler tanımı ise İVKM enjeksiyonu sonrasında kontrastlanmayan debri, pıhtı, yağ, fibrin, kalsifikasyon, saç veya kontrast tutsa bile düzgün duvar, düzgün septa veya Rokitansky nodülleri için kullanılır (15).

2.7.1.3. O-RADS' ta Kontrastlanmanın Değerlendirilmesi

Adneksiyal lezyonlarda kontrastlanmasının belirlenmesi ve lezyon karakterizasyonunu göstermek en önemli durumlardır. Aynı zamanda kontrastlanmanın özelliği skorlama için de en kritik özelliklerdendir. Benign lezyonlarda solid dokuya rastlanabileceği gibi borderline veya malign lezyonlarda da karşılaşılabılır. Kontrastlanma sayesinde, adneksiyal lezyonların O-RADS MRG skorunun amacı olan benign lezyonları malign lezyonlardan ayırmaya yardımcı olabilir (13). Eğer kontrastlanma yoksa (intravenöz gadolinyum bazlı kontrast enjeksiyonundan sonra T1A'da sinyalde artış yoksa), lezyon neredeyse kesinlikle iyi huyludur (13,115,116,125). Kontrastlanma değerlendirilmeleri için O-RADS MR komitesi dinamik kontrastlı (DCE) MRG yapılmasını önerir. Fakat DCE-MRG olmadığı durumlarda, komite alternatif olarak dinamik olmayan kontrastlı MRG'nin kullanılabilirliğini bildirmektedir. Alternatif olarak, dinamik olmayan bir kontrast MR çekimi kontrast öncesi ve kontrast enjeksiyonundan 30 ila 40 saniye sonra elde edilir (15,16,75).

2.7.2. Dinamik Kontrastlı MRG (DCE-MRG) ve Zaman-Kontrast Eğrisi (TIC)

Adneksiyal lezyonların kontrastlanmasını değerlendirmede ideal yöntem DCE-MRG tetkikidir. Bu yöntem İVKM enjeksiyonu yapılmadan önce ve sonra çekilen dinamik T1 ağırlıklı sekanslardan oluşmaktadır. DCE MRG çekimi, en fazla 3 mm kalınlığında, 15sn'lik çekim aralıklarında ve ilk çekim kontrast madde enjeksiyonundan 30 saniye önce yapılması gerekir. Sonuç olarak oluşturulan kontrastsız görüntülemeler gerektiği zaman çıkartma tekniğinde kullanılabilir. DCE-MRG çekim sekans süresi 4 dakikadır (16,130).

Zaman-kontrast eğrisi (TIC) belirlenirken, kitlenin en erken kontrastlanma izlenen solid dokusuna ve myometrium dış yarı bölgesine birer adet “standart ölçüm alanı” (ROI) yerleştirilmektedir. Myometriumda seçili alandaki ROI' nin, myomlar gibi benign lezyonlara veya myometrium damar yapılarına denk gelmemesine dikkat etmek gerekir.

TIC düşük, orta ve yüksek riskli olmak üzere 3 gruba ayrılır (Şekil 21).

A. “Düşük riskli TIC”, katı doku sinyalinde, miyometriyumdan daha yavaş, iyi tanımlanmış bir omuz ve plato olmaksızın kademeli bir artış olarak tanımlanır (TIC tip 1'e karşılık gelir) (13).

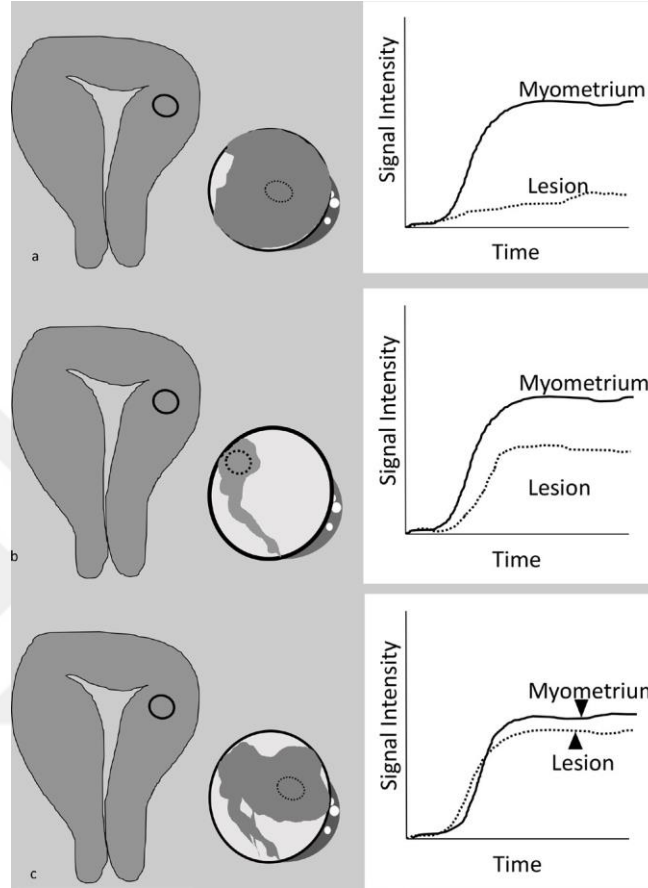
B. “Orta riskli TIC”, katı doku sinyalinde miyometriyumdan daha yavaş veya ona eşit, orta düzeyde bir başlangıç artışı ve ardından bir plato (TIC tip 2'ye karşılık gelir) olarak tanımlanır (13).

C. “Yüksek riskli TIC” katı doku sinyalinde miyometriyumdan daha hızlı (daha dik) bir başlangıç artışına ve ardından bir platoya (TIC tip 3'e karşılık gelir) olarak tanımlanır (13).

Uterusun yokluğunda, düşük riskli bir TIC, ilerleyici gelişimi (plato yok) ile tanınabilirken, orta ve yüksek riskli TIC' ler ayırt edilemez. İyileşme düzeyi radyoloğun uzmanlığına göre tahmin edilmelidir.

Komite, daha açıklayıcı olması ve O-RADS MRG risk skoru atamasıyla olası karışıklığı önlemek için önceki yayınlarda olduğu gibi bir sayı kullanmak yerine TIC'lerin adını düşük, orta veya yüksek riskli olarak değiştirmeyi kabul etmiştir (13).

Düşük riskli zaman kontrast eğrisi olan kitleler O-RADS 3, orta riskli zaman kontrast eğrisi olan kitleler O-RADS 4, yüksek riskli zaman kontrast eğrisi olan kitleler ise O-RADS 5 olarak skorlanmalıdır (15).



Şekil 21. Dinamik kontrastlı MR görüntülerinden elde edilen düşük risk (A), orta risk (B) ve yüksek risk (C) zaman - kontrast eğrileri ve ROI yerleşimleri (16)

2.7.3. Dinamik Olmayan Kontrastlı MRG

Adneksiyal kitlelerinin kontrastlanma paternlerini değerlendirmek için ideal yöntemler DCE-MRG ve TIC olsa da DCE-MRG yazılımı olmayan merkezlerde veya hastanelerde yoğunluktan kaynaklanan zaman kısıtlılıkları sebebiyle DCE-MRG her zaman mümkün olmayabilir. Bu durumlarda O-RADS MRG komitesi dinamik olmayan kontrastlı MRG' nin de kullanılabilir olduğunu belirtmektedir. Bu durumlarda İVKM enjeksiyonu öncesinde alınan yağ baskılamalı T1 ağırlıklı sekansı ve İVKM enjeksiyonundan 30-40 saniye sonra oluşturulan post-kontrast yağ baskılamalı T1 ağırlıklı sekansın karşılaştırılması yapılarak kitledeki kontrastlanma değerlendirilebilir. Bu şekilde solid doku kontrastlanması, myometriumun dış yarısı

ile kitlenin kontrastlanması karşılaştırılır ve kitlenin; myometrium'a eşit veya daha az kontrast madde tuttuğu veya myometriumdan daha fazla kontrastlanma izlendiğine göre görsel olarak değerlendirmeler yapılır. Lezyon, myometriumdan fazla kontrastlanıyorsa O-RADS 5, myometrium ile eşit veya daha az kontrastlanan lezyon ise O-RADS 4 olarak skorlanma yapılır. Dinamik olmayan MRG'de TIC oluşturulamadığından, bu yöntemde eğriye dayalı olarak skor 3 ve 4 ayrımı yapılamamaktadır (16).

2.7.4. O-RADS Skoru ve Risk Sınıflandırma Sistemi

O-RADS MRG risk sınıflandırma sistemi 6 skordan oluşur. O-RADS MRG 0 teknik olarak yetersiz tetkiki, O-RADS MRG 1 fizyolojik bulguları, O-RADS MRG 2 hemen hemen kesin benign bulguları, O-RADS MRG 3 düşük malignite riski, O-RADS MRG 4 orta malignite düzey riski, O-RADS MRG 5 ise yüksek malignite riskini tariflemektedir. Thomassin-Naggara ve arkadaşlarının 2013-2018 yılları arasında 1340 hasta ile gerçekleştirilen çok merkezli, prospektif, kohort çalışması neticesinde her skor için pozitif öngörü değerler (PÖD) belirlenmiştir (13).

2.7.4.1. O-RADS MRG Skoru 0

Adneksiyal lezyonlar MRG'de tam olarak değerlendirilemediğinde O-RADS MRG 0 olarak sınıflandırılır. MRG tetkikinin farklı sebeplerle kitleyi değerlendirirken yetersiz olduğu zamanlarda kullanılır. Bu durumlara; çok miktarda artefaktın bulunduğu teknik açıdan yetersiz MR incelemeleri, gerekli sekansların tümünün elde olmaması veya lezyonun bazı bölümlerinin değerlendirilmediği kesitler dahilinde olmaması, tam olarak görüntülenmeyen lezyonlar örnek verilebilir. O-RADS Skor 0 verildiğinde tetkikin tekrarlanması gerekmektedir (16).

2.7.4.2. O-RADS MRG Skoru 1

O-RADS MRG 1 skoru, overlerin fizyolojik görünümünün olduğu yani normal olduğunda O-RADS skoru 1 olarak atanır. Premenopozal kadınlarda, 3 cm veya daha küçük olan foliküller, hemorajik kistler ve korpus luteal kistler gibi fizyolojik bir gözlem olduğunda, bulgu adneksiyal lezyon olarak kabul edilmez ve

O-RADS skoru 1 olarak sınıflandırılabilir. Foliküller, hemorajik kistler ve korpus luteal kistler menopoz öncesi kadınlarda rutin olarak görülür ve saptandığında uygun terminoloji kullanılarak bildirilmelidir. Postmenopozal kadınlarda normal overler çok küçük rezidüel foliküller içerebilir. Eğer radyolog overleri subjektif olarak normal olarak değerlendirirse O-RADS skor 1 olarak sınıflandırılabilir. Ancak radyolog adneksiyal bir bulgunun olmadığını belirlerse normal over ile tutarlıysa, bulgu adneksiyal lezyon olarak adlandırılır ve O-RADS skor 2 ve 5 arası olarak puanlanır. O-RADS MRG risk skoru, over dışı veya adneks dışı kökenli olduğu tespit edilen lezyonlar için geçerli değildir. O-RADS skoru sadece ovaryan-adneksiyal kitlelere yönelik bir raporlama ve skorelama sistemi olduğu için MRG’de over kaynaklı olmayan pelvik bir lezyon izlendiğinde bu lezyonu raporda ayrıca tariflemek gerekir (16).

2.7.4.3. O-RADS MRG Skoru 2

O-RADS MRG 2 olarak puanlanan adneksiyal lezyonlar neredeyse kesinlikle iyi huylu olarak kabul edilir ve malignite için PÖD’ nin % 0.5’ten azdır (13). Burada basit ve basit olmayan sıvı içeren uniloküler kistik lezyonlar yer alır. Duvarda kontrastlanma olmayan uniloküler kistik lezyon varsa sıvının türü katkıda bulunan bir faktör değildir. Böylece duvar kontrastlanması olmayan tüm kistik lezyonlar O-RADS skor 2 olarak puanlanır. Duvarları kontrastlanmayan ve solid doku içermeyen proteinli ve hemorajik uniloküler kistik lezyonlar (fizyolojik bulgular hariç) O-RADS skor 2 olarak puanlanır; kontrastlanan bir duvar varsa, proteinli veya hemorajik sıvı içeren uniloküler kistik lezyon O-RADS skor 3 olarak puanlanır. Basit ve endometriotik sıvı içeren ve solid doku içermeyen uniloküler kistik lezyonlar, duvardan bağımsız olarak O-RADS skor 2 olarak sınıflandırılır. T2 ağırlıklı görüntülerde endometriomalar, duvarda koyu (düşük sinyal yoğunluklu) nodüller veya doğrusal odaklar şeklinde spesifik bir yardımcı bulgu sergileyebilir (134,135).

Yağlı içerik bulunduran lezyonlar (dermoid kistler) O-RADS skor 2 olarak skorlanmalıdır. Dermoid kistlerde Rokitansky nodülleri haricinde kontrast tutan bileşik izlenmesi olmaz. Eğer dermoid kistte; düzensiz konturlu, kontrastlanması olan, görece olarak büyük miktarlarda solid doku komponenti izleniyor ise bu kitleler malign transformasyon riski olduğundan O-RADS skor 4 olarak skorlanması

yapılmalıdır (131,132). T2 ağırlıklı görüntülemelerde ve difüzyon ağırlıklı görüntülemelerde (DAG) homojen hipointens olan lezyonlar, kontrastlanma paternlerinden bağımsız olarak O-RADS 2 olarak skorlanır. Bu kitleler O-RADS MRG Komitesi tarafından “siyah T2/ siyah DAG lezyonlar” olarak tanımlanır ve ovaryan fibroma ile fibromaların fibröz dokusunu tarif etmektedir. Solid doku yer almayan ve dilate fallop tüplerin eşlik etmediği paraovaryan kistler de O-RADS skor 2 olarak skorlanmalıdır. Hidrosalpinkste yer alan endosalpingeal katlantılı yapıların kontrastlanma gösteren papiller çıkıntılarla karıştırmamak için görüntüleri, sagittal ve koronal planlarla T2 ağırlıklı görüntülerle dikkatli incelemek gerekir (16).

2.7.4.4. O-RADS MRG Skoru 3

O-RADS MRG 3 olarak sınıflandırılan adneksiyal lezyonlar, malignite açısından düşük risk olarak kabul edilir ve malignite için pozitif öngörü değeri (PÖD) yaklaşık % 5'tir (13).

Bu kategori, pürüzsüz kontrastlanan duvarları ve hemorajik veya proteinöz sıvı içeriği (örneğin, müsinöz sıvı) olan ve solid dokusu olmayan ünilocüler kistik lezyonların O-RADS skor 3 olarak skorlanmalıdır. Ek olarak duvarı kontrastlanan, multilocüler yapıda olan ve solid dokusu olmayan veya yağ içermeyen kistik yapılarda sıvı içeriğinden bağımsız olarak O-RADS skor 3 olarak skorlanması gerekir. Bu durumların istisnası endometriomadır. Bazen endometriomalar multilocüler olabilir veya endometriomalar arasında septasyonları taklit eden over parankimi nedeniyle multilocüler görünümde olabilir. Multilocüler görünen endometriomalar O-RADS skor 2 olarak sınıflandırılmalıdır. Solid doku içermeyen bu multilocüler kistlerde malignite riski çok düşüktür (PÖD <% 3); ancak bu kategoride tespit edilen maligniteler borderline ve invaziv kanserleri içermektedir(13). Eğer kitlede solid doku dokunun varlığında solid doku, O-RADS MRG risk sınıflandırmasına rehberlik etmeye yardımcı olacaktır. Solid doku hem T2 ağırlıklı hem de yüksek b değerli DAG taramalarında homojen olarak düşük sinyal yoğunluğuna sahipse (T2 koyu/DWI koyu lezyon), o zaman lezyon O-RADS skor 2 olarak sınıflandırılır. Homojen T2 koyu/DWI koyu desenine uymuyorsa, solid dokunun dış miyometriuma göre TIC eğrisi özellikleri skoru belirleyecektir. Kontrastlanma düşük riskli TIC eğrisini takip ediyorsa lezyona O-RADS skor 3 risk

puanı atanabilir. Düşük riskli TIC' li lezyonların malignite açısından PÖD'i % 6,7'dir. Bu lezyonların çoğu malign borderline tümörlerdir (13). Sıvı içeriği basit olmayan kontrastlanan duvar ve/veya kıvrımlara sahip genişlemiş fallop tüpleri, erken evre yüksek dereceli seröz karsinom ile ilişkili olabileceği için O-RADS skor 3 olarak skorlanmalıdır. Fakat bu bulgulara sahip kadınlarda göreceli kanser riskine ilişkin veri eksikliği vardır. Ancak yüksek dereceli seröz karsinomların fallop tüplerinden kaynaklandığı ve şu anda erken evre hastalık görünümünün literatürde iyi tanımlanmadığı göz önüne alındığında, komite daha fazla veri elde edilene kadar bu tür bulguların ortaya çıkacağını kabul etti ve bu kategoriye atanmalıdır. Daha fazla veri mevcut olduğunda maligniteye ilişkin PÖD güncellenecek ve gerekirse farklı bir kategoriye yeniden atama yapılacaktır. Bir hatırlatma olarak, hastanın dilate fallop tüpleri bulgularıyla birlikte akut semptomları varsa, o zaman O-RADS MRG skoru kullanılmamalıdır, böylece pyosalpinks ile birlikte pelvik inflamatuvar hastalık skorlanmaz (13,16).

Tüm over kanserlerinde olduğu gibi, potansiyel olarak erken evre kanseri olan kadınların hızlandırılmış değerlendirmesi, bu kadınlarda en iyi sonucun alınması açısından faydalı olacaktır.

2.7.4.5. O-RADS MRG Skoru 4

O-RADS MRG skoru 4 olan adneksiyal lezyonlar, malignite açısından orta dereceli risk olarak kabul edilir ve malignite için PÖD' i yaklaşık % 50' dir (13).

Bu kategorideki lezyonlar, orta riskli TIC (zaman-kontrast eğrisi) sergileyen solid doku (T2 koyu/DWI koyu lezyonlar hariç) içerir. Veriler, orta düzey TIC 'li lezyonların % 46,6 'lık bir PÖD' e sahip olduğunu göstermiştir. Koyu T2/koyu DAG olan solid doku planları istisna olarak kontrastlanmasının paternlerine bakılmasının önemi olmayıp her zaman O-RADS skor 2 olarak skorlanmaktadır. DCE-MRG' nin mümkün değilse DCE olmayan MRG taramalarında, lezyon kontrastlanması, myometrium kontrastlanması ile kıyaslamalı değerlendirmek gerekir (16).

Düşük ve Orta riskli zaman- kontrast eğrilerinde kitlenin zamana karşı kontrastlanmasının eğimi myometriuma oranla daha yavaş gerçekleştiğinden, İVKM enjeksiyonundan 30-40 saniye sonra oluşan dinamik olmayan kontrastlı görüntüler bu aralığı yakalamayı amaçlamaktadır. Eğer lezyon dinamik olmayan kontrastlı

MRG’ de, İVKM enjeksiyonundan yaklaşık 30-40 saniye sonra oluşturulan kontrastlı sekansında myometrium ile eşit veya daha az kontrastlanırsa O-RADS skor 4 olarak skorlanmalıdır. Bilindiği kadarıyla DCE olmayan MRG’de (üç boyutlu ultra hızlı gradyan eko) 30-40 saniyede miyometriuma eşit veya daha az kontrastlanan katı doku için malignite açısından PÖD’ i hesaplayan hiçbir çalışma yoktur. Orta riskli TIC tanımı, miyometriyumunki kadar dik olmayan çok erken kontrastlanmaya dayandığından, DCE MRG’ nin yokluğunda, ACR O-RADS MRG komitesi, miyometriyumunki kadar dik olmayan lezyonları sınıflandırmaya karar verdi. Her ne kadar risk puanı atamak için DCE MRG değerlendirmesi tercih edilen yöntem olsa da komite, dinamik kontrastlı mümkün olmadığında dinamik kontrastlı olmayan MRG kullanımını kabul etti. Adneksiyal lezyonun değerlendirilmesi için dinamik kontrastlı olmayan olmayan MRG kullanılarak malignite için PÖD’e ilişkin veriler mevcut olduğunda, malignite için PÖD’in güncelleneceği bildirilmiştir. Sonuç olarak, dinamik olmayan kontrastlı MRG’de zaman kontrast eğrisi elde edilemediğinden düşük risk TIC ile orta risk TIC ayrımı yapılamamaktadır. Bu durumda DCE-MRG sonrası O-RADS 3 olarak skorlanabilecek kitleler O-RADS 4 olarak skorlanır (13,16).

2.7.4.6. O-RADS MRG Skoru 5

O-RADS MRG skoru 5 olarak sınıflandırılan adneksiyal lezyonlar, malignite açısından yüksek risk altında kabul edilir ve malignite için PÖD yaklaşık % 90’dır (13). Zaman- kontrast eğrisi yüksek risk barındıran solid doku içeren lezyonlar O-RADS 5 olarak skorlanmaktadır. DCE-MRG’ nin mümkün olmadığı durumlarda lezyon kontrastlanmasının myometrium kontrastlanmasıyla kıyaslanarak değerlendirilmesi gerekir (13,16).

Yüksek riskli zaman- kontrast eğrilerinde lezyonun zamana karşı kontrastlanma eğimi myometriuma göre daha hızlı olmasını temel aldığından, İVKM enjeksiyonundan 30-40 saniye sonra oluşturulan dinamik olmayan kontrastlı görüntüler bu aralığı yakalamayı amaçlamaktadır. Eğer lezyon dinamik olmayan kontrastlı MRG’ de, İVKM enjeksiyonundan yaklaşık 30-40 saniye sonra oluşturulan kontrastlı sekansta myometriumdan daha fazla kontrastlanır ise O-RADS skor 5 olarak skorlanmaktadır (13,16).

Tablo 16. O-RADS MRG Risk Sınıflama ve Skorlama Sistemi (133)

O-RADS MRG SKORU	RİSK KATEGORİSİ	MALİGNENSİ İÇİN POZİTİF PREDİKTİF DEĞER	LEZYON TARİFİ
0	Yetersiz Tetkik		
1	Normal Overler	% 0	Overyan lezyon yoktur. Fizyolojik ; Premenapozal kadın, 3 cm'den küçük basit kist (folikül) Premenapozal kadın, 3cm'den küçük hemorajik kist Premenapozal kadında Korpus luteum kisti
2	Neredeyse Kesinlikle Benign	<% 0,5	Herhangi sıvı içeriğe sahip üniloküler kist; o Duvar kontrastlanması yok o Solid doku yok Basit veya endometriotik sıvı içerikli üniloküler kist o Düzgün duvar Kontrastlanması o Solid doku yok Yağ içeren lezyon o Solid doku yok "Kara T2/kara DAG" solid doku o T2A ve DAG sekanslarda homojen hipointens Basit sıvı içerikli dilate fallop tüpleri o Kontrast tutan ince, düzgün duvar/endosalpingeal katlantılar Basit sıvı içerikli paraovaryan kist o İnce, düzgün duvar +/- kontrastlanma o Solid doku yok
3	Düşük Risk	% 5	Hemorajik/Proteinöz/ müsinoz sıvı içerikli üniloküler kist o Kontrastlanan düzgün duvar o Solid doku yok Yağ içermeyen, herhangi sıvı içeriğe sahip, multiloküler kist o Kontrastlanan düzgün duvar ve septa o Solid doku yok Solid doku (kara T2/kara DAG olmayan) o DCE MRG'de düşük risk TIC Dilate fallop tüpleri o Basit olmayan sıvı: İnce duvar / katlantılar o Basit sıvı; kalın düzgün duvar / katlantı Solid doku yok
4	Orta Risk	% 50	Solid doku (kara T2 / kara DAG olmayan) o DCE MRG'de orta risk TIC o Non-DCE MRG'de kontrastlanması ≤myometrium kontrastlanması Yağ içerikli lezyon o Kontrastlanan geniş solid doku komponent
5	Yüksek Risk	% 90	Solid doku (kara T2/kara DAG olmayan) o DCE MRG'de yüksek risk TIC o Non-DCE MRG'de kontrastlanması > myometrium kontrastlanması Peritoneal, mezenterik veya omental nodüler tutulum/kalınlaşma, +/- assit

2.7.5. O-RADS MRG Protokolü

Adneksiyal lezyonların O-RADS' a uygun biçimde skorlanması için gereken Sekanslar (16);

- Yağ baskılamasız sagittal T2 ağırlıklı görüntüler (kesit kalınlığı, ≤ 4 mm)
- Yağ baskılamasız aksiyal T2 ağırlıklı görüntüler (kesit kalınlığı, ≤ 3 mm)
- Aksiyal T1 ağırlıklı faz-içi ve faz-dışı görüntüler (kesit kalınlığı, ≤ 4 mm)
- Aksiyal yüksek b değerli Difüzyon ağırlıklı görüntüler (kesit kalınlığı, ≤ 4 mm)
- Dinamik kontrastlı veya non-dinamik(pre-/post-kontrast) yağ baskılı T1 ağırlıklı 3D Ultra Hızlı Gradient Eko görüntüler

Adneksiyal lezyonların MRG ile analizi en iyi 1.5 Tesla veya 3 T ile planlanmalıdır. Adneksiyal kitleler, O-RADS MRG skorunu uygulamak için multiparametrik bir şekilde analiz edilmesi gereken solid ve kistik bileşenler içerir. Solid bileşeni veya dokuyu analiz etmek çok önemlidir.

Görüntüleme protokolü şunları içermelidir; Yağ baskılamasız sagittal ve aksiyal T2 ağırlıklı görüntüler, DAG ve kontrast sonrası T1A sekansı, lezyon içindeki makroskobik yağı tespit etmek için yağ baskılı-yağ baskılamasız T1A veya T2A sekansı ve ayrıca mikroskobik yağı tespit etmek için faz içi-faz dışı T1A sekanslar olması gerekir. Küçük papiller projeksiyonların tespitinde uygun çözünürlüğün sağlanması amacıyla T2A ve kontrastlı T1A, 3 mm veya daha az kesit kalınlığında önerilir. DAG'de yüksek B değeri alımı, 1000'e eşit veya daha büyük bir B değerine sahip olmalıdır. Dinamik kontrastlı MRG serisi (zamansal çözünürlük <15 saniye) ve zaman-yoğunluk eğrisi (TIC) analizi yapılması önerilir. DCE MRG serisinden, adneksiyal lezyon içinde tanımlanan solid doku kontrastlamasına yönelik TIC eğrileri tespiti için dış miyometriyum kontrastlanması kıyaslanarak düşük risk, orta risk veya yüksek risk eğrisinin mevcut olup olmadığı belirlenir.

Uterus yokluğunda, düşük riskli TIC, omuz veya plato olmaksızın sabit bir artış oranına sahip olacaktır; ancak orta ve yüksek riskli TIC' ler benzer görünecek ve bu nedenle O-RADS MRG skoru 4 ile 5 lezyon arasında kesin bir ayrım yapmak mümkün olmayacaktır. 15 saniyelik zaman çözünürlüğüne sahip DCE MRG mümkün değilse DCE olmayan MRG yapılabilir, İVKM enjeksiyonu öncesinde alınan yağ baskılamalı T1 ağırlıklı sekansı ve İVKM enjeksiyonundan 30-40 saniye

sonra oluşturulan post-kontrast yağ baskılamalı T1 ağırlıklı sekansın karşılaştırılması yapılarak kitledeki kontrastlanma değerlendirilebilir (kesit kalınlığı, ≤ 3 mm) Bu şekilde solid doku kontrastlanması, myometriumun dış yarısı ile kitlenin kontrastlanması karşılaştırılır ve kitlenin; myometrium'a eşit veya daha az kontrast madde tuttuğu veya myometriumdan daha fazla kontrastlanma izlendiğine göre görsel olarak değerlendirmeler yapılır. Lezyon, myometriumdan fazla kontrastlanıyorsa O-RADS skor 5, myometrium ile eşit veya daha az kontrastlanan lezyon ise O-RADS skor 4 olarak skorlanma yapılır. Dinamik olmayan MRG'de TIC oluşturulamadığından, bu yöntemde eğriye dayalı olarak skor 3 ve 4 ayrımı yapılamamaktadır (16).

Son olarak, O-RADS MRG skorunun, kitle tipinden bağımsız olarak sinyali değiştiren adneksiyal torsiyon veya ektopik gebelik gibi spesifik akut durumlarda uygun olmadığına dikkat etmek önemlidir. ABD'de tanımlanan adneksiyal kitlelerin % 8,9'u cerrahi sırasında ekstra adneksiyal kitleler olarak sınıflandırılmıştır. Bu nedenle, radyologun rolü öncelikle herhangi bir pelvik kitlenin kökenini belirlemesi gerekir.

3. MATERİYAL ve METOD

3.1. ETİK KURUL ONAYI

Çalışmamız için 07/04/2022 tarihinde T.C. Sağlık Bilimleri Üniversitesi Adana Şehir Eğitim ve Araştırma Hastanesi Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanlığı tarafından, Karar no: 1870 sayılı belge ile onay alındı.

3.2. ÇALIŞMANIN HASTA POPÜLASYONU

Çalışmamız, T.C. Sağlık Bilimleri Üniversitesi Adana Şehir Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyoloji Kliniği'nde, 1 Haziran 2016 ile 10 Temmuz 2022 tarihleri arasında histopatolojik tanı öncesi overyan-adneksiyal kitlelere yönelik çekilmiş dinamik olmayan kontrastlı pelvik MRG tetkikleri olan, hastanemiz sisteminde histopatolojik sonucu bulunan, 10 yaşından büyük hastalar dahil edildi. Retrospektif olarak 1 Haziran 2016 sonrası hastanemiz sisteminden ooforektomi veya kistektomi sonrası overe ait histopatolojik doku tanısı olan hastalar araştırıldı. Taranan hastalar arasından Radyoloji sisteminde 1 Haziran 2016 ile 10 Temmuz 2022 tarihleri arasındaki kontrastlı pelvik MRG çekimleri olanlar retrospektif olarak taranarak istenen şartlara uyan 284 hastaya ulaşıldı. Çalışmamız dahil olan 284 hastanın (ortalama yaş 45,84, 10-84) ve % 60,2'si (n=171) 50 yaş altı hastalardan olup yaş ortalaması 45,84 olmuştur. Çalışmaya dahil edilen hastaların histopatolojik olarak % 6'sı borderline , % 23,2'si malign, % 70,8 oranında benign tanı almıştır. . Bir hastada hem iyi huylu hem de kötü huylu kitleler varsa, onu kötü huylu olarak kaydettik. Benign kitleli hastaların malign kitleli hastalara göre daha genç olduğu, lezyonların maksimum çapının ise daha küçük olduğu görüldü ($p<0,001$).

Adneksiyal kitlelerin histopatoloji sonuçları şu şekilde özetlenmiştir: Dahil edilen hastaların 238'sinde tek kitle, 42'sinde iki kitle, 4 hastada ise üç kitle vardı. İki adneksiyal kitlesi olan 42 hastanın 26'sında iki taraflı aynı kitle, 16 hastada ise iki taraflı farklı kitleler vardı. Birden fazla lezyonu olan hastalarda O-RADS skoru puanlanırken en yüksek skor olanı kaydettik.

3.3. ÇALIŞMANIN TASARIMI

Yapılan tarama sonucu ulaşılan 320 hastanın 6'sı çekim sebebi akut karın olduğundan çalışmaya dahil edilmedi. 30 hastanın ise pelvik MRG'de; yoğun görüntü artefaktları (n=6), prekontrast yağ baskılı T1 ağırlıklı görüntü olmaması (n=10), post kontrast çekim görüntülerinin sistemde olmaması (n=12), çekimin hasta kaynaklı tamamlanamaması (n=2) nedenleriyle teknik olarak O-RADS MRG için yetersiz olduğundan çalışmaya dahil edilmedi. Çalışmamıza 284 hasta dahil edildi. Çalışmamızda hastalara lezyon bazında değil hasta bazında O-RADS skorlaması yapıldı. Her hastada yalnızca en yüksek O-RADS skoruna sahip olan lezyonu kaydedildi. Hastaların MR görüntüleri değerlendirilirken, O-RADS' la ilgili daha önce yapılmış uluslararası çalışmaları örnek alınarak, MR görüntülemesi tarihinden önce elde edilmiş ultrason bulguları, laboratuvar sonuçları ve hasta semptomları araştırmacıdan saklanmadı. Retrospektif çalışmada tüm hastaların menapozal durumlarına ulaşamadığından hastalar değerlendirilirken ACR O-RADS MRG Komitesi'nin önerdiği şekilde 50 yaş üstü kadınlar postmenapozal 50 yaş ve altındaki kadınlar ise premenapozal olarak kabul edildi. ACR O-RADS MRG komitesinin literatürdeki çalışmalarında borderline lezyonlar invaziv lezyonlarla birlikte malign hastalık grubunda kabul edildiğinden biz de çalışmamızda histopatolojik sonuçları buna uygun şekilde gruplandırdık. Araştırmacı değerlendirmeyi araştırmaya dahil edilen MR görüntülerinden sonra elde edilen; patolojik tanı, takip görüntülemeler veya hastaya uygulanan tedavilere kör olarak yaptı. Ayrıca 4 yıllık, 5 yıllık ve 19 yıllık tecrübesi olan 3 radyolog tarafından değerlendirilirken hastanın histopatolojik doku tanısına, yapılan ameliyat ve tedavilerine kör olarak değerlendirildi. Böylece kontrastlı pelvik MRG incelemelerinde O-RADS skoruyla patolojik tanının uyumluluğu ve verilen O-RADS skorunun radyologlar arası tutarlılığı değerlendirildi.

3.4. MR GÖRÜNTÜLERİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Çalışmaya dahil edilen hastaların MRG incelemeleri Adana Şehir ve Eğitim Araştırma Hastanesi Radyoloji Kliniği'nde 1.5T MRG cihazında (Philips Ingenia, Best, Eindhoven, Netherlands, 2017) faz dizilimli yüzeyel vücut koili kullanılarak yapılmış olup, hastanemizde uygulanan kontrastlı dinamik olmayan pelvik MRG

protokolünde; aksiyel planda yağ baskılamasız T1A(188x181 matriks, FOV 300 mm, kesit kalınlığı, 4 mm, kesit aralığı 1 mm, TR/TE 551/8 ms) ve aksiyel planda yağ baskılamasız T2A (272x326 matriks, FOV 300 mm, kesit kalınlığı 3 mm, kesit aralığı 0.8 mm, TR/TE 3686/100 ms), sagittal yağ baskılamalı T1A (196x196 matriks, FOV 350 mm, kesit kalınlığı 4 mm, kesit aralığı 1.5 mm), ve sagittal yağ baskılamalı T2A sekans (196x196 matriks, FOV 350 mm, kesit kalınlığı 4 mm, kesit aralığı 1.5 mm, TR/TE 4822/100 ms), aksiyel yağ baskılamalı T1A (168x157 matriks, FOV 300 mm, kesit kalınlığı 4 mm, kesit aralığı 1 mm, TR/TE 564/8 ms), aksiyel planda iv. kontrast sonrası 30. ve 40. saniyede yağ baskılı T1A (168x157 matriks, FOV 300 mm, kesit kalınlığı 4 mm, kesit aralığı 1 mm, TR/TE 564/8 ms), sagittal planda iv. kontrast sonrası 30. ve 40. saniyede yağ baskılı T1A (276x211 matriks, FOV 220 mm, kesit kalınlığı 3 mm, kesit aralığı 1 mm, TR/TE 489/9 ms), yağ baskılamalı aksiyel T2A iç fazlı ve dış fazlı (268x239 matriks, FOV 350 mm, kesit kalınlığı 3 mm, kesit aralığı 1 mm, TR/TE 3448/100 ms), difüzyon ağırlıklı görüntülemeler (DWI)(184x113 matriks, FOV 550 mm, kesit kalınlığı 4 mm, kesit aralığı 1 mm, b değeri: 0.600-1500, TR/TE 4374/79 ms) ve ADC sekanslarını içermektedir. Tüm hastalara, 0,1 mmol/kg Gadoterik asit (Dotarem®) otomatik enjektör ile antekubital venden 2 mL/s hızında intravenöz enjeksiyonundan sonra, yağ baskılamalı, üç fazlı aksiyel kontrastlı üç boyutlu T1A elde edilir. Hastaların MRG değerlendirilmesi O-RADS skorunu elde etmeye yönelik olarak, O-RADS terimler sözlüğüne ve lezyon tanımlarına sadık kalınarak yapıldı. Dinamik olmayan kontrastlı görüntüde solid doku kontrastlanmasının myometrium kontrastlanmasıyla karşılaştırılma yöntemi için O-RADS MRG Komitesi tarafından sayısal bir sınır belirtilmediğinden karşılaştırma görsel olarak yapıldı.

3.5. İSTATİSTİKSEL DEĞERLENDİRME

Verilerin istatistiksel analizinde SPSS (Statistical Package for the Social Sciences) 25.0 paket programı kullanıldı. Kategorik ölçümlerde yüzde ve sayı olarak, sürekli ölçümler ortalama ve standart sapma (gerekli yerlerde ortanca ve minimum - maksimum) olarak özetlendi. Gözlemci içi ve gözlemciler arası değerlendirmelerde Cohen'in Kappa katsayısı kullanıldı. Olgulara ait toplam O-RADS değeri ROC eğrisi

analizi ile AUC (eğri altında kalan alan), sensitivite ve spesifite hesaplandı. Tüm testlerde istatistiksel önemlilik düzeyi 0.05 olarak alındı.



4. BULGULAR

Çalışmamızda 284 hastanın % 60,22'si (n=171) 50 yaş altı hastalardan olup yaş ortalaması 45,84 olmuştur. 50 yaş altı hastalar premenapozal kabul edilmiştir. Bu grupta 134 benign, 11 borderline ve 26 malign tanı saptandı. Postmenopozal yani 50 ve üstü hastalarda 70 benign, 6 borderline ve 40 malign tanı almıştır. Benign lezyonlar, premenapozal dönemde % 66.10 (133/201) ile daha sık izlenirken borderline veya malign birlikte sayılan lezyonların % 55.40 (46/83) ile postmenopozal dönemde daha sık tanı aldığı saptanmıştır. Çalışmamızdaki hastalarda en sık görülen histopatolojik tanılar seröz karsinom, hemorajik kist, endometrioma, matür kistik teratom, seröz müsinöz kistadenom tanıları oldu. En sık görülen malign tanı ise literatürde de en sık tanı alan seröz karsinom oldu. Çalışmamızda hastalardan doku örneği alınış yöntemleri; 100 kistektomi (92'si benign, 2 borderline, 6 malign tanı), 184 oofarektomi (109'u benign, 15 borderline, 60 malign tanı) yapılmıştır. Doku örneği alınış yöntemlerinin içinde oofarektomi yapılanların % 60,80'nin (n=109) benign tanı almış olması gereksiz cerrahi operasyonların yapıldığını düşündürse de bunlarının ne kadarının profilaktik amaçlı oofarektomi olduğunu belirlemek için ileri araştırmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Tablo 17. Doku örneği alınış yöntemi ve malignite durumuna göre dağılımı

	Benign (n=201)	Borderline (n=17)	Malign (n=66)
	n(%)	n(%)	n(%)
Doku örneği alınış yöntemi, oofarektomi	109 (54,20)	15 (88,20)	60 (90,90)
Doku örneği alınış yöntemi, kistektomi	92 (45,80)	2 (17,80)	6 (9,10)

Tablo 18. Hasta grubunun histopatolojik doku tanılarının dağılımları

	Sayı (n)	Yüzde (%)
Berrak hücreli karsinom	3	1,06
Müsinöz kistadenom	18	6,34
Müsinöz borderline tümör	7	2,46
Müsinöz kistadenokarsinom	5	1,76
Ovaryan endometroid karsinom	4	1,41
Ovaryan kistadenofibroma	3	1,06
Basit seröz kist	18	6,34
Seröz kistadenom	20	7,04
Seröz borderline tümör	10	3,52
Seröz karsinom	37	13,03

Tablo 18'in devamı

Brenner tümör	4	1,41
Folikül kisti	16	5,63
Hemorajik kist	26	9,15
Paratubal kist	6	2,11
Leimyom	4	1,41
Endometrioma	31	10,92
Fibroma	11	3,88
Fibrotekoma	1	0,35
Sertoli leyding hücreli tümör	1	0,35
Granuloza hücreli tümör	5	1,76
Matür kistik teratom	25	8,80
İmmatür teratom	1	0,35
Struma ovarii tümör	2	0,70
Disgerminom	1	0,35
Ovaryan karsinosarkom	1	0,35
Krukenberg tm	3	1,06
Diğer metastazlar	8	2,82
Tuboovaryan abse	6	2,11
Salpenjit-ooforit	1	0,35
Hidrosalpenks	1	0,35
Subseröz myom	2	0,70
Omental kist-peritoneal kist	2	0,70
Morgagni hidatid kisti	1	0,35

Tablo 19. Histopatolojik tanıların yaş gruplarına göre dağılımı

	Benign (n=201)	Borderline (n=17)	Malign (n=66)
	n(%)	n(%)	n(%)
Premenapozal (Yaş <50)	133 (66,10)	11 (64,70)	26 (39,40)
Postmenapozal (Yaş ≥50)	68 (33,80)	6 (35,30)	40 (60,60)

Tablo 20. Adneksiyal kitle skorunun O-RADS MRG risk sınıflandırma sistemini kullanan 3 okuyucuya göre dağılımı

SKOR	PÖD %	Okuyucu 1		PÖD %	Okuyucu 2		PÖD %	Okuyucu 3	
		Benign (n=201)	Malign (n=83)		Benign (n=201)	Malign (n=83)		Benign (n=201)	Malign (n=83)
O-RADS 1	0	9/9	0	0	9/9	0	0	9/9	0
O-RADS 2	0	92/92	0	0	92/92	0	0	92/92	0
O-RADS 3	3,1	63/65	2/65	3,3	58/60	2/60	3,3	58/60	2/60
O-RADS 4	43,2	25/44	19/44	38,5	32/52	20/52	42,8	32/49	21/49
O-RADS 5	83,8	12/74	62/74	85,9	10/71	61/71	84,5	10/74	60/71

Çalışmaya 284 olgu dahil edildi. Hastalardan 222 (% 78,21)'sinde solid Doku/Bileşeni, 168 (% 59,20)'inde uniloküler kist, 107 (% 37,70)'sinde multiloküler kist bulguları tespit edildi.

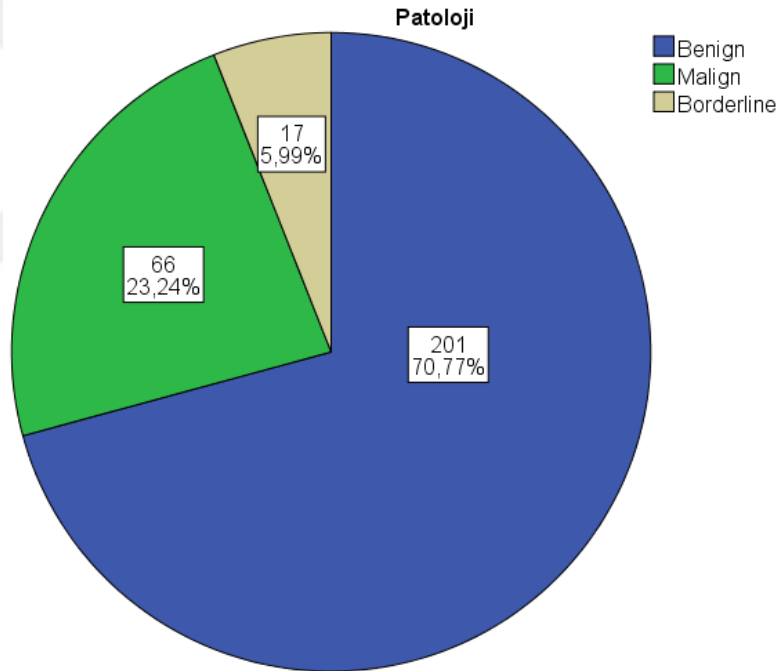
Yağlı bileşen hastalardan 27 (% 9,50)'sinde, myometriuma göre az/eşit kontrast tutulum olan bulgularına 51 (% 18,00)'inde, myometriuma göre fazla kontrastlanması olan ise hastaların 72 (% 25,40)'sinde gözlemlendi.

Periton tutulum bulgularına hastalardan 36 (% 12,70)'sında saptandı (Tablo 21).

Tablo 21. Olgulara ait bulguların istatistik verileri

Gold Standart	Sayı (n)	Yüzde (%)
Solid Doku/Bileşen	222	78,20
Uniloküler kist	168	59,20
Multiloküler kist	107	37,70
Yağlı bileşen	27	9,50
Myometriuma göre az/eşit kontrast tutulum	51	18,00
Myometriuma göre fazla kontrast tutulum	72	25,40
Periton tutulum	36	12,70

Olgulardan 201 (% 70,77)'inin patoloji bulguları benign olduğu saptanırken, 66 (% 23,24)'ünün malign, 17 (% 5,99)'sinin borderline tanı almıştır (Şekil 22).



Şekil 22. Çalışmaya dahil edilen olguların patoloji sonuçlarının incelenmesi

4.1. GÖZLEMCİLER ARASI UYUMUN DEĞERLENDİRİLMESİ

Kappa uyumluluk değerleri için referans aralıkları; <0 'şansa bağlı olabilecek uyumdan daha kötü uyum', 0.01-0.20 'önemsiz düzeyde', 0.21-0.40 'zayıf düzeyde uyum', 0.41-0.60 'orta düzeyde uyum', 0.61-0.80 'yüksek düzeyde uyum', 0.81-1.00 'çok yüksek düzeyde uyum' olduğu şeklinde yorumlanmaktadır (Landis ve Koch, 1977).

Benign grupta yer alan hastaların solid doku/bileşen bulgularında; gold standart ile okuyucu 1, okuyucu 2 ve okuyucu 3 arasında çok yüksek düzeyde uyum olduğu gözlemlendi (sırasıyla κ : 0.988; κ : 0.964 κ : 0.915). Okuyucu 1 ile okuyucu 2 ve okuyucu 3 arasında çok yüksek düzeyde uyum olduğu saptandı (sırasıyla κ : 0.953; κ : 0,903). Okuyucu 2 ile Okuyucu 3 arasında da çok yüksek düzeyde uyum olduğu tespit edildi (κ : 0,876).

Malign grupta yer alan hastaların solid doku/bileşen bulgularına bakıldığında; gold standart ile okuyucu 1, okuyucu 2 ve okuyucu 3 arasında çok yüksek düzeyde uyum olduğu tespit edildi (sırasıyla κ : 1.000; κ : 1.000; κ : 0.961). Okuyucu 1 ile okuyucu 2 ve okuyucu 3 arasında çok yüksek düzeyde uyum olduğu gözlemlendi (sırasıyla κ : 1.000; κ : 0,961). Okuyucu 2 ile Okuyucu 3 arasında da çok yüksek düzeyde uyum olduğu belirlendi (κ : 0,961).

Toplam hasta grubunda yer alan hastaların solid doku/bileşen bulguları incelendiğinde; gold standart ile okuyucu 1, okuyucu 2 ve okuyucu 3 arasında çok yüksek düzeyde uyum olduğu tespit edildi (sırasıyla κ : 0.990; κ : 0.969; κ : 0.914). Okuyucu 1 ile okuyucu 2 ve okuyucu 3 arasında çok yüksek düzeyde uyum olduğu gözlemlendi (sırasıyla κ : 0.958; κ : 0,904). Okuyucu 2 ile Okuyucu 3 arasında da çok yüksek düzeyde uyum olduğu saptandı (κ : 0,880) (Tablo 22).

Tablo 22. Solid Doku/Bileşen bulgularının okuyucular arası uyumun değerlendirilmesinde elde edilen Kappa değerlerinin dağılımı

	Gold Standart	Okuyucu 1	Okuyucu 2
Solid Doku/Bileşen (Benign) (n=201)			
Okuyucu 1	0,988 (% 99,32)		
Okuyucu 2	0,964 (% 100)	0,953 (% 100)	
Okuyucu 3	0,915 (% 100)	0,903 (% 100)	0,876 (% 97,91)
Solid Doku/Bileşen (Malign) (n=83)			
Okuyucu 1	1,000 (% 100)		
Okuyucu 2	1,000 (% 100)	1,000 (% 100)	
Okuyucu 3	0,961 (% 98,83)	0,961 (% 98,82)	0,961 (% 98,81)
Solid Doku/Bileşen (Toplam Hasta) (n=284)			
Okuyucu 1	0,990 (% 99,52)		
Okuyucu 2	0,969 (% 100)	0,958 (% 100)	
Okuyucu 3	0,914 (% 99,51)	0,904 (% 99,52)	0,880 (% 98,22)

Benign grupta yer alan hastaların uniloküler kist bulgularında; gold standart ile okuyucu 1, okuyucu 2 ve okuyucu 3 arasında çok yüksek düzeyde uyum olduğu gözlemlendi (sırasıyla κ : 0.957; κ : 0.927; κ : 0.896). Okuyucu 1 ile okuyucu 2 ve

okuyucu 3 arasında çok yüksek düzeyde uyum olduğu saptandı (sırasıyla κ : 0.884; κ : 0,854). Okuyucu 2 ile Okuyucu 3 arasında da çok yüksek düzeyde uyum olduğu tespit edildi (κ : 0,825).

Malign grupta yer alan hastaların uniloküler kist bulgularına bakıldığında; Gold standart ile okuyucu 1, okuyucu 2 ve okuyucu 3 arasında çok yüksek düzeyde uyum olduğu tespit edildi (sırasıyla κ : 0.904; κ : 1.000; κ : 0.952). Okuyucu 1 ile okuyucu 2 ve okuyucu 3 arasında çok yüksek düzeyde uyum olduğu gözlemlendi (sırasıyla κ : 0.904; κ : 0,856). Okuyucu 2 ile Okuyucu 3 arasında da çok yüksek düzeyde uyum olduğu belirlendi (κ : 0,952).

Toplam hasta grubunda yer alan hastaların uniloküler kist bulguları incelendiğinde; gold standart ile okuyucu 1, okuyucu 2 ve okuyucu 3 arasında çok yüksek düzeyde uyum olduğu tespit edildi (sırasıyla κ : 0.942; κ : 0.949; κ : 0.913). Okuyucu 1 ile okuyucu 2 ve okuyucu 3 arasında çok yüksek düzeyde uyum olduğu gözlemlendi (sırasıyla κ : 0.892; κ : 0,856). Okuyucu 2 ile Okuyucu 3 arasında da çok yüksek düzeyde uyum olduğu saptandı (κ : 0,864) (Tablo 23).

Tablo 23. Uniloküler Kist bulgularının okuyucular arası uyumun değerlendirilmesinde elde edilen Kappa değerlerinin dağılımı

	Gold Standart	Okuyucu 1	Okuyucu 2
Uniloküler Kist (Benign) (n=201)			
Okuyucu 1	0,957 (% 99,21)		
Okuyucu 2	0,927 (% 95,23)	0,884 (% 93,01)	
Okuyucu 3	0,896 (% 92,92)	0,854 (% 90,64)	0,825 (% 91,73)
Uniloküler Kist (Malign) (n=83)			
Okuyucu 1	0,904 (% 90,52)		
Okuyucu 2	1,000 (% 100,00)	0,904 (% 100,00)	
Okuyucu 3	0,952 (% 97,61)	0,856 (% 97,42)	0,952 (% 97,62)
Uniloküler Kist (Toplam Hasta) (n=284)			
Okuyucu 1	0,942 (% 97,02)		
Okuyucu 2	0,949 (% 96,43)	0,892 (% 94,62)	
Okuyucu 3	0,913 (% 94,01)	0,856 (% 92,23)	0,864 (% 93,32)

Benign grupta yer alan hastaların multiloküler kist bulgularında; gold standart ile okuyucu 1, okuyucu 2 ve okuyucu 3 arasında çok yüksek düzeyde uyum olduğu gözlemlendi (sırasıyla κ : 0.977; κ : 0.955; κ : 0.977). Okuyucu 1 ile okuyucu 2 ve okuyucu 3 arasında çok yüksek düzeyde uyum olduğu saptandı (sırasıyla κ : 0.932; κ : 0,955). Okuyucu 2 ile Okuyucu 3 arasında da çok yüksek düzeyde uyum olduğu tespit edildi (κ : 0,933).

Malign grupta yer alan hastaların multiloküler kist bulgularına bakıldığında; gold standart ile okuyucu 1, okuyucu 2 ve okuyucu 3 arasında çok yüksek düzeyde uyum olduğu tespit edildi (sırasıyla κ : 0.904; κ : 1.000; κ : 0.904). Okuyucu 1 ile okuyucu 2 ve okuyucu 3 arasında çok yüksek düzeyde uyum olduğu gözlemlendi (sırasıyla κ : 0.904; κ : 0,808). Okuyucu 2 ile Okuyucu 3 arasında da çok yüksek düzeyde uyum olduğu belirlendi (κ : 0,904).

Toplam hasta grubunda yer alan hastaların multiloküler kist bulguları incelendiğinde; gold standart ile okuyucu 1, okuyucu 2 ve okuyucu 3 arasında çok yüksek düzeyde uyum olduğu tespit edildi (sırasıyla κ : 0.955; κ : 0.970; κ : 0.955). Okuyucu 1 ile okuyucu 2 ve okuyucu 3 arasında çok yüksek düzeyde uyum olduğu gözlemlendi (sırasıyla κ : 0.926; κ : 0,910). Okuyucu 2 ile Okuyucu 3 arasında da çok yüksek düzeyde uyum olduğu saptandı (κ : 0,925) (Tablo 24).

Tablo 24. Multiloküler Kist bulgularının okuyucular arası uyumun değerlendirilmesinde elde edilen Kappa değerlerinin dağılımı

	Gold Standart	Okuyucu 1	Okuyucu 2
Multiloküler Kist (Benign) (n=201)			
Okuyucu 1	0,977 (% 97,01)		
Okuyucu 2	0,955 (% 98,52)	0,932 (% 98,41)	
Okuyucu 3	0,977 (% 100,00)	0,955 (% 98,42)	0,933 (% 94,13)
Multiloküler Kist (Malign) (n=83)			
Okuyucu 1	0,904 (% 100,00)		
Okuyucu 2	1,000 (% 100,00)	0,904 (% 91,11)	
Okuyucu 3	0,904 (% 92,71)	0,808 (% 84,42)	0,904 (% 92,73)
Multiloküler Kist (Toplam Hasta) (n=284)			
Okuyucu 1	0,955 (% 98,12)		
Okuyucu 2	0,970 (% 99,14)	0,926 (% 95,41)	
Okuyucu 3	0,955 (% 96,32)	0,910 (% 92,73)	0,925 (% 93,64)

Benign grupta yer alan hastaların myometriuma göre az/eşit kontrast tutulum bulgularında; gold standart ile okuyucu 1, okuyucu 2 ve okuyucu 3 arasında çok yüksek düzeyde uyum olduğu gözlemlendi (sırasıyla κ : 0.831; κ : 0.927; κ : 0.855). Okuyucu 1 ile okuyucu 2 ve okuyucu 3 arasında yüksek düzeyde uyum olduğu saptandı (sırasıyla κ : 0.755; κ : 0,680). Okuyucu 2 ile Okuyucu 3 arasında da yüksek düzeyde uyum olduğu tespit edildi (κ : 0,782).

Malign grupta yer alan hastaların myometriuma göre az/eşit kontrast tutulum bulgularına bakıldığında; gold standart ile okuyucu 1, okuyucu 2 ve okuyucu 3 arasında yüksek düzeyde uyum olduğu tespit edildi (sırasıyla κ : 0.737; κ : 0.795; κ :

0.645). Okuyucu 1 ile okuyucu 2 ve okuyucu 3 arasında yüksek düzeyde uyum olduğu gözlemlendi (sırasıyla κ : 0.654; κ : 0,609). Okuyucu 2 ile Okuyucu 3 arasında da yüksek düzeyde uyum olduğu belirlendi (κ : 0,654).

Toplam hasta grubunda yer alan hastaların myometriuma göre az/eşit kontrast tutan solid doku/bileşen bulguları incelendiğinde; gold standart ile okuyucu 1 ve okuyucu 3 arasında yüksek düzeyde (sırasıyla κ : 0.798; κ : 0.785); okuyucu 2 ile ise çok yüksek düzeyde bir uyum olduğu tespit edildi (κ : 0.882). Okuyucu 1 ile okuyucu 2 ve okuyucu 3 arasında yüksek düzeyde uyum olduğu gözlemlendi (sırasıyla κ : 0.685; κ : 0,685). Okuyucu 2 ile Okuyucu 3 arasında da yüksek düzeyde uyum olduğu saptandı (κ : 0,670) (Tablo 25).

Tablo 25. Myometriuma göre az/eşit kontrast tutulum bulgularının okuyucular arası uyumun değerlendirilmesinde elde edilen Kappa değerlerinin dağılımı

	Gold Standart	Okuyucu 1	Okuyucu 2
Myometriuma göre az/eşit kontrast tutulum (Benign) (n=201)			
Okuyucu 1	0,831 (% 81,81)		
Okuyucu 2	0,927 (% 93,93)	0,755 (% 83,31)	
Okuyucu 3	0,855 (% 87,92)	0,680 (% 100,0)	0,782 (% 81,81)
Myometriuma göre az/eşit kontrast tutulum (Malign) (n=83)			
Okuyucu 1	0,737 (% 88,91)		
Okuyucu 2	0,795 (% 88,93)	0,654 (% 72,62)	
Okuyucu 3	0,645 (% 72,22)	0,609 (% 71,92)	0,654 (% 73,11)
Myometriuma göre az/eşit kontrast tutulum (Toplam Hasta) (n=284)			
Okuyucu 1	0,798 (% 84,31)		
Okuyucu 2	0,882 (% 92,23)	0,685 (% 75,01)	
Okuyucu 3	0,785 (% 82,42)	0,685 (% 71,42)	0,670 (% 71,71)

Benign grupta yer alan hastaların myometriuma göre fazla kontrast tutulum bulgularında; gold standart ile okuyucu 1 arasında yüksek düzeyde (κ : 0.831); okuyucu 2 ve okuyucu 3 arasında ise çok yüksek düzeyde uyum olduğu gözlemlendi (sırasıyla κ : 0.945; κ : 0.895). Okuyucu 1 ile okuyucu 2 ve okuyucu 3 arasında yüksek düzeyde uyum olduğu saptandı (sırasıyla κ : 0.749; κ : 0,711). Okuyucu 2 ile Okuyucu 3 arasında da yüksek düzeyde uyum olduğu tespit edildi (κ : 0,849).

Malign grupta yer alan hastaların myometriuma göre fazla kontrast tutulum bulgularına bakıldığında; gold standart ile okuyucu arasında yüksek düzeyde (κ : 0.771); okuyucu 2 ve okuyucu 3 arasında çok yüksek düzeyde uyum olduğu tespit edildi (sırasıyla κ : 0.815; κ : 0.809). Okuyucu 1 ile okuyucu 2 ve okuyucu 3 arasında

yüksek düzeyde uyum olduğu gözlemlendi (sırasıyla κ : 0.639; κ : 0,607). Okuyucu 2 ile Okuyucu 3 arasında da yüksek düzeyde uyum olduğu belirlendi (κ : 0,690).

Toplam hasta grubunda yer alan hastaların myometriuma göre fazla kontrast tutulum bulguları incelendiğinde; gold standart ile okuyucu 1, okuyucu 2 ve okuyucu 3 arasında çok yüksek düzeyde bir uyum olduğu tespit edildi (sırasıyla κ : 0.906; κ : 0.935; κ : 0.889). Okuyucu 1 ile okuyucu 3 arasında yüksek düzeyde bir uyum (κ : 0.795); okuyucu 3 ile arasında ise çok yüksek düzeyde uyum olduğu gözlemlendi (κ : 0,840). Okuyucu 2 ile Okuyucu 3 arasında da çok yüksek düzeyde uyum olduğu saptandı (κ : 0,824) (Tablo 26).

Tablo 26. Myometriuma göre fazla kontrast tutulum bulgularının okuyucular arası uyumun değerlendirilmesinde elde edilen Kappa değerlerinin dağılımı

	Gold Standart	Okuyucu 1	Okuyucu 2
Myometriuma göre fazla kontrast tutulum (Benign) (n=201)			
Okuyucu 1	0,790 (% 88,91)		
Okuyucu 2	0,945 (% 100,0)	0,749 (% 72,7)	
Okuyucu 3	0,895 (% 100,0)	0,711 (% 72,7)	0,849 (% 90,01)
Myometriuma göre fazla kontrast tutulum (Malign) (n=83)			
Okuyucu 1	0,815 (% 92,11)		
Okuyucu 2	0,809 (% 93,72)	0,639 (% 91,53)	
Okuyucu 3	0,771 (% 92,11)	0,607 (% 89,81)	0,690 (% 88,53)
Myometriuma göre fazla kontrast tutulum (Toplam Hasta) (n=284)			
Okuyucu 1	0,906 (% 91,72)		
Okuyucu 2	0,935 (% 94,43)	0,840 (% 88,62)	
Okuyucu 3	0,889 (% 93,14)	0,795 (% 87,13)	0,824 (% 88,71)

Malign grupta yer alan hastaların periton bulgularına bakıldığında; gold standart ile okuyucu 1, okuyucu 2 ve okuyucu 3 arasında çok yüksek düzeyde uyum olduğu tespit edildi (sırasıyla κ : 1.000; κ : 0.975; κ : 1.000). Okuyucu 1 ile okuyucu 2 ve okuyucu 3 arasında çok yüksek düzeyde uyum olduğu gözlemlendi (sırasıyla κ : 0.975; κ : 1,000). Okuyucu 2 ile Okuyucu 3 arasında da çok yüksek düzeyde uyum olduğu belirlendi (κ : 0,975).

Toplam hasta grubunda yer alan hastaların periton bulguları incelendiğinde; gold standart ile okuyucu 1, okuyucu 2 ve okuyucu 3 arasında çok yüksek düzeyde uyum olduğu tespit edildi (sırasıyla κ : 1.000; κ : 0.984; κ : 1.000). Okuyucu 1 ile okuyucu 2 ve okuyucu 3 arasında çok yüksek düzeyde uyum olduğu gözlemlendi

(sırasıyla κ : 0.984; κ : 1,000). Okuyucu 2 ile Okuyucu 3 arasında da çok yüksek düzeyde uyum olduğu saptandı (κ : 0,984) (Tablo 27).

Tablo 27. Periton tutulum bulgularının okuyucular arası uyumun değerlendirilmesinde elde edilen Kappa değerlerinin dağılımı

	Gold Standart	Okuyucu 1	Okuyucu 2
Periton tutulum (Malign) (n=83)			
Okuyucu 1	1,000 (% 100,0)		
Okuyucu 2	0,975 (% 97,21)	0,975 (% 97,21)	
Okuyucu 3	1,000 (% 100,0)	1,000 (% 100,0)	0,975 (% 100,0)
Periton tutulum (Toplam Hasta) (n=284)			
Okuyucu 1	1,000 (% 100,0)		
Okuyucu 2	0,984 (% 97,21)	0,984 (% 97,21)	
Okuyucu 3	1,000 (% 100,0)	1,000 (% 100,0)	0,984 (% 100,0)

Benign grupta yer alan hastaların O-RADS skora bulgularında; gold standart ile okuyucu 1, okuyucu 2 ve okuyucu 3 arasında çok yüksek düzeyde uyum olduğu gözlemlendi (sırasıyla κ : 0.920; κ : 0.969; κ : 0.908). Okuyucu 1 ile okuyucu 2 ve okuyucu 3 arasında çok yüksek düzeyde uyum olduğu saptandı (sırasıyla κ : 0.890; κ : 0,827). Okuyucu 2 ile Okuyucu 3 arasında da çok yüksek düzeyde uyum olduğu tespit edildi (κ : 0,880).

Malign grupta yer alan hastaların O-RADS skora bulgularına bakıldığında; gold standart ile okuyucu 1, okuyucu 2 ve okuyucu 3 arasında çok yüksek düzeyde uyum olduğu tespit edildi (sırasıyla κ : 0.988; κ : 1.000; κ : 1.000). Okuyucu 1 ile okuyucu 2 ve okuyucu 3 arasında çok yüksek düzeyde uyum olduğu gözlemlendi (sırasıyla κ : 0.888; κ : 0,898). Okuyucu 2 ile Okuyucu 3 arasında da çok yüksek düzeyde uyum olduğu belirlendi (κ : 1,000).

Toplam hasta grubunda yer alan hastaların O-RADS skora bulguları incelendiğinde; gold standart ile okuyucu 1, okuyucu 2 ve okuyucu 3 arasında çok yüksek düzeyde uyum olduğu tespit edildi (sırasıyla κ : 0.949; κ : 0.986; κ : 0.957). Okuyucu 1 ile okuyucu 2 ve okuyucu 3 arasında çok yüksek düzeyde uyum olduğu gözlemlendi (sırasıyla κ : 0.935; κ : 0,906). Okuyucu 2 ile Okuyucu 3 arasında da çok yüksek düzeyde uyum olduğu saptandı (κ : 0,943) (Tablo 29).

Tablo 29. O-RADS skarlama bulgularının okuyucular arası uyumun değerdendirilmesinde elde edilen Kappa değerdlerinin dağılımı

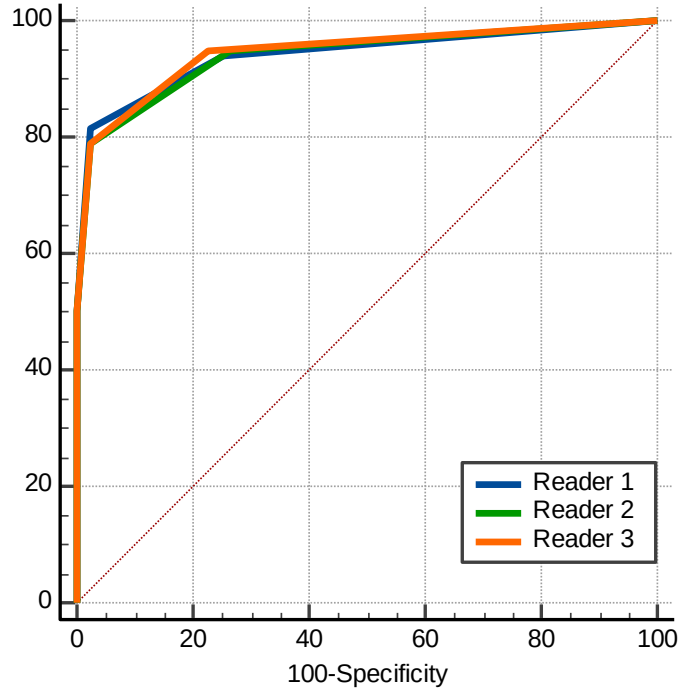
	Gold Standart	Okuyucu 1	Okuyucu 2
O-RADS skarlama (Benign) (n=201)			
Okuyucu 1	0,920 (% 90,00)		
Okuyucu 2	0,969 (% 100,0)	0,890 (% 97,32)	
Okuyucu 3	0,908 (% 95,00)	0,827 (% 91,91)	0,880 (% 90,51)
O-RADS skarlama (Malign) (n=83)			
Okuyucu 1	0,988 (% 98,81)		
Okuyucu 2	1,000 (% 100,0)	0,888 (% 98,81)	
Okuyucu 3	1,000 (% 100,0)	0,898 (% 98,82)	1,000 (% 100,0)
O-RADS skarlama (Toplam Hasta) (n=284)			
Okuyucu 1	0,949 (% 95,91)		
Okuyucu 2	0,986 (% 100,0)	0,935 (% 98,35)	
Okuyucu 3	0,957 (% 98,34)	0,906 (% 96,63)	0,943 (% 96,71)

Tablo 30’da okuyucu 1, okuyucu 2 ve okuyucu 3 bulgularında benign ve malign grupları arasındaki uyumluluk incelendi.

O-RADS skarlama bulgularına göre okuyucu 1, okuyucu 2 ve okuyucu 3’ün malign’i tahmin etmesi arasında yüksek düzeyde uyum olduğu tespit edildi (sırasıyla κ : 0.705; κ : 0.672; κ : 0.672).

Tablo 30. Benign ve malign grupların okuyucular arası O-RADS Skarlama bulgularının uyumunun değerdendirilmesinde elde edilen Kappa değerdlerinin dağılımı

O-RADS Skarlama	Benign (n=201) n(%)	Malign (n=83) n(%)	p	Kappa uyumluluk
Okuyucu 1				
1-2-3	164 (81,60)	2 (2,40)	<0,001**	0,705
4-5	37 (18,40)	81 (97,60)		
Okuyucu 2				
1-2-3	159 (79,10)	2 (2,40)	<0,001**	0,672
4-5	42 (20,90)	81 (97,60)		
Okuyucu 3				
1-2-3	159 (79,10)	2 (2,40)	<0,001**	0,672
4-5	42 (20,90)	81 (97,60)		



Şekil 23. O-RADS skorlamaya göre değerlendiricilerin ROC analizi

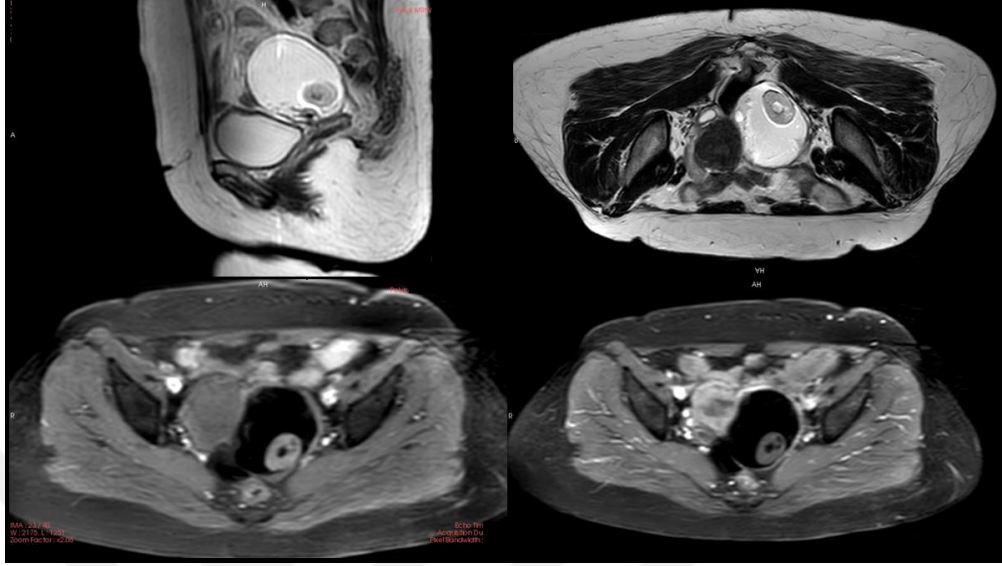
Okuyucu 1, Okuyucu 2 ve Okuyucu 3'ün O-RADS skorlama öngörme düzeyi ROC analizi ile incelendi. Yapılan incelemeye göre tüm okuyucuların öngörme düzeylerinin birbirlerine yakın olduğu anlaşıldı (sırasıyla AUC: 0,942; AUC: 0,942; AUC: 0,943) (Tablo 31; Şekil 23).

Tablo 31. ORADS Skorlama' ya göre değerlendiricilerin ROC-Curve testi ile incelenmesi

	Okuyucu 1	Okuyucu 2	Okuyucu 3
AUC	0,942 (0,908-0,966)	0,942 (0,908-0,966)	0,943 (0,913-0,969)
Cut Off	>3	>3	>3
Sensitive	97,59 (91,63-99,73)	97,59 (91,63-99,73)	97,59 (91,63-99,73)
Spesifite	81,59 (75,54-86,72)	79,12 (72,81-84,53)	79,13 (72,82-84,54)
PPV	68,61 (62,00-74,61)	65,92 (59,51-71,74)	65,93 (59,51-71,73)
NPV	98,82 (95,40-99,73)	98,81 (95,30-99,73)	98,82 (95,31-99,73)
LR+	5,31 (4,00-7,11)	4,67 (3,60-6,11)	4,67 (3,61-6,12)
LR-	0,030 (0,007-0,11)	0,030 (0,008-0,13)	0,030 (0,008-0,11)
P	<0,001**	<0,001**	<0,001**

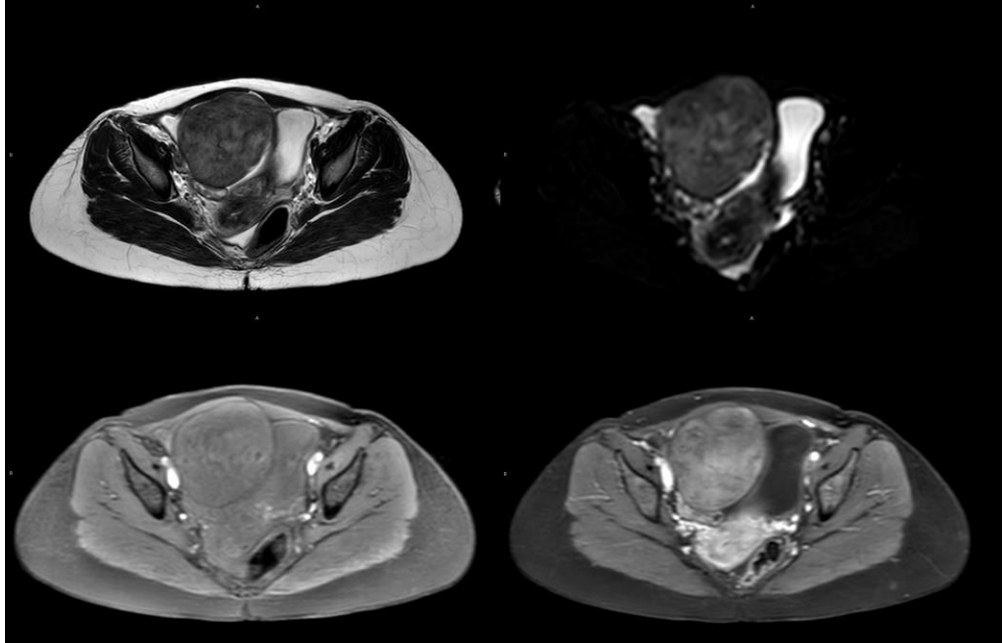
4.2. OLGU ÖRNEKLERİ

4.2.1. Olgu 1



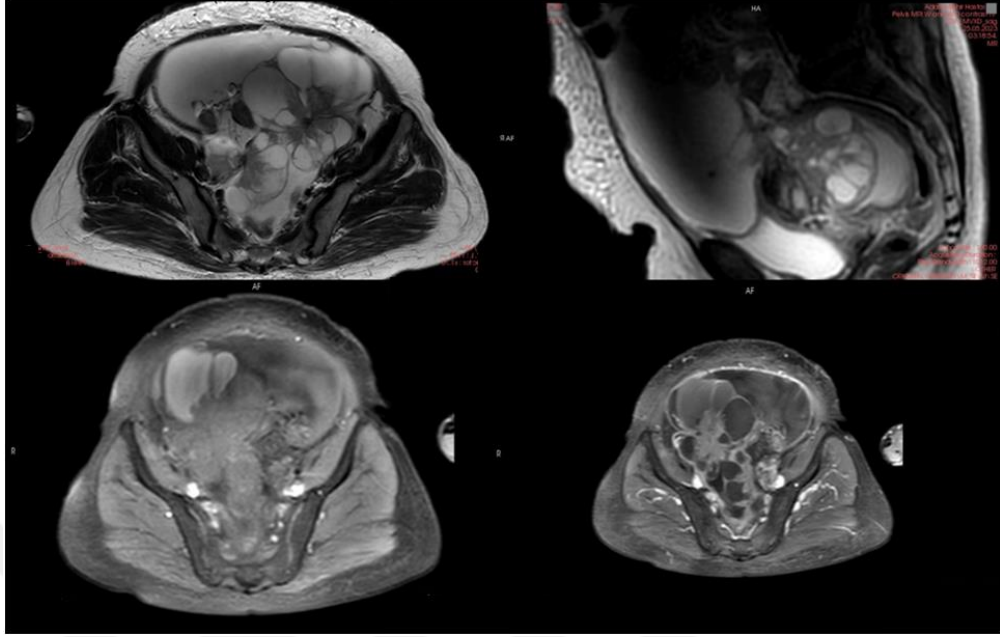
Şekil 24. Matür teratomu olan 35 yaşında bir kadın, O-RADS MRG skoru 2 puanlandı. (a-b), Yağ baskılaması olmayan koronal ve sagittal T2A, (c-d) yağ baskılamalı T1A ve T1A kontrastlı, lezyon içindeki lipit içeriğinin, yağ baskılama sekansındaki büyük miktarda yağ oranı olan alanlarda sinyal yoğunluğunun azalması ile tanı aldı. Kontrastsız ve kontrastlı aksiyal T1A yağ baskılamalı sekanslarda Rokitansky nodülleri görülmektedir.

4.2.2. Olgu 2



Şekil 25. Over fibromu olan 31 yaşında kadın hasta, (a)-Sağ over lezyonu T2A'da belirgin hipointenstir ve (b) b1000'de (koyu) difüzyonu kısıtlamadığı ve belirgin sinyal kaybı izlendiğinden O-RADS MRG Skoru 2 puanlandı. (c-d) T1A yağ baskılı ve kontrastlı serilerde hipointens olduğu ve hafif kontrastlandığı görülmektedir.

4.2.3. Olgu 3



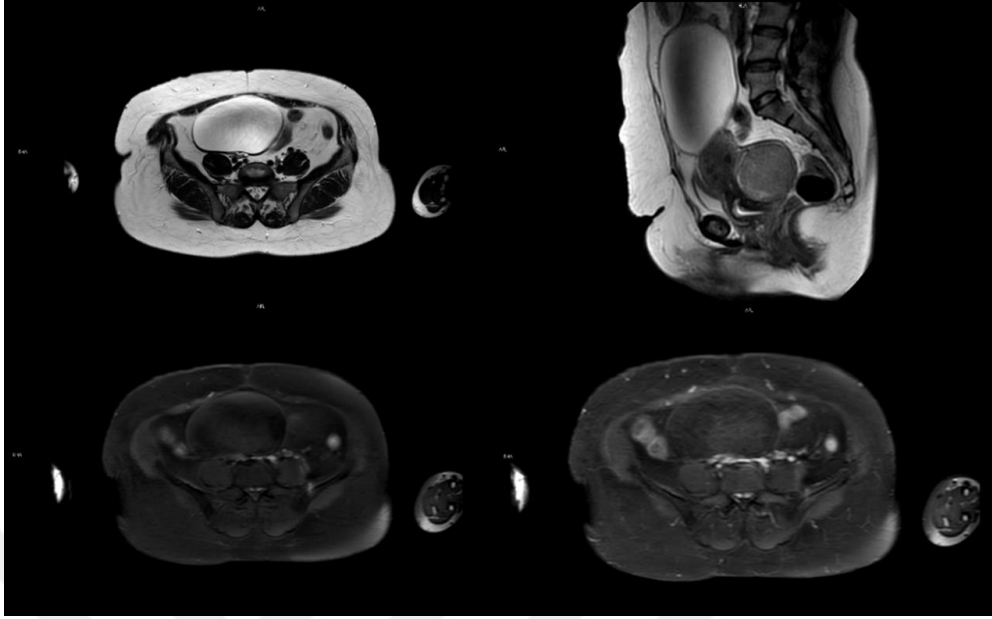
Şekil 26. 57 yaşında kadın hasta, bilaterla seröz papiller kistadenokarsinom tanılı, O-RADS skoru 5 olan lezyonun MRG bulguları; (a-b) T2A aksiyal ve sagittal, (c-d) T1A kontrastsız yağ baskılı ve post kontrast seride kalın septalı, kontrastlanan büyük mural komponenti olan kistik kitleler malingiteyle uyumludur.

4.2.4. Olgu 4



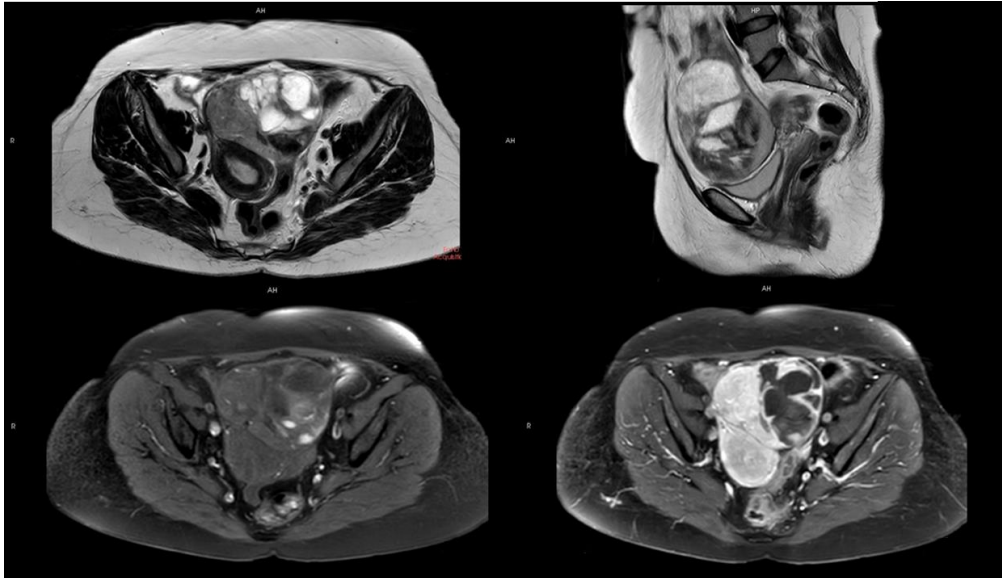
Şekil 27. Müsinöz kistadenom tanılı 46 yaşında kadın hasta, tipik MRG bulguları. (a-b); T2A aksiyal ve koronal kesitlerde multiloküle septalı hiperintens lezyon izlenmektedir. (c)-Aksiyel T1A kesitte kistik alanın hafif yüksek T1A sinyali müsinöz içerik nedeniyle olur. (d)-postkontrast aksiyal kesitte duvarı ile septaların, ince ve düzgün olup solid komponent bulundurmadiğından benign bulgularla uyumlu değerlendirildi. O-RADS skoru 3 belirlendi.

4.2.5. Olgu 5



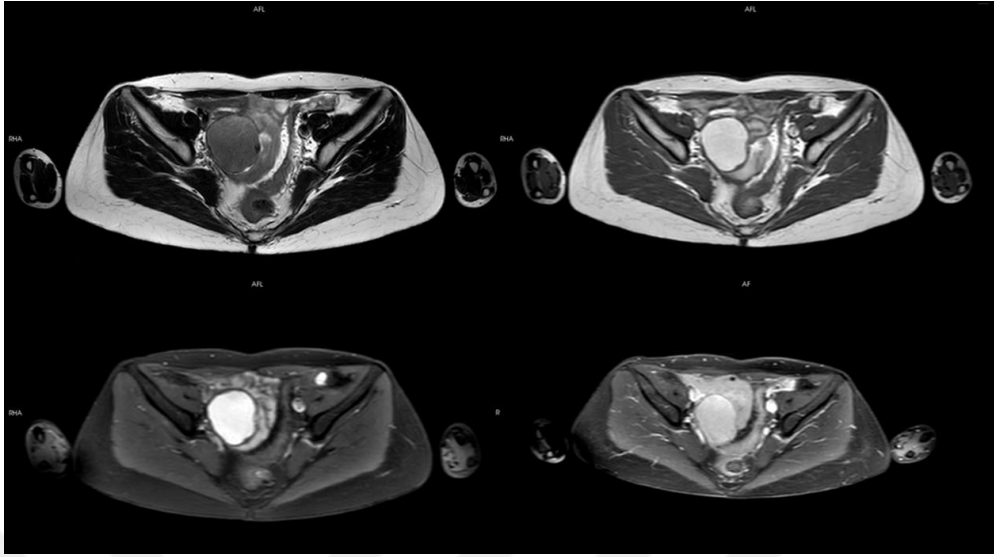
Şekil 28. Seröz kistadenofibrom tanılı 46 yaşında kadın hasta. MRG bulguları, (a-b); T2A aksiyal ve sagittal kesitte uniloküler, ince duvarlı ve posterior duvarda milimetrik papiller alan (fibrom) (c-d); T1A SPIR ve postkontrast kesitte sağ overde düzgün ve ince duvarlı olan, septasyonu olmayan, ancak milimetrik boyutlu zayıf kontrastlanan papiller alan (fibrom) içeren lezyon O-RADS Skor 3 puanlandı.

4.2.6. Olgu 6



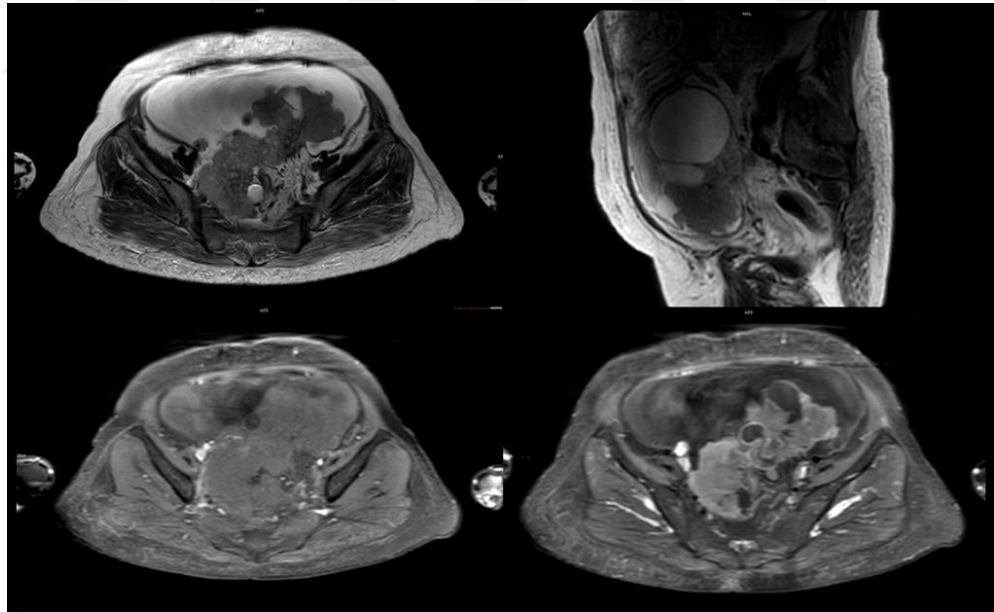
Şekil 29. 51 yaşında kadın hasta, Granüloza hücreli tümör tanılı, (a-b) aksiyal ve sagittal T2A da solid alanlar içeren multipl septalı kalın duvarlı bazıları hemorajik olan kistik lezyon. b-T1A yağ baskılı kesitte hipointens ve (c-d)- T1A postkontrast serilerde multipl kistler bazıları kanamalı hiperintens izlenmekte ve kalın septalarla solid alanları kontrastlanan lezyon, kistik epitelial tümöre benzemektedir. O-RADS skor 5 puanlandı.

4.2.7. Olgu 7



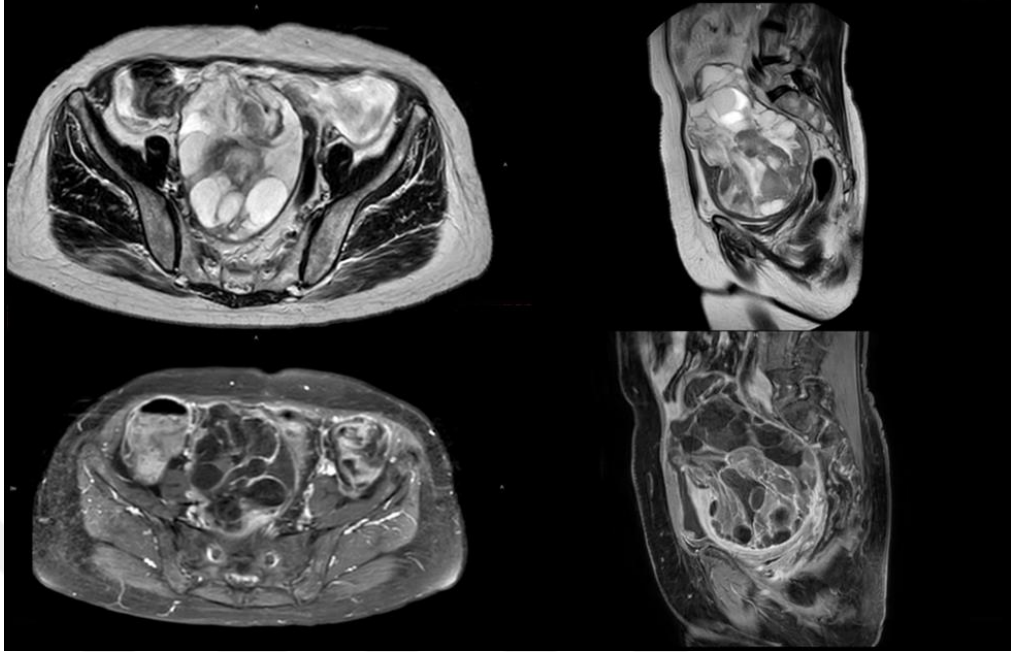
Şekil 30. 40 yaşında kadın hasta endometriotik kist (çikolata kisti) (a) T2A aksiyal kesitte hipointens olan ve anterior kesimi hafif gölgelenme(shading bulgusu) yapmaktadır. (b) Aksiyal T1A ve (c) T1A yağ baskılı kesitlerde hiperintens ve postkontrast seride de farklılık saptanmamaktadır. O-RADS skor 2 puanlandı.

4.2.8. Olgu 8



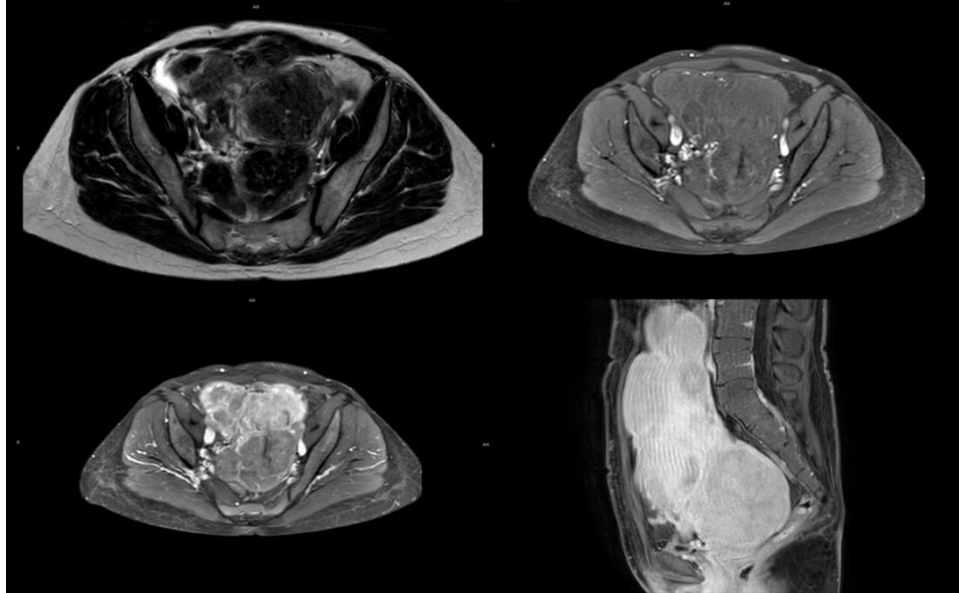
Şekil 31. 56 yaşında kadın hastada metastatik bilateral over kanseri. (a-b) aksiyal ve sagittal T2A kesitte solid kistik alanlar barındıran ve peritoneal tutulumları olan dev kitleler.(c-d) Kontrastsız-kontrastlı yağ baskılanmış T1A görüntülerde düzensiz kalın septalar ve solid bileşenlerin kontrast sonrası görüntüde belirginleştiği görülmektedir. Periton tutulumu da olduğundan O-RADS skoru 5 puanlandı. Ameliyatta kolon karsinom ve bilateral overde metastatik tümör bulundu.

4.2.9. Olgu 9



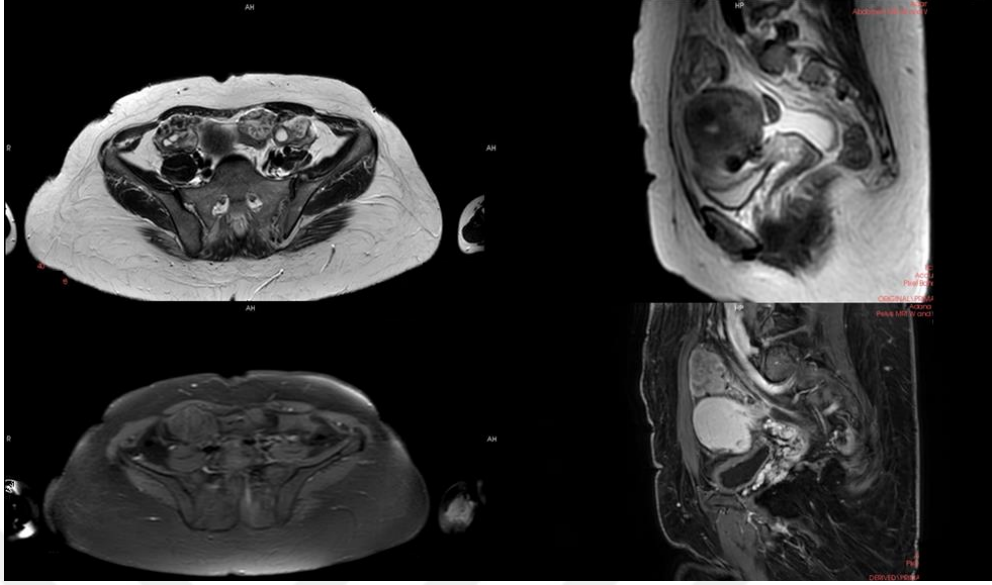
Şekil 32. 51 yaşında kadın hasta, Müsinöz kistadenokarsinoma tanılı. Tipik MRG bulgular; (a-b) aksiyal ve sagittal T2 ağırlıklı kesitlerde multiloküler kistlerin farklı sinyallerde hiperintens olmasını müsinöz içeriğine bağlı gösterirken, belirgin mural uzanımlar mevcut.(c-d) T1A yağ baskılı kontrastlı kesitte, mural uzanımların, kalın duvarların, peritonda ve solda appendikste kontrast tutulum olan metastatik bulgular izlenmektedir. O-RADS skoru 5 puanlandı.

4.2.10. Olgu 10



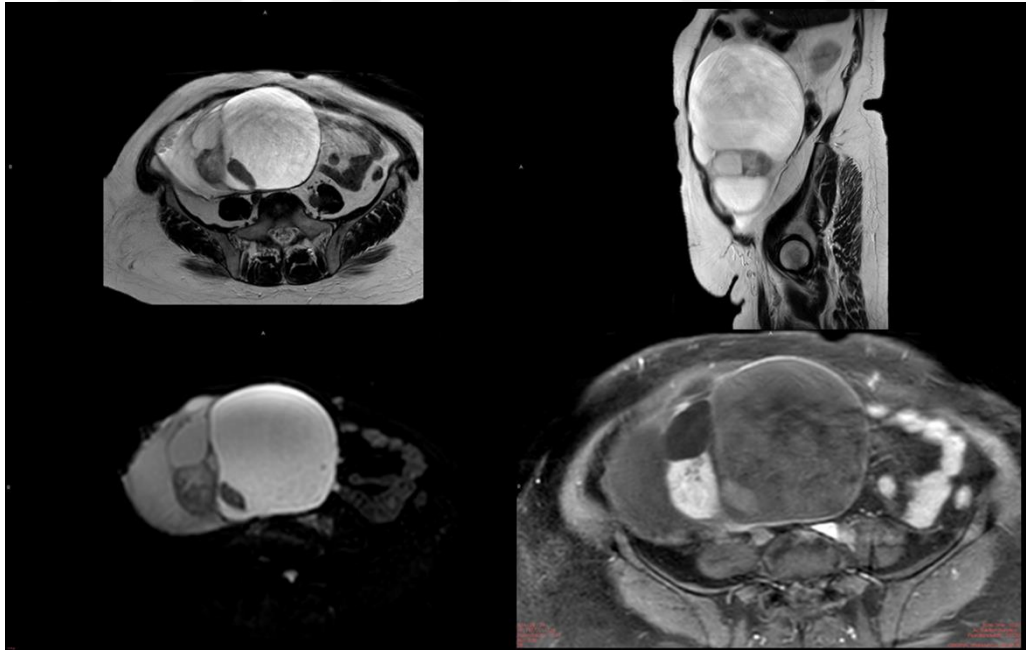
Şekil 33. 43 yaşında kadın hastada multipl subserozal uterin leiomyom. (a) Aksiyal T2A'da pelvisi dolduran hipointens multipl nodüler lezyonlar, overler doğaldı. (b) yağ baskılı T1A da uterusla izointens ve T1A aksiyal-sagittal postkontrast kesitlerde belirgin kontrast tutan homojen solid nodüler lezyonlar, over patolojileri ile karışabilir. O-RADS skoru 1 puanlandı.

4.2.11. Olgu 11



Şekil 34. 42 yaşında bir kadın berrak hücreli karsinom tanılı. (a, b)- Aksiyal-sagittal T2A nodüler solid bileşenli hafif hiperintens kistik kitleve (c)-yağ baskılanmış aksiyal kontrastsız T1A hipointens, (d)-postkontrastlı sagittal T1A görüntülerde kalın duvarının ve solid bileşenin belirgin kontrast tuttuğu görülmektedir. O-RADS skoru 4 puanlandı.

4.2.12. Olgu 12



Şekil 35. 53 yaşında kadın hasta, Malign Struma Ovarii tanılı, (a-b)-T2A aksiyal ve sagittal kesitlerde sağ over kaynaklı multilöküler ve her birinde kolloid içeriğe bağlı düşük- yüksek sinyal yoğunluğu izlenmekte, bazıları kalın septalı ve santralinde solid komponent içeren dev kistik lezyon, (c)-DWI sekansta solid komponentin difüzyon kısıtladığı görülmüştür. (d)-T1A yağ baskılı postkontrast kesitlerde DWI'de karşılığı olan solid dokuda belirgin kontrastlanma izlenmektedir. O-RADS skoru 5 puanlandı.

5. TARTIŞMA

Klinik çalışmalarda, iyi huylu kistler de dahil olmak üzere sonografik olarak belirsiz adneksiyal kitleleri olan hastalar rutin olarak üçüncü basamak bir kanser merkezine sevk edilirken, sonuçta hastaların yalnızca küçük bir yüzdesi over kanseri tanısı alır. O-RADS MRG risk sınıflandırma sistemi, malignite olasılıklarının belirlenmesine olanak tanıyan, hastaların önerilen tedavi veya cerrahi seçeneklerden faydalanabilmesini sağlayan veriye dayalı bir araç olarak kolaylıklar sağlar. Yaygın olarak uygulanması, benign adneksiyal lezyonları olan kadınlarda gereksiz veya aşırı kapsamlı cerrahinin önlenmesini ve potansiyel maligniteleri olan kadınların jinekolojik onkolojik cerrahi değerlendirmeye hızlı bir şekilde alınmasını sağlar. Ayrıca radyologlar ile klinisyenler arasındaki iletişimi iyi geliştirecektir. Overyan-adneksiyal lezyonların riski sınıflandırmasını ve klinikte raporlamasını kolaylaştırmaya yönelik önemli bir adım olmasının yanı sıra, bu kodlanmış sistem çok merkezli prospektif sonuç araştırmalarını önemli ölçüde kolaylaştıracaktır. Örneğin, DCE kullanılarak TIC (zaman-kontrast eğrisi) analizinin O-RADS risk sınıflandırma sistemine dahil edilmesi, araştırma camiasında büyük ilgi uyandırmıştır. O-RADS MRG risk sınıflandırma sistemi, solid dokunun yeterli değerlendirmesi için DCE MRG'yi önermektedir. Wengert ve ark. Mart 2022'de çevrimiçi yayınlanan Avrupa Adnex MR Araştırma Grubu'nun (EURAD) çalışmasında 1502 lezyondan 320 solid bileşeni olan hastadan 207'si malign olan alt grubu retrospektif olarak değerlendirilmiştir. O-RADS MRG sistemini kullanılarak DCE-MRG ile dinamik olmayan kontrastlı pelvik MRG'nin performansı karşılaştırılmıştır ve TIC kullanımının anlamlı derecede sonuç verdiğini bildirmişlerdir. Over malignitesini belirlemek için görsel analizle karşılaştırıldığında daha yüksek duyarlılık (% 96'ya karşı % 76), özgüllük (% 95'e karşı % 76) ve genel doğruluk (% 86'ya karşı % 78) (borderline ve malign lezyonlar birleştirilmiştir) verileri ile TIC kullanımının görsel değerlendirmeden daha yüksek doğrulukla sonuçlandığı bildirilmiştir (AUC;0,87'ye karşı 0,73)(147). Klinik uygulamada, görsel değerlendirme ile yapılan dış miyometriyumdan daha erken kontrastlanan solid dokuya sahip adneksiyal lezyonlar, yüksek riskli TIC ile yakından ilişkilidir. Bunun tersine, pek çok malign lezyon dış miyometriyumdan daha sonra kontrastlanacaktır.

Bu nedenle O-RADS skoru 3 ile 4 lezyon arasındaki ayrım yalnızca görsel değerlendirme kullanılarak güvenilir bir şekilde yapılamaz. Çalışmanın lezyon havuzuna bakıldığında, TIC analizi lezyonların sadece % 3'üne ek katkı sağladığı görülmüştür (147). Bu oran çok düşük olsa da uygulanabilir zamanlarda TIC analizi olması fayda sağlar (144). Ancak IV kontrast, DCE ve TIC değerlendirmesinin kullanımına ilişkin tartışmalar devam etmektedir. Önceki çalışmalar, DCE MRG taramalarına dayalı olarak adneksiyal kitleler için O-RADS MRG risk sınıflandırma sisteminin tanısal etkinliği doğrulanmış olsa da bu protokolünün uygulanması, bazı merkezlerde zaman kısıtlamaları veya perfüzyon eğrisi analiz yazılımının bulunmaması nedeniyle zor olabilir ve uzun elde edinim süresi nedeniyle henüz klinik uygulamada yeterince uygulanmamıştır. Pereira ve ark. O-RADS MR skorlama sisteminin, basit bir MRG protokolü kullanıldığında % 94'ü aşan duyarlılık ve özgüllük değerleriyle yüksek tanısal etkinliğe sahip olduğunu göstermiştir (113). Kontrastlı dinamik olmayan MRG taraması klinik uygulamada daha kolay elde edilebilir ve adneksiyal kitlelerin değerlendirilmesinde skorlama sisteminin kullanımının yaygınlaşmasını sağlayabilir. Bizim çalışmada kullanılan kontrastlı Dinamik olmayan MRG ile elde edilen veriler ışığında, önemli ölçüde yüksek tanısal etkinlikle lezyonların benign veya malign olarak doğru bir şekilde sınıflandırabileceği görüldü. Ayrıca adneksiyal kitlelerin malignite olasılığının risk sınıflandırması için standart bir MRG raporlama sisteminin potansiyelini güçlü bir şekilde desteklemektedir. Çalışmamızda adneksiyal lezyonların benign ve malign öngörüsünde okuyucular arası yüksek uyum izlendi (okuyucu 1, 2 ve 3 için sırasıyla κ : 0.705, κ : 0.672, κ : 0.672). Çalışmamızda risk skorlamanın tanısal doğruluğu için yapılan eğri altındaki alan analizinde kesme değer O-RADS Skoru 3 alınarak yüksek tanısal doğruluk değerleri elde edilmiştir. Böylece 1-2-3 puan alan adneksiyal kitleler benign, 4-5 puan alanlar ise malign olarak kabul edildi. O-RADS skor puanlama da okuyucular arasında yüksek düzeyde uyum izlendi (okuyucularda sırasıyla AUC; 0.942 (0.908-0.966), 0.942 (0.908-0.966), 0.943 (0.913-0.969). Kesme değer 3 iken; skor 4-5 malignite göstermede okuyucularda sırasıyla; 97,59 (91.63-99.73), 97,59 (91.63-99.73), 97.59 (91.63-99.73) duyarlılığa ve okuyucularda sırasıyla 81.59 (75.54-86.72), 79.12 (72.81-84.53), 79.13 (72.82-84.54) özgüllüğe sahip olduğu görüldü. Thomassin-Naggara ve ark. gerçekleştirdiği çok merkezli prospektif

çalışmada, DCE-MRG kullanılması ile AUC 0,961 (% 95 GA, 0,89-0,96) hesaplanmıştır ve kesme değeri çalışmamız gibi skor 3 olarak belirlenmiş olup buna göre skor 4 ve skor 5; 0,93 (0,683-0,988) duyarlılık, 0,91 (0,854-0,970) özgüllükle maligniteyi elde etmiştir (13). Çalışmamızda, dinamik olmayan kontrastlı MRG ile kesme değeri O-RADS skor 3 belirlendiğinde, overyan-adneksiyal lezyonlarda DCE-MRG verileri ile benzer olan yüksek duyarlılık ve özgüllükte, benign ve malign lezyon ayrımının yapılabilmesi sonucuna varılmıştır.

Adneksiyal lezyonlarda kontrastlanan solid doku olmadığında malignite olasılığı % 0'a yaklaşmaktadır (13,15,16). O-RADS MRG risk sınıflandırma sisteminin önemli bir avantajı, over kanserini dışlama potansiyelinin yüksek olmasıdır (13). Bu çalışmada 1 veya 2 puan alan tüm adneksiyal kitleler ve üç okuyucu tarafından 3 puan verilen çoğu adneksiyal kitlelerin (malignite oranı sırasıyla % 3.11, % 3.32 ve % 3.32) bu sonucu destekler nitelikte olup patoloji sonuçlarına göre benign kitleler olduğu doğrulanmıştır. 3 puan alan malign hastalık grubunun tamamı borderline tümörlerden oluştu. Borderline kistadenomların çoğuna, kalın septalar veya duvarlar içermesi ve kontrastlanan minik papiller yapılar sebebiyle 4 puan verildi. Over metastazı genellikle primer tümörden önce tespit edildiği için burada klinik bilginin ve laboratuvar sonuçlarının önemi ortaya çıkmaktadır. Bu nedenle, serum tümör belirteci CA125 ve CEA' nın bir kombinasyonu, primer adneksiyal kitleyi gastrointestinal over metastazından ayırmada faydalı olacaktır (145,146). Çalışmamızda over metastazı olan 8 vaka olup tamamında üç okuyucu tarafından da saptanan peritoneal implantlar olduğundan skor 5 atanmıştır.

Matür teratomun maligniteye dönüşüm oranı son derece düşük, yaklaşık % 1-2 olarak görülmektedir (147). Matür teratomların çoğunluğunda , DCE MRG kohortunu temel alan önceki çalışmalarda 4 veya 5 puanla yanlış sınıflandırılmıştır (13). Çalışmamızda solid bileşen (Rokitansky nodülleri) içeren matür teratomlar iyi bir şekilde değerlendirildi. Rokitansky nodülleri tipik olarak yağ sergiler ve büyüyebilir. Toplamda 26 vaka matür teratoma her üç okuyucu tarafından tutarlı bir şekilde 2 puan verildi. Bir olguda kontrastlanan solid komponent içeren bir yağlı lezyona (1/27), her üç okuyucu tarafından tutarlı bir şekilde 4 puan verilmiş, ancak histopatoloji sonuçlarında matür bir teratom tanısı almıştır. O-RADS MRG risk

sınıflandırması, yağlı bir lezyon içinde büyük miktarda kontrastlanan doku olduğunda, immatür teratom veya başka kötü huylu tümör riski nedeniyle lezyonun O-RADS MRG 4 olarak sınıflandırıldığını belirtmiştir (16). Bu nedenle yanlış pozitiflik oranını azaltmak ve tanının özgüllüğünü artırmak için ek tanımlamalar ve alt sınıflandırmaların yapılması faydalı olacaktır.

Adneksiyal benign lezyonlara, esas olarak lezyonlar içinde kontrastlanan solid doku bulunması nedeniyle 4 veya 5 puan verildi. Çalışmamızda histopatoloji sonuçlarında benign kitle olarak doğrulanan 4 veya 5 skorlu lezyonların başlıcaları over fibromu, fibrotekom, tekoma, adenofibrom ve benign Brenner tümörünü içermektedir. O-RADS MRG risk sınıflandırma sistemi kullanılarak, hem T2A hem de DAG taramalarında ($b = 1000 \text{ s/mm}^2$) (koyu T2/koyu DAG) homojen olarak hipointens sinyal yoğunluğu gösterdiğinde lezyona 2 puan atanması gerekir. Ayrıca, iyi huylu brenner tümörü ve adenofibroma gibi bazı yaygın olmayan epitelyal neoplazmaların bazılarında kontrastlı solid doku varlığına bağlı olarak okuyucular tarafından 4 veya 5 puan atandı. Bu durumda benign fibröz tümörlerde malignite riskinin olduğundan fazla tahmin edilebilir olduğu görülmüştür. Bu nedenle yanlış pozitiflik oranını azaltmak ve tanının özgüllüğünü artırmak için ek tanımlamalar ve alt sınıflandırmalar yapılmalıdır.

Thomassin-Naggara ve arkadaşlarının gerçekleştirdiği çok merkezli prospektif çalışmada, DCE- MRG kullanılmıştır. Bu çalışmada elde edilen pozitif öngörü değerleri O-RADS 1, 2, 3, 4 ve 5 skoru için sırasıyla % 0, % 0.3, % 49.2, % 5.6, % 49.2, % 89.5 olarak hesaplandığı bildirilmiştir (13). Çalışmamızda pozitif öngörü değerleri; O-RADS 3 için okuyucularda sırasıyla % 3.11, % 3.32, % 3.32, O-RADS skor 4 için okuyucularda sırasıyla % 43.22, % 38.51, % 42.82, O-RADS skor 5 için ise okuyucularda sırasıyla % 83.81, % 85.92, % 84.53 olarak bulundu. O-RADS skor 1 veya O-RADS skor 2 alan hastalar arasında histopatolojik olarak malign tanı alan olmadı (O-RADS skor 1 ve 2 için PPV % 0). Pozitif öngörü değerleri O-RADS skor 3 ve O-RADS skor 4 için bulunan değerler ile benzer olsa da farklılıkların sebebinin değerlendirmemizin dinamik olmayan kontrastlı MRG ile görsel analizlerden kaynaklandığı düşünülmüştür. Gelecek çalışmalarda dinamik olmayan kontrastlı MRG ile DCE-MRG' nin karşılaştırmalı olması bu farklılıkların daha az olmasına katkı sağlayacağı düşünülmüştür.

Çalışmamızda, O-RADS'ın histopatolojik tanısı ile sonuçlar arasında uyumluluğun yanı sıra okuyucular arası O-RADS lezyon tanımlama kriterleri arasında tutarlılık da test edilerek kullanılabilirliği değerlendirildi. Çalışmada okuyucular patoloji sonuçlarına, lezyon lokalizasyonuna ve operasyon öykülerine kör olarak değerlendirmeler yaptı. Birçok adneksiyal lezyon içeren hastaların tüm lezyonları incelenirken en yüksek skora sahip lezyon veya lezyonların verileri dikkate alınmış olup uzun çapı en büyük lezyon çalışıldı. Okuyucuların uzun çap ölçüm ortalamaları sırasıyla 76.52 mm, 75.64 mm ve 75.10 mm hesaplanmış olup okuyucular arası istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmadı ($p>0,05$).

Reinhold ve ark. tarafından yayınlanan O-RADS standardize terimler sözlüğünde belirlenen ve kategorize edilen bilgiler ile lezyonların değerlendirmesi yapılır (15). Overyan-adneksiyal lezyonları O-RADS MRG sistemine göre değerlendirme yaparken lezyonların saptanan özellikleri bu sözlük kullanılarak O-RADS skorları belirlenir. Çalışmamızda lezyonların skorlaması yapılırken O-RADS standardize terimler sözlüğüne bağlı kalınarak yapıldı. Yaptığımız değerlendirmelerin sonucunda solid bileşen/doku varlığı okuyucularda sırasıyla (κ : 0.990, 0.969, 0.914), yağlı bileşen (κ : 0.999, 0.999, 0.999), uniloküler kist (κ : 0.942, 0.949, 0.913), multiloküler kist (κ : 0.955, 0.970, 0.955), peritoneal implant (κ : 0.984, 1,000, 1,000) ve myometriumdan fazla kontrastlanma (κ : 0.906, 0.935, 0.889) kriterlerinde okuyucular arası mükemmel uyum izlenirken, myometriuma eşit veya az kontrastlanma (κ : 0.798, 0.882, 0.785) kriterinde okuyucular arasında iyi derecede uyum gözlemlendi ($p<0,05$).

Kontrastlanmanın karşılaştırılması O-RADS skorlamanın belirlenmesinde önemli bir kriterdir. En önemli kriter ise O-RADS 4 skoru ve O-RADS 5 skorunun arasındaki peritoneal implantı varlığı olup tutulum mevcut ise direkt skor 5 atanır. Myometrium ile lezyonun kontrastlanmasının kıyaslanmasında diğer kriterlere göre görece olarak daha düşük uyum göstermesinin sebebi karşılaştırmanın sayısal değer yerine görsel olarak yapılmasından kaynaklandığı düşünüldü. DCE olmayan MRG'de zaman kontrast eğrisi (TIC) elde edilemediğinden, düşük-orta riskli TIC ayrımı yapılamaz. Bu lezyonlarda İVKM enjeksiyonundan 30-40 sn. sonrası dinamik olmayan kontrastlı MRG' de bu aralıkta myometriuma eşit kontrastlanırsa O-RADS skor 4 puanlanır (13,16). Bu sebeple kontrastlanmanın

görsel olarak yapılması dinamik olmayan kontrastlı MRG' nin zayıf yönlerinden biridir. Thomassin-Naggara ve ark. çalışmasında okuyucular arası yüksek düzeyde uyumluluğun ($\kappa = 0.784$) gözlemlendiği O-RADS MRG sistemi için, çalışmamızda da okuyucular arasında yüksek uyum izlendi (okuyucu 1, 2 ve 3 için sırasıyla $\kappa : 0.705$, $\kappa: 0.672$, $\kappa: 0.672$). O-RADS standartize terimler ile skorlamanın yapılması uyumluluğu ve güvenilirliği arttırmaktadır. Ek olarak raporlamanın daha anlaşılır olmasını, radyolog ile klinisyenler/cerrah arası iletişimin kolaylaşmasını ve hasta yönetiminde daha doğru tedavi planlarının olmasını sağlar.

Çalışmamızda 284 hastanın % 60,22'si (n=171) 50 yaş altı hastalardan olup yaş ortalaması 45,84 olmuştur Thomassin-Naggara ve ark. 1340 hastayla yaptıkları çalışmada yaş ortalaması 49 olup çalışmamız benzerlik gösterdi. Çalışmamızda tanı alınan yaş ortalaması; benign tümörlerde 43,56 malign tümörlerde bulundu. Bu veriler ışığında çalışmamızın yaş ortalaması literatürle benzerlik göstermektedir. 50 yaş altı hastalar premenapozal kabul edilmiştir. Bu grupta 133 benign, 11 borderline ve 26 malign tanı saptandı. Postmenopozal yani 50 ve üstü hastalarda 68 benign, 6 borderline ve 40 malign tanı almıştır. Benign lezyonlar, premenapozal dönemde % 66.16 (133/201) ile daha sık izlenirken borderline veya malign birlikte sayılan lezyonların % 55.42 (46/83) ile postmenopozal dönemde daha sık tanı aldığı saptanmıştır. Çalışmamızdaki hastalarda en sık görülen histopatolojik tanılar seröz karsinom, hemorajik kist, endometrioma, matür kistik teratom, seröz müsinöz kistadenom tanıları oldu. En sık görülen malign tanı ise literatürde de en sık tanı alan seröz karsinom oldu. Çalışmamızda hastalardan doku örneği alınıp yöntemleri; 100 kistektomi (92'si benign, 2 borderline, 6 malign tanı) ve 184 ooferektomi (109'u benign, 15 borderline, 60 malign tanı) yapılmıştır. Doku örneği alınıp yöntemlerinin içinde ooferektomi yapılanların % 59,23'ü (n=109) benign tanı almış olması gereksiz cerrahi operasyonların yapıldığını düşündürse de bunlarının ne kadarının profilaktik amaçlı ooferektomi olduğunu belirlemek için ileri araştırmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

KISITLILIKLAR

Her araştırmada olduğu gibi bu çalışmanın da bazı kısıtlılıkları bulunmaktadır. Öncelikle bu çalışma tek merkezli retrospektif bir çalışmadır.

Solid doku lezyonlarının incelenmesinde DCE ile dinamik olmayan kontrastlı MRG'nin etkinliği arasında karşılaştırmalı bir analiz yapılamadı. Bu nedenle gelecekte spesifik karşılaştırmalı, daha geniş hasta popölasyonu içeren ve çok merkezli prospektif çalışmaların yapılması büyük katkı sağlayacaktır.

Özellikle fibröz ve borderline tümörlerin daha iyi tanınması amacıyla, yanlış pozitiflik oranını azaltmak ve özgüllüğü geliştirmek için daha fazla değerlendirme, ek tanımlama ve alt sınıflandırma gibi iyileştirmelerin olacağı daha ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

Son olarak radyologlar hastaların klinik bilgilerine ilişkin bilgi kısıtlılıklarıyla MRG görüntülerini değerlendirip lezyonları puanladı. Bununla birlikte, klinik rutinde iyi bir preoperatif değerlendirme, hasta öyküsü, laboratuvar sonuçları ve ilgili jinekologlar ile radyologlar arasında ayrıntılı bir iletişimin kombinasyonun olması gereklidir.

6. SONUÇLAR

Geliştirilen dinamik olmayan kontrastlı MRG ile adım adım bir yaklaşım kullanılarak over kitlelerinin yüksek duyarlılık ve özgüllükte benign veya malign ayrımının yapılabileceği bir O-RADS MRG risk sınıflandırma sisteminin sağlandığı görülmüştür. Böylece adneksiyal kitlelerin klinik yönetimi için sağlam bir temel oluşturuldu.

Çalışmamızda dinamik olamayan kontrastlı MRG ile O-RADS MRG risk skorlama ile lezyonlara puanlar atanmış olup histopatolojik doku tanılarıyla karşılaştırma yapılarak güvenilirliği incelendi. Analiz sonucunda kesme değer skor 3 belirlendi. Elde edilen veriler sonucunda dinamik olamayan kontrastlı MRG’de O-RADS Skor 4 ve 5 atanan lezyonlar için literatür çalışmasındaki malignite tanısında DCE- MRG ile saptanan verilere yakın, duyarlılık ve özgüllükte sonuçlar elde edildi.

O-RADS skorları için ayrı ayrı değerlendirildiğinde ise çalışmamızda pozitif öngörü değerleri; O-RADS 3 için okuyucularda sırasıyla % 3.11, % 3.32, % 3.32, O-RADS 4 için okuyucularda sırasıyla % 43.22, % 38.51, % 42.82, O-RADS 5 için ise okuyucularda sırasıyla % 83.81, % 85.92, % 84.53 olarak bulundu. O-RADS 1 veya O-RADS 2 skoru alan hastalar arasında histopatolojik olarak malign tanı alan olmadı (O-RADS skor 1 ve 2 için PÖD % 0). Ek olarak çalışmamızda okuyucular arasında; her hastada tespit edilen en yüksek O-RADS skoru alan lezyonun seçiminde, O-RADS sözlüğündeki terimlere bağlı kalınarak lezyon tariflenmesinde ve lezyona atanan O-RADS skorlarının oranında yüksek uyumluluk izlendi.

Sonuç olarak DCE-MRG mümkün olmayan şartlarda kontrastlı MRG kullanılarak O-RADS MRG risk skorlaması, patoloji sonuçlarıyla kıyaslandığında tanısal doğruluğu yüksek olarak malign ve benign lezyonları belirleyebilmekte güvenilir ve kolayca uygulanabilirliği olan faydalı bir yöntemdir. Risk skorlama sisteminin yaygın kullanımı, radyolog raporlarının ve tekrarlanabilirliğinin yanı sıra radyologlar ile klinisyenler/cerrahlar arasındaki iletişimi de geliştirecektir.

7. KAYNAKLAR

1. **Siegel RL, Miller KD, Jemal A.** Cancer statistics, 2020. *CA Cancer J Clin.* **2020**; 70(1):7-30.
2. <https://www.saglik.gov.tr/TR,89801/saglik-istatistikleri-yilligi-2020- yayinlanmistir.html> Erişim tarihi: 10.03.2023.
3. Cancer Facts & Figures 2022. 2022 [cited 2022 20.04]; Available from: <https://www.cancer.org/content/dam/cancer-org/research/cancer-facts-and-statistics/annualcancer-facts-and-figures/2022/2022-cancer-facts-and-figures.pdf>.
4. **Armstrong DK, Alvarez RD, Backes FJ, Bakkum-Gamez JN, Barroilhet L, Behbakht K, et al.** NCCN guidelines® insights: ovarian cancer, version 3.2022: featured updates to the NCCN guidelines. *Journal of the National Comprehensive Cancer Network.* **2022**; 20(9):972-80.
5. **Holschneider CH, Berek JS.** Ovarian cancer: epidemiology, biology, and prognostic factors. *Semin Surg Oncol.* **2000**; 19(1):3-10.
6. **Ries LAG, Kosary C, Hankey B, Miller B, Edwards B.** SEER cancer statistics review, 1973-1995. Bethesda, MD: National Cancer Institute. **1998**.
7. **Goldstein SR.** Postmenopausal adnexal cysts: how clinical management has evolved. *American journal of obstetrics and gynecology.* **1996**; 175(6):1498-501.
8. **Menon U, Gentry-Maharaj A, Burnell M, Singh N, Ryan A, et al.** Ovarian cancer population screening and mortality after long-term follow-up in the UK Collaborative Trial of Ovarian Cancer Screening (UKCTOCS): a randomised controlled trial. *The Lancet.* **2021**; 397(10290):2182-2193.
9. **Baser E, Erkilinc S, Esin S, Togrul C, Biberoglu E, Karaca MZ, et al.** Adnexal masses encountered during cesarean delivery. *Int J Gynaecol Obstet.* **2013**; 123(2):124-6.
10. **Masch WR, Daye D, Lee SI.** MR Imaging for Incidental Adnexal Mass Characterization. *Magn Reson Imaging Clin N Am.* **2017**; 25(3):521-543.
11. **Li Y, Jian J, Pickhardt PJ, Ma F, Xia W, Li H, et al.** MRI-Based Machine Learning for Differentiating Borderline From Malignant Epithelial Ovarian Tumors: A Multicenter Study. *J Magn Reson Imaging.* **2020**; 52(3):897-904.

12. **Meys EM, Kaijser J, Kruitwagen RFPM, Slangen BFM, Van Calster B, et al.** Subjective assessment versus ultrasound models to diagnose ovarian cancer: A systematic review and meta-analysis. *Eur J Cancer*, **2016**; 58:17-29.

13. **Thomassin-Naggara I, Poncelet E, Jalaguier-Coudray A, Guerra A, et al.** Ovarian-Adnexal Reporting Data System Magnetic Resonance Imaging (O-RADS MRI) Score for Risk Stratification of Sonographically Indeterminate Adnexal Masses. *JAMA Network Open*, **2020**; 3(1):1919896-1919896.

14. **Stein EB, Roseland ME, Shampain KL, Wasnik AP, Maturen KE.** Contemporary Guidelines for Adnexal Mass Imaging: A 2020 Update. *Abdom Radiol (NY)*. **2021**; 46(5):2127-2139.

15. **Reinhold C, Rockall A, Sadowski EA, Siegelman ES, Maturen KE, et al.** Ovarian-Adnexal Reporting Lexicon for MRI: A White Paper of the ACR Ovarian-Adnexal Reporting and Data Systems MRI Committee. *J Am Coll Radiol*, **2021**; 18(5):713-729.

16. **Sadowski EA, Thomassin-Naggara I, Rockall A, Maturen KE, et al.** O-RADS MRI Risk Stratification System: Guide for Assessing Adnexal Lesions from the ACR O-RADS Committee. *Radiology*, **2022**; 303(1):35-47.

17. **Sadler TW.** Langman's medical embryology: Lippincott Williams & Wilkins, **2015**.

18. **Healey A.** Embryology of the female reproductive tract. Imaging of gynecological disorders in infants and children: Springer, **2010**:21-30.

19. **Clement PB.** Histology of the ovary. *Am J Surg Pathol*, **1987**; 11(4):277-303.

20. **Ożegowska K, Brazert M, Ciesiolka S, Naqrocki MJ, Kranc W, et al.** Genes Involved in the Processes of Cell Proliferation, Migration, Adhesion, and Tissue Development as New Potential Markers of Porcine Granulosa Cellular Processes In Vitro: A Microarray Approach. *DNA Cell Biol*, **2019**; 38(6):549-560.

21. **Del Campo M, Piquer B, Witherington J, Sridhar A, Lara HE, et al.** Effect of Superior Ovarian Nerve and Plexus Nerve Sympathetic Denervation on Ovarian-Derived Infertility Provoked by Estradiol Exposure to Rats. *Front Physiol*, **2019**; 10:349.

22. **Ryan S, McNicholas M, Eustace S.** Anatomy for Diagnostic Imaging (3 rd ed). Saunders Ltd, **2010**:455-23.

23. **Junqueira LC, Carneiro J, Kelley RO, Aytekin Y, Solakoğlu S.** Temel histoloji: Barış Kitabevi, 1993.
24. **Clement PB.** Anatomy and histology of the ovary. Blaustein's pathology of the female genital tract: Springer, 1987:438-70.
25. **Chabner B, Lynch T, Longo D.** Harrisons Manual of Oncology 2/E: McGraw-Hill Education, 2013.
26. **Viale PH.** The American Cancer Society's Facts & Figures: 2020 Edition. *J Adv Pract Oncol.* 2020; 11(2):135-136.
27. **Kauff ND, Domchek SM, Friebel TM, Robson ME, Lee J, Garber JE, et al.** Risk-reducing salpingo-oophorectomy for the prevention of BRCA1- and BRCA2- associated breast and gynecologic cancer: a multicenter, prospective study. *J Clin Oncol.* 2008; 26(8):1331-7.
28. **Gayther SA, Pharoah PD.** The inherited genetics of ovarian and endometrial cancer. *Curr Opin Genet Dev.* 2010; 20(3):231-8.
29. **McLaughlin JR, Risch HA, Lubinski J, Moller P, Ghadirian P, Lynch H, et al.** Reproductive risk factors for ovarian cancer in carriers of BRCA1 or BRCA2 mutations: a case-control study. *The Lancet Oncology.* 2007; 8(1):26-34.
30. **Sueblinvong T, Carney ME.** Current understanding of risk factors for ovarian cancer. *Curr Treat Options Oncol.* 2009; 10(1-2):67-81.
31. **Hennessy BT, Coleman RL, Markman M.** Ovarian cancer. *Lancet.* 2009; 374(9698):1371-82.
32. **Jensen A, Sharif H, Frederiksen K, Kjaer SK.** Use of fertility drugs and risk of ovarian cancer: Danish Population Based Cohort Study. *BMJ.* 2009; 338:249.
33. **Riman T, Nilsson S, Persson IR.** Review of epidemiological evidence for reproductive and hormonal factors in relation to the risk of epithelial ovarian malignancies. *Acta Obstet Gynecol Scand.* 2004; 83(9):783-95.
34. **Pasalich M, Su D, Binns CW, Lee AH.** Reproductive factors for ovarian cancer in southern Chinese women. *J Gynecol Oncol.* 2013; 24(2):135-40.

35. **Rooth C.** Ovarian cancer: risk factors, treatment and management. *British journal of nursing* (Mark Allen Publishing). **2013**; 22(17):23-30.
36. **Hamilton W, Peters TJ, Bankhead C, Sharp D.** Risk of ovarian cancer in women with symptoms in primary care: population based case-control study. *BMJ*. **2009**; 339:2998.
37. **Suh KS, Park SW, Castro A, Patel H, Blake P, Liang M, et al.** Ovarian cancer biomarkers for molecular biosensors and translational medicine. *Expert Rev Mol Diagn*. **2010**; 10(8):1069-83.
38. **Sturgeon C.** Practice guidelines for tumor marker use in the clinic. *Clin Chem*. **2002**; 48(8):1151-9.
39. **Bankhead CR, Collins C, Stokes-Lampard H, Rose P, Wilson S, Clements A, et al.** Identifying symptoms of ovarian cancer: a qualitative and quantitative study. *BJOG*. **2008**; 115(8):1008-14.
40. **Sørensen SS, Mosgaard BJ.** Combination of cancer antigen 125 and carcinoembryonic antigen can improve ovarian cancer diagnosis. *Dan Med Bull*. **2011**; 58(11):4331.
41. **Sölétormos G, Duffy MJ, Othman Abu Hassan S, Verheijen RH, Tholander B, Bast RC, et al.** Clinical Use of Cancer Biomarkers in Epithelial Ovarian Cancer: Updated Guidelines From the European Group on Tumor Markers. *Int J Gynecol Cancer*. **2016**; 26(1):43-51.
42. Estimated number of deaths in 2020, Turkey, females, all ages (excl. NMSC). [cited 2022 23 April]
43. **Torre LA, Trabert B, DeSantis CE, Millet KD, Samimi G, et al.** Ovarian cancer statistics, 2018. *CA: a cancer journal for clinicians*, **2018**; 68(4):284-296.
44. **Schildkraut JM, Risch N, Thompson WD.** Evaluating genetic association among ovarian, breast, and endometrial cancer: evidence for a breast/ovarian cancer relationship. *American journal of human genetics*, **1989**; 45(4):521-529.
45. **Whittemore AS, Gong G, Itnyre J.** Prevalence and contribution of BRCA1 mutations in breast cancer and ovarian cancer: results from three U.S. population-based case-control studies of ovarian cancer. *American journal of human genetics*, **1997**; 60(3):496-504.
46. **Ford D, Easton DF, Stratton M, Narod S, Goldgar D, et al.** Genetic Heterogeneity and Penetrance Analysis of the BRCA1 and BRCA2 Genes in Breast Cancer Families. *The American Journal of Human Genetics*, **1998**; 62(3):676-689.

47. **Lu KH, Broaddus RR.** Gynecologic Cancers in Lynch Syndrome/HNPCC. *Fam Cancer*, **2005**; 4(3):249-54.
48. **Lu KH, Dinh M, Kohlmann W, Watson P, Green J, et al.** Gynecologic Cancer as a “Sentinel Cancer” for Women With Hereditary Nonpolyposis Colorectal Cancer Syndrome. *Obstetrics & Gynecology*, **2005**; 105(3).
49. **Risch HA, Weiss NS, Lyon JL, Daling JR, Liff JM.** Events of reproductive life and the incidence of epithelial ovarian cancer. *Am J Epidemiol*, **1983**; 117(2):128-39.
50. **Cooper GS, Schildkraut JM, Whittemore AS, Marchbanks PA.** Pregnancy recency and risk of ovarian cancer. *Cancer Causes Control*, **1999**; 10(5):397-402.
51. **Tworoger SS, Fairfield KM, Colditz GA, Rosner BA, Hankinson SE.** Association of Oral Contraceptive Use, Other Contraceptive Methods, and Infertility with Ovarian Cancer Risk. *American Journal of Epidemiology*, **2007**; 166(8):894- 901.
52. Collaborative Group on Epidemiological Studies of Ovarian, C., et al., Ovarian cancer and oral contraceptives: collaborative reanalysis of data from 45 epidemiological studies including 23,257 women with ovarian cancer and 87,303 controls. *Lancet*, **2008**; 371(9609):303-14.
53. **Danforth KN, Tworoger SS, Hecht JL, Rosner BA, Colditz GA, et al.** Breastfeeding and risk of ovarian cancer in two prospective cohorts. *Cancer Causes Control*, **2007**; 18(5):517-23.
54. **Rodriguez GC, Nagarsheth NP, Lee KL, Bentley RC, Walmer DK, et al.** Progestin-induced apoptosis in the Macaque ovarian epithelium: differential regulation of transforming growth factor-beta. *J Natl Cancer Inst*, **2002**; 94(1):50- 60.
55. **Clendenen TV, Lundin E, Zeleniuch-Jacquotte A, Koenig K, et al.** Circulating inflammation markers and risk of epithelial ovarian cancer. *Cancer Epidemiology and Prevention Biomarkers*, **2011**; 20(5):799-810.
56. **Sayasneh A, Tsivos D, Crawford R.** Endometriosis and ovarian cancer: a systematic review. *ISRN obstetrics and gynecology*, **2011**; 140310-140310.
57. **Ness RB.** Endometriosis and ovarian cancer: thoughts on shared pathophysiology. *American journal of obstetrics and gynecology*, **2003**; 189(1):280-294.

58. **Kondi-Pafiti A, Papakonstantinou E, Lavazzo C, Grigoriadis C, Salakos N, et al.** Clinicopathological characteristics of ovarian carcinomas associated with endometriosis. *Archives of gynecology and obstetrics*, **2012**; 285(2):479-483.
59. **Lin HW, Tu YY, Lin SY, Su WJ, Lin WL, et al.** Risk of ovarian cancer in women with pelvic inflammatory disease: a population-based study. *The lancet oncology*, **2011**; 12(9):900-904.
60. **Goff B.** Symptoms associated with ovarian cancer. *Clinical obstetrics and gynecology*, **2012**; 55(1):36-42.
61. **Çiçek N, Akyürek C, Çelik Ç, Haberal A.** Kadın hastalıkları ve Doğum Bilgisi. 1. Baskı. İstanbul. Güneş Kitabevi **2004**:932-44.
62. **IARC WHO Classification of Tumours.** 01/05/2022]; Available from: <https://whobluebooks.iarc.fr/>.
63. **Board, W.C.o.T.E.,** Female genital tumours. 2020: International Agency for Research on Cancer, World Health Organization.
64. **Jeong YY, Outwater EK, Kang HK.** Imaging evaluation of ovarian masses. *Radiographics*. **2000**; 20(5):1445-70.
65. **Sassone AM, Timor-Tritsch IE, Artner A, Westhoff C, Warren WB.** Transvaginal sonographic characterization of ovarian disease: evaluation of a new scoring system to predict ovarian malignancy. *Obstet Gynecol*, **1991**; 78(1):70-6.
66. **Lerner JP, Timor-Trisch IE, Federman A, Abramovich G.** Transvaginal ultrasonographic characterization of ovarian masses with an improved, weighted scoring system. *Am J Obstet Gynecol*, **1994**; 170(1):81-5.
67. **Levine D, Brown DL, Andreotti RF, Benacerraf B, Benson CB, Brewster WR, et al.** Management of asymptomatic ovarian and other adnexal cysts imaged at US: Society of Radiologists in Ultrasound Consensus Conference Statement. *Radiology*. **2010**; 256(3):943-54.
68. **Kurjak A, Predanić M.** New scoring system for prediction of ovarian malignancy based on transvaginal color Doppler sonography. *J Ultrasound Med*, **1992**; 11(12):631-8.
69. **Brown DL, Doubilet PM, Millet FH, Frates MC, Laing F, et al.** Benign and malignant ovarian masses: selection of the most discriminating gray-scale and Doppler sonographic features. *Radiology*, **1998**; 208(1):103-10.

70. **Andreotti RF, Timmerman D, Strachowski LM.** O-RADS US Risk Stratification and Management System: A Consensus Guideline from the ACR Ovarian-Adnexal Reporting and Data System Committee. *Radiology*. **2020**; 294(1):168-185.
71. **Shaaban AM, Rogers D.** Diagnostic imaging: gynecology: Elsevier Health Sciences, **2021**.
72. **Kinkel K, Lu Y, Mehdizade A, Pelte MF, Hricak H.** Indeterminate ovarian mass at US: incremental value of second imaging test for characterization--metaanalysis and Bayesian analysis. *Radiology*. **2005**; 236(1):85-94.
73. **Iyer VR, Lee SI.** MRI, CT, and PET/CT for ovarian cancer detection and adnexal lesion characterization. *AJR Am J Roentgenol*. **2010**; 194(2):311-21.
74. **Kurtz AB, Tsimikas JV, Tempany CM, Hamper UM, Arger PH, et al.** Diagnosis and staging of ovarian cancer: comparative values of Doppler and conventional US, CT, and MR imaging correlated with surgery and histopathologic analysis-- report of the Radiology Diagnostic Oncology Group. *Radiology*. **1999**; 212(1):19-27.
75. **Thomassin-Naggara I, Aubert E, Rockall A, Jalaguier-Coudray A, Rouzier R, Daraï E, et al.** Adnexal masses: development and preliminary validation of an MR imaging scoring system. *Radiology*. **2013**; 267(2):432-43.
76. **Anthoulakis C, Nikoloudis N.** Pelvic MRI as the "gold standard" in the subsequent evaluation of ultrasound-indeterminate adnexal lesions: a systematic review. *Gynecol Oncol*. **2014**; 132(3):661-8.
77. **Iyer VR, Lee SI.** MRI, CT, and PET/CT for ovarian cancer detection and adnexal lesion characterization. *AJR Am J Roentgenol*. **2010**; 194(2):311-21.
78. **Siegelman ES, Outwater EK.** Tissue characterization in the female pelvis by means of MR imaging. *Radiology*. **1999**; 212(1):5-18.
79. **Imaoka I, Wada A, Kaji Y, Hayashi T, Hayashi M, Matsuo M, et al.** Developing an MR imaging strategy for diagnosis of ovarian masses. *Radiographics*. **2006**; 26(5):1431-48.
80. **Timmerman D, Van Calster B, Testa A, Savelli L, et al.** Predicting the risk of malignancy in adnexal masses based on the Simple Rules from the International Ovarian Tumor Analysis group. *Am J Obstet Gynecol*. **2016**; 214(4):424-437.

81. **Prakash P, Cronin CG, Blake MA.** Role of PET/CT in ovarian cancer. *American Journal of Roentgenology*, **2010**; 194(6):464-470.
82. **Son H, Khan SM, Rahaman J, Cameron KL, Prasad Hayes M, et al.** Role of FDG PET/CT in staging of recurrent ovarian cancer. *Radiographics*, **2011**; 31(2):569-583.
83. **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.
84. **Çetinoğlu K, Dirim Mete B.** Temel Manyetik Rezonans Görüntüleme Fiziği ve Görüntü Oluşumu. In: Gelal F, editor. Radyoloji Fiziği. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri; **2019**:141-52.
85. **Tuncel E.** Klinik Radyoloji **2008**; 106-152.
86. **Signal R.** Infrahoid neck. Radiol Clin North Am 1998;36:781-99 101. Davis WL, Harnsberger HR, Smoker WR, Watanabe AS. Retropharyngeal space: evaluation of normal anatomy and disease with CT and MRI. *Radiology*, **1990**; 174:59-64.
86. **Çetinoğlu K, Dirim Mete B.** Temel Manyetik Rezonans Görüntüleme Fiziği ve Görüntü Oluşumu. In: Gelal F, editor. Radyoloji Fiziği. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri; **2019**:141-52.
87. **Karaali K.** Atomdan MR Sinyaline Temel Fizik Prensipler, Görüntü Oluşumu ve Görüntü Ağırlığı. *Trd Seminerleri*. **2020**; 8:155-68.
88. **Koşar PN.** Manyetik Rezonans Görüntülemeye Temel Sekanslar. *Trd Sem*, **2020**; 8:169-184.
89. <http://mriquestions.com/commercial-acronyms.html>.
90. **Pooley R.** Fundamental Physics of MR Imaging RadioGraphics **2005**; 25:1087-1099.
91. **Major N, Mark W.** Anderson Musculoskeletal MRI **2019**, Elsevier.
92. MR sequences. Fast spin echo. Imaios. Available from: <https://www.imaios.com/en/eCourses/e-MRI/MRI-Sequences/Fast-Spin-Echo>.

93. **Elster AD.** Pulse sequences, questions and answers in MRI. Available from: <http://mriquestions.com/hellipulse-sequences.html>.
94. **Major N, Mark W.** Anderson- Musculoskeletal MRI 2019, Elsevier'den alınmıştır.
95. **McRobbie DW, Moore EA, Graves MJ, Prince MR.** MRI from Picture to proton. 3rd edition. Cambridge: *Cambridge University Press*, 2017.
96. **Koh DM, Collins DJ.** Diffusion-weighted MRI in the body: applications and challenges in oncology. *American Journal of Roentgenology*, 2007; 188(6):1622-1635.
97. **Gelal F.** Manyetik Rezonans Görüntülemeye İleri Teknikler-1. In: Gelal F, editor. Radyoloji Fiziği. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri, 2019:181-202.
98. **Bulakbaşı N, Fidan D.** Manyetik Rezonans Görüntülemeye Temel Sekanslar. Trd Seminerleri. 2020; 8:169-84.
99. **Thomassin-Naggara I, Aubert E, Rockall A, Jalaguier-Coudray A, et al.** Adnexal masses: development and preliminary validation of an MR imaging scoring system. *Radiology*, 2013; 267(2):432-43.
100. **Lee B, Whitehead MT.** Radiology Reports: What YOU Think You're Saying and What THEY Think You're Saying. *Curr Probl Diagn Radiol*, 2017; 46(3):186-195.
101. **Glanc P, Benacerraf B, Bourne T, et al.** First international consensus report on adnexal masses: management recommendations. *J Ultrasound Med*, 2017; 36:849-63.
102. **Harris RD, Javitt MC, Glanc P, et al.** ACR Appropriateness Criteria(R) clinically suspected adnexal mass. *Ultrasound Q*, 2013; 29:79-86.
103. **Levine D, Brown DL, Andreotti RF, et al.** Management of asymptomatic ovarian and other adnexal cysts imaged at US Society of Radiologists in Ultrasound consensus conference statement. *Ultrasound Q*, 2010; 26:121-31.
104. **Timmerman D, Van Calster B, Testa A, et al.** Predicting the risk of malignancy in adnexal masses based on the Simple Rules from the International Ovarian Tumor Analysis group. *Am J Obstet Gynecol*, 2016; 214:424-37.

105. Amor F, Vaccaro H, Alcazar JL, Leon M, Craig JM, Martinez J. Gynecologic imaging reporting and data system: a new proposal for classifying adnexal masses on the basis of sonographic findings. *J Ultrasound Med*, **2009**; 28:285-91.
106. Nunes N, Ambler G, Foo X, Widschwendter M, Jurkovic D. Prospective evaluation of IOTA logistic regression models LR1 and LR2 in comparison with subjective pattern recognition for diagnosis of ovarian cancer in an outpatient setting. *Ultrasound Obstet Gynecol*, **2018**; 51:829-35.
107. Van Calster B, Van Hoorde K, Valentin L, et al. Evaluating the risk of ovarian cancer before surgery using the ADNEX model to differentiate between benign, borderline, early and advanced stage invasive, and secondary metastatic tumours: prospective multicentre diagnostic study. *BMJ*, **2014**; 349:5920.
108. Patel-Lippmann KK, Sadowski EA, Robbins JB, et al. Comparison of international ovarian tumor analysis simple rules to Society of Radiologists in Ultrasound guidelines for detection of malignancy in adnexal cysts. *AJR Am J Roentgenol*, **2020**; 214:694-700.
109. Ruiz de Gauna B, Rodriguez D, Olartecoechea B, et al. Diagnostic performance of IOTA simple rules for adnexal masses classification: a comparison between two centers with different ovarian cancer prevalence. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol*, **2015**; 191:10-4.
110. Andreotti RF, Timmerman D, Benacerraf BR, et al. Ovarian-adnexal reporting lexicon for ultrasound: a white paper of the ACR Ovarian-Adnexal Reporting and Data System Committee. *J Am Coll Radiol*, **2018**; 15:1415-29.
111. Andreotti RF, Timmerman D, Strachowski LM, et al. O-RADS US risk stratification and management system: a consensus guideline from the ACR Ovarian-Adnexal Reporting and Data System Committee. *Radiology*, **2020**; 294:168-85.
112. Sadowski EA, Paroder V, Patel-Lippmann K, et al. Indeterminate adnexal cysts at US: prevalence and characteristics of ovarian cancer. *Radiology*, **2018**; 287:1041-9.
113. Pereira PN, Sarian LO, Yoshida A, et al. Improving the performance of IOTA simple rules: sonographic assessment of adnexal masses with resource-effective use of a magnetic resonance scoring (ADNEX MR scoring system). *Abdom Radiol*, **2020**; 45:3218-29.
114. Maturen KE, Blaty AD, Wasnik AP, et al. Risk stratification of adnexal cysts and cystic masses: clinical performance of society of radiologists in ultrasound guidelines. *Radiology*, **2017**; 285:650-9.

115. **Sohaib SA, Mills TD, Sahdev A, et al.** The role of magnetic resonance imaging and ultrasound in patients with adnexal masses. *Clin Radiol*, **2005**; 60:340-8.
116. **Sohaib SA, Sahdev A, Van Trappen P, Jacobs IJ, Reznek RH.** Characterization of adnexal mass lesions on MR imaging. *AJR Am J Roentgenol*, **2003**; 180:1297-304.
117. **Adusumilli S, Hussain HK, Caoili EM, et al.** MRI of sonographically indeterminate adnexal masses. *AJR Am J Roentgenol*, **2006**; 187:732-40.
118. **Anthoulakis C, Nikoloudis N.** Pelvic MRI as the “gold standard” in the subsequent evaluation of ultrasound-indeterminate adnexal lesions: a systematic review. *Gynecol Oncol*, **2014**; 132:661-8.
119. **Haggerty AF, Hagemann AR, Chu C, Siegelman ES, Rubin SC.** Correlation of pelvic magnetic resonance imaging diagnosis with pathology for indeterminate adnexal masses. *Int J Gynecol Cancer*, **2014**; 24:1215-21.
120. **Bernardin L, Dilks P, Liyanage S, Miquel ME, Sahdev A, Rockall A.** Effectiveness of semi-quantitative multiphase dynamic contrast-enhanced MRI as a predictor of malignancy in complex adnexal masses: radiological and pathological correlation. *Eur Radiol*, **2012**; 22:880-90.
121. **Thomassin-Naggara I, Darai E, Cuenod CA, et al.** Contribution of diffusion weighted MR imaging for predicting benignity of complex adnexal masses. *Eur Radiol*, **2009**; 19:1544-52.
122. **Thomassin-Naggara I, Toussaint I, Perrot N, et al.** Characterization of complex adnexal masses: value of adding perfusion- and diffusion-weighted MR imaging to conventional MR imaging. *Radiology*, **2011**; 258:793-803.
123. **Forstner R, Thomassin-Naggara I, Cunha TM, et al.** ESUR recommendations for MR imaging of the sonographically indeterminate adnexal mass: an update. *Eur Radiol* **2017**; 27:2248-57.
124. **Spencer JA, Forstner R, Cunha TM, Kinkel K.** ESUR guidelines for MR imaging of the sonographically indeterminate adnexal mass: algorithmic approach. *Eur Radiol*, **2010**; 20:25-35.
125. **Thomassin-Naggara I, Aubert E, Rockall A, et al.** Adnexal masses: development and preliminary validation of an MR imaging scoring system. *Radiology*, **2013**; 267:432-43.

126. Ruiz M, Labauge P, Louboutin A, Limot O, Fauconnier A, Huchon C. External validation of the MR imaging scoring system for the management of adnexal masses. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol*, **2016**; 205:115-9.
127. Sasaguri K, Yamaguchi K, Nakazono T, et al. External validation of ADNEX MR SCORING system: a single-centre retrospective study. *Clin Radiol*, **2019**; 74:131-9.
128. Maizlin ZV, Shewchuk JR, Clement JJ. Easy ways to remember the progression of MRI signal intensity changes of intracranial hemorrhage. *Can Assoc Radiol J*, **2009**; 60(2):88-90.
129. Zhou H, Ma X, Sheng M, Lai C, Fu J. Evolution of intramural duodenal hematomas on magnetic resonance imaging. *Pediatr Radiol*, **2018**; 48(11):1593-1599.
130. Thomassin-Naggara I, Darai E, Cuenod CA, Rouzier R, Callard P, et al. Dynamic contrast-enhanced magnetic resonance imaging: A useful tool for characterizing ovarian epithelial tumors. *Journal of Magnetic Resonance Imaging: An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, **2008**; 28(1):111-120.
131. Kido A, Togashi K, Konishi I, Kataoka ML, Koyama T, Ueda H, et al. Dermoid cysts of the ovary with malignant transformation: MR appearance. *AJR. American journal of roentgenology*, **1999**; 172(2):445-449.
132. Chiang AJ, Chen MY, Weng CS, Lin H, Lu CH, Wang PH, Chang CL. Malignant transformation of ovarian mature cystic teratoma into squamous cell carcinoma: a Taiwanese Gynecologic Oncology Group (TGOG) study. *Journal of gynecologic oncology*, **2017**; 28(5).
133. O-RADS MRI Risk Stratification and Management System. 2020 [cited 2022 21 April]; Available from: <https://www.acr.org/-/media/ACR/Files/RADS/O-RADS/O-RADS-MR-RiskStratification-System-Table-September-2020.pdf>.
134. Corwin MT, Gerscovich EO, Lamba R, Wilson M, McGahan JP. Differentiation of ovarian endometriomas from hemorrhagic cysts at MR imaging: utility of the T2 dark spot sign. *Radiology*, **2014**; 271(1):126-132.
135. Togashi K, Nishimura K, Kimura I, et al. Endometrial cysts: diagnosis with MR imaging. *Radiology*, **1991**; 180(1):73-78.
136. Craig ME, Oliver R. 2021.

137. **Chen LM, Berek JS.** Overview of epithelial carcinoma of the ovary, fallopian tube, and peritoneum. Up-To-Date, **2015**; 20(1):1-16.
138. <http://www.imaios.com/en/e-Courses/e-MRI/NMR/nuclear-spin>
139. <http://www.cardiff.ac.uk/biosi/researchsites/emric/basics.html>
140. <http://www.imaios.com/en/e-Courses/e-MRI/NMR/Relaxation-nmr>
141. **Gelal F.** Difüzyon MR görüntüleme Türk Radyoloji Derneği, Temel Radyoloji Fiziği. Sempozyum Bildiri Kitabı. Meta basım, İzmir, **2008**;246-253.
142. **Bitar R, Leung G, Perng R, Tadros S, Moody AR, Sarrazin J, et al.** MR pulse sequences: What every radiologist wants to know but is afraid to ask. *Radiographics*, **2006**; 26:513-7.
143. **Bitar R, Leung G, Perng R, Tadros S, Moody AR, Sarrazin J, et al.** MR pulse sequences: What every radiologist wants to know but is afraid to ask. *Radiographics*, **2006**; 26:513-37.
144. **Kurokawa R, Nakai Y, Gono W, Mori H, Tsuruga T, Makise N, Ushiku T, et al.** Differentiation between ovarian metastasis from colorectal carcinoma and primary ovarian carcinoma: Evaluation of tumour markers and “mille-feuille sign” on computed tomography/magnetic resonance imaging, *Eur. J. Radiol.* **2020**; 124:108823.
145. **Kubeczek O, Laco J, Spacek J, Petera J, Kopecky J, Kubeckova A, Filip S.** The pathogenesis, diagnosis, and management of metastatic tumors to the ovary: a comprehensive review, *Clin. Exp. Metastasis*, **2017**; 34(5):295-307.
146. **Chiang AJ, Chen MY, Weng CS, Lin H, Lu CH, Wang PH, Huang YF, et al.** Chang, Malignant transformation of ovarian mature cystic teratoma into squamous cell carcinoma: a Taiwanese Gynecologic Oncology Group (TGOG) study, *J. Gynecol. Oncol.* **2017**; 28(5):69.
147. **Wengert GJ, Dabi Y, Kermarrec E, Jalaguier-Coudray A, Poncelet E, Porcher RI, et al.** O-RADS MRI Classification of Indeterminate Adnexal Lesions: Time-Intensity Curve Analysis Is Better Than Visual Assessment, *Radiology*, **2022**; 303(3).