

T.C.
HARRAN ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI

**SAKROİLEİT TANISINDA DİFFÜZYON AĞIRLIKLIL
MRG'NİN ROLÜ**

UZMANLIK TEZİ
Dr. Erdem DAĞLIOĞLU

DANIŞMAN
Doç. Dr. F. Nurefşan BOYACI

ŞANLIURFA
2015

T.C.
HARRAN ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI

**SAKROİLEİT TANISINDA DİFFÜZYON AĞIRLIKLIL
MRG'NİN ROLÜ**

UZMANLIK TEZİ
Dr. Erdem DAĞLIOĞLU

DANIŞMAN
Doç. Dr. F. Nurefşan BOYACI

Bu tez, Harran Üniversitesi Bilimsel Araştırma Koordinatörlüğü tarafından
..... tarih ve protokol numarası ile desteklenmiştir.

ŞANLIURFA

2015

TEŞEKKÜR

Değerli hocam ve tez danışmanım Sn. Doç. Dr. F. Nurefşan BOYACI' ya, tezimin hazırlanmasında yaptığı katkılarından ve beraber çalıştığımız süre boyunca gösterdiği ilgi ve emekten dolayı teşekkür eder saygılarımı sunarım.

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım, başta anabilim dalı başkanımız Sn. Doç. Dr. Hasan ÇEÇE' ye, öğretim görevlilerimiz sayın Sn. Doç. Dr. Saime SHERMATOVA'ya, Sn. Doç. Dr. Ekrem KARAKAŞ'a, Sn. Yrd. Doç. Dr. Dilek ŞEN DOKUMACI'ya, Sn. Yrd. Doç. Dr. Erol BOZDOĞAN'a hekimlik adına bana katkılarından dolayı teşekkür ederim. Ayrıca tez çalışmamın istatistiğinde bana yardımcı olan Sn. Doç. Dr. Ahmet BOYACI'ya teşekkür ederim.

Tezimi hazırlamamda önemli katkılarda bulunan, eğitimim boyunca birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum, dostluklarını hiçbir zaman esirgemeyen değerli asistan arkadaşlarım Dr. Ferit DOĞAN'a, Dr. Nihat KILIÇASLAN'a Dr. Bahadır DUMAN'a ve diğer asistan arkadaşlarıma, ayrıca tecrübelerinden yararlandığım Dr. Rıza ALTUNBAŞ'a ve yine her zaman sevgi ve saygıyla hatırlayacağım radyoloji teknisyenlerine ve tüm diğer personelimize teşekkür ederim.

Bu noktaya gelmemde büyük katkıları olan, tüm yaşamım boyunca her zaman arkamda olan, beni her koşulda destekleyen sevgili anneme, babama ve kardeşlerime sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

Dr. Erdem DAĞLIOĞLU

İÇİNDEKİLER

SAYFA NO

TEŞEKKÜR	I
İÇİNDEKİLER	II
TABLolar DİZİNİ	IV
ŞEKİLLER DİZİNİ	V
RESİM DİZİNİ	VI
KISALTMALAR	VII
ÖZET	IX
ABSTRACT	X
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Anatomi	3
2.2. Spondiloartropatiler	6
2.2.1 Sakroileit ve Spondiloartropati İlişkisi	7
2.3. Sakroileit Patolojisi	9
2.4. Sakroileit Ve Hla-B27 Antijeni	9
2.5. Sakroileitte Ayırıcı Tanı	10
2.6. Sakroileit'te Radyolojik Tanı Yöntemleri	11
2.6.1. Direkt Radyografiler	11
2.6.2. Ultrasonografi	12
2.6.3. Bilgisayarlı Tomografi	12
2.6.4. Sakroiliak Eklemnin Manyetik Rezonans Görüntülenmesi	13
2.7. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)	17
2.7.1 Fizik Prensipler	17
2.7.2. MRG'de Görüntü Oluşumu	20
2.7.3. Hızlı görüntüleme teknikleri	21
2.7.4. MRG'de kullanılan inceleme sekansları	21
2.7.5. Diffüzyon Ağırlıklı Görüntüleme (DAG)	22
2.7.6. Diffüzyon MRG'nin Klinik Uygulamaları	24
3. MATERYAL ve METOD	29
3.1 Görüntüleme	29

3.2 Görüntü Analizi	30
3.3 İstatistiksel Analiz	30
4. BULGULAR	31
4.1. Olgu Örnekleri	39
5. TARTIŞMA	46
6. SONUÇ	51
KAYNAKLAR	52

Tablo-1: Bilgisayarlı Tomografi ve direk grafi değişikliklerinin Modifiye New York kriterlerine göre evrelendirilmesi	12
Tablo-2: Sakroileitte Kronik Değişikliklerin MRG Kronisite İndeksi ile Evrelendirilmesi	17
Tablo-3: Hasta ve Kontrol Grubunun Demografik Verileri	31
Tablo-4: Hasta Grubunda Tutulum Yeri-Cinsiyet İlişkisi	31
Tablo-5: Hasta ve kontrol grubunda Rölatif ADC değerlerinin İlişkisi	32
Tablo-6: Sakroileit tutulum lokalizasyonuna göre lezyon olan ve olmayan yerlerden alınan ADC değerlerine göre tanımlayıcı istatistikler ve karşılaştırma	37

ŒEKİLLER DİZİNİ

SAYFA NO

Œekil-1: Ortalama ADC değerinin ROC eğrisi analizi

33

Œekil-2: Rölatif ADC değerinin ROC eğrisi analizi

34

RESİM DİZİNİ

SAYFA NO

Resim-1: Normal sakroiliak eklem	38
Resim-2: Sol Sakroileit	39
Resim-3: Sol sakroileit	40
Resim-4: Sağ sakroileit	41
Resim-5: Sağ sakroileit	42
Resim-6: Sol sakroileit	43
Resim-7: Bilateral sakroileit	44
Resim-8: Sağ sakroileit	45

KISALTMALAR

ADC	:Apparent Diffusion Coefficient
ARK	:Arkadaşları
BOS	:Beyin Omurilik Sıvısı
BOS ADC	:Beyin Omurilik Sıvısı ADC değeri
DAG	:Difüzyon Ağırlıklı Görüntüleme
EPI	:Echo Planar Imaging
FLAIR	:Fluid Attenuation Inversion Recovery
FLASH	:Fast Low Angle Shot
FOV	:Field of View
FSE	:Fast Spin Eko
GE	:Gradient Eko
GRASE	:Gradyent and Spin Echo
HASTE	:Half-fourier Acquisition Single Shot
IR	:Inversion Recovery
Ort	:Ortalama
RF	:Radyo Frekans
ROI	:Region of Interest
SE	:Spin Eko
SSFSE	:Single Shot Fast Spin Echo
STIR	:Short Tau Inversion Recovery
TE	:Time Echo
TR	:Time Repetition
TSE	:Turbo Spin Eko
T1A	:T1 Ağırlıklı
T2A	:T2 Ağırlıklı
T2A FS	:T2A fat sat
SpA	:Spondiloartropati
SİE	:Sakroiliak eklem
KİÖ	:Kemik İliği Ödemi
AS	:Ankilozan spondilit

ReA	:Reiter's sendromu, Reaktif artrit
PsA	:Psöriatik artrit
EA	:Enteropatik artrit
JKA	:Juvenil Kronik Artrit
Juvenil SpA	:Juvenil spondiloartropati
SLE	:Sistemik Lupus Eritematosus
RA	:Romatoid Artrit
AP	:Anteroposterior
PA	:Posteroanterior
BT	:Bilgisayarlı Tomografi

ÖZET

SAKROİLEİT TANISINDA DİFFÜZYON AĞIRLIKLILIK MRG'NİN ROLÜ

Dr. Erdem DAĞLIOĞLU

Radyoloji Anabilim Dalı Uzmanlık Tezi

AMAÇ: Bu çalışmada, sakroileit tanısında görünür difüzyon katsayısı değerlerinin (ADC) rolünü ve difüzyon ağırlıklı görüntülemenin (DAG) etkinliğini tespit etmeyi amaçladık.

YÖNTEM: Çalışmamıza prospektif olarak kliniğimizde Sakroiliak MRG tetkiki yapılan 79 kişi dahil edildi. Sakroiliak patolojisi bulunmayan 34 kişi kontrol grubunu, sakroileiti bulunan 45 kişi hasta grubunu oluşturdu. Tüm hastalarda üç seri, tek atımlı, spin eko, eko planar, $b=1000$ s/mm² değeri ile difüzyon ağırlıklı manyetik rezonans görüntüleme yapıldı. Sakroiliak ekleme komşu subkondral alanlardan ADC değerleri ölçülerek ortalama ADC değerleri hesaplandı. Ayrıca tüm bireylerde ortalama ADC değerlerinin BOS ADC' ye bölünmesiyle elde edilen Rölatif ADC değerleri hesaplandı. Hasta grubunda lezyon alanlarından ölçülen ortalama ADC değeri $1202,4 \pm 268,2$ mm²/s idi. Kontrol grubunda ortalama ADC değeri $423,9 \pm 71,9$ mm²/s idi. Ortalama ADC değerleri iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermekteydi ($p < 0,05$). Hasta ve kontrol grubunda Rölatif ADC değerleri sırasıyla 0,434 ve 0,153 olarak hesaplandı. İki grup arasında rölatif ADC değerleri istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermekteydi ($p < 0,05$).

SONUÇ: Sonuç olarak, DAG, sakroileit tanısında konvansiyonel MRG sekansları ile eş tanı etkinliği olan bir görüntüleme yöntemidir. Kısa çekim süresi ve kontrast madde kullanımı gerektirmemesi gibi özellikleri nedeniyle rutin uygulamada konvansiyonel MRG'ye alternatif olarak kullanılabilir bir görüntüleme yöntemi olduğunu düşünmekteyiz. Ayrıca diğer çalışmalardan farklı olarak, çalışmamızda kullandığımız Rölatif ADC değerlerinin, sakroileiti saptamada daha objektif sonuçlar vereceğine inanmaktayız.

ANAHTAR KELİMELEER: Sakroileit, ADC, MRG, Difüzyon ağırlıklı görüntüleme.

ABSTRACT

THE ROLE OF DIFFUSION WEIGHTED MRI IN DIAGNOSIS OF SACROILIITIS

Erdem DAGLIOGLU, MD

Specialty Thesis, Department of Radiology

AIM: In this study, we aimed to determine the role of Apperent Diffusion Coefficiency (ADC) and the efficiency of Diffusion Weighted Imaging (DWI) in diagnosis of sacroiliitis.

METHOD: Prospectively, 79 individuals who were examined for Sacroiliac with MRI in our clinic were included to our study. In the control group there were 34 individuals who don't have a sacroiliac pathology, and in the patient group there were 45 individuals who have sacroiliitis. Three series, one-shot, spin echo, echo planar, $b=1000$ s/mm² value and Diffusion-Weighted MR Imaging was performed to all patients. Mean ADC values were calculated by measuring ADC values where subchondral areas are adjacent to sacroiliac joint. Additionally relative ADC values were calculated by using mean ADC values/ CSF ADC values ratio in all individuals. Mean ADC value of patient group which was measured in lesion areas was $1202,4 \pm 268,2$ mm²/s. Mean ADC value of control group was $423,9 \pm 71,9$ mm²/s. Statistically, mean ADC values show significant difference between two groups ($p < 0,05$). Relative ADC values were calculated in patient and control group as 0,434 and 0,153 respectively. Statistically, relative ADC values show significant difference between two groups ($p < 0,05$).

RESULT: As a result, compared with conventional MRI sequences, Diffusion Weighted Imaging (DWI) has similar diagnostic efficiency in diagnosis of sacroiliitis. We think that DWI is an alternative imaging method to conventional MRI sequences since it provides a shorter length of time for examination and it doesn't require the use of contrast agents. Additionally, we believe that unlike other studies, the relative ADC values that we used in this study can provide more objective results in the detection of sacroiliitis.

KEYWORDS: Sacroiliitis, apparent diffusion coefficiency, MRI, diffusion weighted imaging

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Yumuşak dokularda kontrast rezolüsyonu en yüksek görüntüleme modalitesi Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) dir. Bu özelliği ile başta santral sinir sistemi olmak üzere vücuttaki tüm yumuşak dokuların incelenmesinde önemli bir yere sahiptir. İyonizan radyasyon içermemesi, noninvazif olması, yüksek yumuşak doku rezolüsyonuna sahip olması ve multiplanar görüntüleme sağlaması MRG'nin avantajlarıdır.

Teknolojinin ilerlemesi ile birlikte günümüzde, konvansiyonel MRG incelemelerin yanı sıra, diğer MRG inceleme metodları da rutin kullanıma girmiştir. Difüzyon ağırlıklı görüntüleme (DAG), doku içindeki su moleküllerinin mikroskobik difüzyon hareketinin ölçülmesi esasına dayalı bir MRG yöntemidir. Görüntüler kısa çekim sürelerinde ve kontrast maddeye gerek duyulmadan elde edilir (1). DAG, kullanımının önemli bir kısmı santral sinir sistemi ile ilgili olsa da, diğer patolojilerin saptanmasında da değerli bir tekniktir. Beyinde akut iskemik strok dışında, beyin abseleri ve tümörlerinin tanısında, dermoid/epidermoid kistlerin araknoid kistlerden ayırt edilmesinde, yenidoğanlarda normal beyin myelinizasyonunun gösterilmesinde, multipl skleroz hastalarında multipl skleroza bağlı doku değişikliklerinin saptanması ve karakterizasyonunda kullanılmaktadır (2,3). Ayrıca, spinal kord yaralanmalarında, vertebralarda akut benign osteoporotik vertebral kompresyon fraktürlerinin malign vertebral fraktürlerden ayırıcı tanısında kullanılabileceğini bildiren yayınlar mevcuttur (4,5).

DAG ilk yıllarda, kardiak, solunumsal ve peristaltizm hareketlerine çok duyarlı bir teknik olması nedeniyle beyin incelemelerinde sınırlı kalmıştı. Ancak ilerleyen zamanlarda ekoplanar görüntüleme (EPI) gibi hızlı MRG sekanslarının geliştirilmesi ile abdominal ve pelvik bölgelerde de kullanılmaya başlanmıştır. İlk kez 1994 yılında Muller ve ark., diffuz ve fokal karaciğer kitlelerinin ayırıcı tanısında difüzyon ağırlıklı görüntüleme tekniğini kullanmışlar ve anlamlı sonuçlar almışlardır (6). Sonraki yıllarda DAG'nin karaciğer, böbrek ve diğer abdominal organlardaki uygulamalarına ilişkin birçok çalışma yayınlanmıştır (7,8). Bu çalışmalarda difüzyon ağırlıklı görüntüleme ve değişik " b " değerleri (difüzyon gradyent gücü) kullanılarak dokuların ve lezyonların görünür difüzyon katsayısı (Apparent diffusion coefficient=ADC) hesaplanmış ve bulunan değerlerin ayırıcı tanıda faydalı bilgiler verebileceği gösterilmiştir. Yapılan son

Çalışmalarda, ADC değerlerinin dokunun hucresel yoğunluğuyla ilişkili olduğu gösterilmiş olup malign tümörlerde ADC değerleri belirgin olarak düşük bulunmuştur (9,10). Bozgeyik ve arkadaşları kronik bel ve kalça ağrısı bulunan 42 olguda sakroiliak eklemlerde aktif inflamatuvar değişiklikleri göstermede DAG'nin değerini araştırmışlardır. Yapılan alışmada DAG'de aktif sakroileiti olan 13 hastada, mekanik bel ve kalça ağrısı bulunan 29 hastaya oranla ADC değerleri belirgin yüksek bulunmuştur (11).

Biz de çalışmamızda bu bilgilerden yola çıkarak DAG'nin ve ADC değerlerinin aktif sakroileit tanısını koymadaki duyarlılığını değerlendirmeyi amaçladık.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Anatomi

Eklemler kemikleri birbirine bağlayan yapılardır. Temelde yapısal ve fonksiyonel olarak sınıflandırılırlar. Yapısal olarak eklemler, hareket olanakları dikkate alınarak oynamaz (synarthrosis), yarı oynar (amphiarthrosis) ve oynar (diarthrosis) eklemler şeklinde sınıflandırılır. Morfolojik olarak ise, eklemlenmiş kemik uçları arasında kalan doku türü dikkate alınarak fibröz, kıkırdak ve sinovyal eklemler olarak sınıflandırılmıştır (12).

Oynamaz eklemler: Eklem yapan kemik yüzleri arasında eklem aralığı yoktur. Eklemlenmiş kemik yüzeyleri arasında bağ dokusu bulunur. Yapısal olarak bu tür eklemler fibröz eklemlerdir.

Yarı oynar eklemler: Eklem aralığı mevcut değildir. Eklem yapan kemik yüzleri arasında kıkırdak dokusu bulunur. Yapısal olarak bu tip eklemler kıkırdak grup eklemlerdir.

Oynar eklemler: Eklem yapan kemik yüzleri arasında kapsülle çevrili bir eklem aralığı bulunur. Eklem aralığında sinovya olarak isimlendirilen membran ve eklem sıvısı bulunur. Yapısal olarak bu tip eklemler sinovyal eklemlerdir.

Sakroiliak eklem (SİE), sakrumun lateral eklem yüzü ile iliak kemiğin medial eklem yüzü arasında oluşan sinovyal bir eklemdir. Bununla birlikte sakroiliak eklemler interosseöz ligamanların varlığı ve sınırlı hareket kabiliyetleri nedeniyle yarı oynar (amphiarthrosis) eklem olarak isimlendirilirken, biri konkav biri konveks olmak üzere iki adet eklem yüzeyi, sinovyal membranı, eklem kapsülü ve ligamentöz komponenti olması nedeniyle de kondiler oynar (diarthrosis) eklem grubuna girmektedir. Tanımlamadaki bu karmaşıklığı gidermek amacıyla varılan ortak görüş çerçevesinde sakroiliak eklemler ara bir model olan 'diarthroamphiarthrosis' grubuna alınmıştır (12).

Sakroiliak eklem(SİE) yüzleri vücuttaki tüm eklemlerden farklıdır. Artiküler yüzeyler sadece çocuklarda düzdür. Erişkinlerde eklem yüzeyinde düzensiz girinti ve çıkıntılar mevcuttur. Bu düzensizlikler erkeklerde daha belirgindir. Bu kemik girinti ve çıkıntılar çeşitli ligamanların bağlama alanlarıdır. Eklem kıkırdak tabakası alışılmışın dışındadır. Sakral yüzde 1-3 mm kalınlığında hiyalin kıkırdak bulunur ve düzgündür. İliak yüzey ise kaba fibrokartilajla kaplanmıştır. Erişkinlerde eklem boşluğu, yer yer fibröz veya fibrokartilaj adezyonlarla ve yer yer sinositozlarla kısmen obliteredir. Bu değişiklikler erkeklerde daha sıktır. SİE'lerin sağlam ve dar bir kapsülü bulunur. Eklem kapsülü fibröz yapıda olup, sakrum ve iliumda artiküler yüzeylerin kenarlarına bağlanmaktadır. Sinoviyal membran eklem kapsülünün iç yüzünü döşer (13,14).

SİE konveksitesi, öne ve aşağıya doğru olan yönlendirilmiş "C" şeklindedir. Eklem uzun kısmı posteriora ve kaudale, daha kısa olan kısmı ise posteriora ve kraniale yönlendirilmiştir. SİE'nin büyüklüğü, şekli ve yüzeyi değişik kişilerde ve aynı kişide iki tarafta bile farklılık göstermektedir.

Sakral yüzeyin oluşumuna S1, S2 ve S3 vertebra lar katılır ve her biri farklı vertikal düzlemlerde yönelmiştir. Ayrıca, sakrum önden arkaya doğru kama şeklindedir. Bu özellikler, hem vertikal, hem de horizontal kaymada direnç sağlar (15,16).

Kapsülün dışında önde ve arkada eklemi kuvvetlendirici bağlar vardır.

Sakroiliak eklem ligamanları

- İnterosseöz sakroiliak ligamanlar,
- Posterior (dorsal) sakroiliak ligamanlar,
- Anterior (ventral) sakroiliak ligamanlardan oluşmaktadır.

İnterosseöz sakroiliak ligaman:

Eklem en güçlü bağıdır. Eklem posterosuperiorundaki düzensiz boşluğu doldurur. Posteriora yüzeyel olarak posterior sakroiliak ligamanla döselidir. Ligamanın daha derinde yer alan superior ve inferior bandları sakral eklem yüzeyini iliak tüberositas ile birleştirir.

Posterior (dorsal) sakroiliak ligaman: Sakral ile iliak kemik arasında posteriora bulunan oluk içerisinde yer alan kuvvetli bağlardır. Bu sebeple iki kemik arasındaki esas bağ

olarak kabul edilir. Bu ligaman kısa transvers ve uzun vertikal fibril demetlerinden oluşur. Transvers demetler sakrumun lateral krestinin birinci ve ikinci tüberkülüyle iliak kemiği birleştirirken, vertikal demetler ise sakrumun üçüncü ve dördüncü transvers tüberkülünü spina iliaka posterior süperiora bağlar. Ligaman bu noktada sakrotuberal ligaman ile birleşir.

Anterior (ventral) sakroiliak ligaman: Eklem anterior ve inferior yüzünde yer alır. Anteroinferior kapsüler kalınlaşma alanıdır ve temel olarak ince-geniş transvers bandlardan oluşur. Eklem abdominal pelvik yüzeyini örter. İliak kemik ile üçüncü sakral segmentin ön yüzünü birleştirir.

İliolumbar, sakrotuberal ve sakrospinöz ligamanlar, sakroiliak eklem aksesuar ligamanlarıdır.

Sakroiliak ligamanlar eklem kapsülünü güçlendirdiği gibi aynı zamanda gövde ağırlığının sakrum aracılığıyla iliak kemiğe iletilmesinde de önemli rol oynarlar.

Eklem yüzlerinin şekli, kapsülün darlığı ve eklem kuvvetli bağlarla birbirine tutunmuş olması nedeniyle eklemdeki hareket oldukça sınırlıdır (12,17).

Sakroiliak eklem arterleri: Sakroiliak eklem arteriyel beslenmesi superior gluteal, iliolumbar ve lateral sakral arterlerden gelen dallarla sağlanır.

Sakroiliak eklem sinirleri: Sakroiliak eklem inervasyonu, gluteal sinirler, sakral pleksus ve S1 ile S2 sinirlerinin dorsal köklerinden kaynaklanır.

Sakroiliak eklem anatomik fonksiyonu: Sakroiliak eklemler ağırlık taşıyan güçlü sinovyal eklemlerdir. Vücuttaki diğer birçok sinovyal eklem göre oldukça az hareket etmeleri nedeniyle farklılık gösterirler. Bu özellikleri eklem stabilitesi için önemlidir ve vücut ağırlığının büyük bir kısmının kalça kemiklerine iletilmesinden sorumludur.

Sakrum ve iliak kemiğin eklem yüzleri birbirlerine sağlam bir şekilde bağlanmış olup bu yüzden kolaylıkla disloke olmazlar. Eklem hareketi oldukça sınırlıdır. Yalnızca hafif derecede anterior ve posterior rotasyon hareketi meydana gelebilir. İki eklem yüzünü birbirine bağlayan sağlam kollajen lifler hareketlerin frenlenmesinde önemli rol oynarlar. Gebelikte hormonal

değişimin etkisiyle eklem yüzleri arasındaki dokular gevşer ve sakrum bir miktar posteriora doğru hareket edebilir. Sakroiliak eklem için en önemli rolü, eklem yüzleri arasında bulunan dokuların esnekliği sayesinde gövde ağırlığına karşı, bastığımız yerden gelen tepkinin azaltılmasıdır.

Seyrek olmakla birlikte bazı yaşlı bireylerde bu eklem kemikleştiğinde yürürken ayakları fazla kaldıramama ve ayak sürüme gibi problemler görülebilir (18).

Sakroiliak eklem radyolojik olarak değerlendirilmesi güçtür. Eklem 2/3 inferior kesimini ilgilendiren sinovyal kompartmanın ayırımına varabilmek önemlidir. Ligamentöz kompartman 1/3 üst bölümü oluşturur. Genç olgularda interosseöz eklem aralığı 2-5 mm arasında değişir ve sakral ile iliak kırıkdağın toplam kalınlığını yansıtır. 40 yaşın üzerinde ise genellikle eklem aralığı yaş ile orantılı olarak daralır.

2.2. Spondiloartropatiler

Spondiloartropatiler(SpA), kökenleri net olarak anlaşılamamış, kendine has genetik, fizyopatolojik, klinik ve radyolojik özellikleri olan bir grup kronik inflamatuvar hastalıktır. Öncelikle sakroiliak eklem ve omurga tutulumuna bağlı inflamatuvar bel ağrısına ek olarak artiküler ve ekstraartiküler semptom ve bulgular bu hastalıkların karakteristik özellikleridir (19).

Seronegatif spondilartropati terimi 1974 yılından bu yana, ankilozan spondilit (AS), Reiter's sendromu (ReA, Reaktif artrit), psöriatik artrit (PsA) ve enteropatik artrit (EA) gibi klinik temeli farklı olan hastalıklar grubunu tanımlamak amacıyla kullanılmaktadır (20). Romatoid faktör negatifliği, cilt altı ('romatoid') nodüllerin yokluğu, spondilit eşlik etsin ya da etmesin radyolojik olarak sakroileit varlığı, sıklıkla asimetrik karakterde olan periferik inflamatuvar artrit, HLA-B27 pozitifliği, pozitif aile hikayesi, genç yaşlarda başlangıç ve entesopati bilinen ortak klinik özelliklerdir (21,22). Spondiloartropatili hastalarda temel klinik semptom sakroiliak eklemlerin ve özellikle geç dönemde lomber vertebraların inflamatuvar tutulumuna bağlı gelişen inflamatuvar bel ağrsıdır (21). Ağrının karakteristik özellikleri 40 yaşından önce ve sinsi bir başlangıç göstermesi, sabah sertliğinin ağrıya eşlik etmesi ve ağrının egzersizle düzelmesidir. Bu karakteristik özellikleri ile ağrının mekanik bel ağrsısından ayırımı zor değildir (22).

Seronegatif spondiloartropatiler (SpA) temel olarak ankilozan spondilit (AS), reaktif artrit (ReA), psöriatik artrit (PsA) ve enteropatik artropati (EA) gibi alt gruplardan oluşmaktadır. Bununla birlikte bu gruplardan herhangi birisine dahil edilemeyen entezit ya da pozitif aile hikayesi ile kombine olan inflamatuvar bel ağrısı veya periferal artrit karakteristیک paterni mevcut olan olgular Avrupa Spondilartropati Çalışma Grubu (ESSG) tarafından beşinci bir alt grup olarak tanımlanan 'belirlenemeyen spondiloartropatiler' grubuna dahil edilirler (21,22). Spondiloartropatili hastalarda öncelikle etkilenen anatomik bölgeler periferal ve aksiyel eklemler ile birlikte kas tendon yapışma alanlarıdır. Akut anterior üveit, psöriazis ve inflamatuvar barsak hastalıkları SpA grubu hastalıklarda başlıca eklem dışı bulgulardır (23).

2.2.1 Sakroileit ve Spondiloartropati İlişkisi

Sakroiliak eklemde tek ya da çift taraflı inflamasyonu spondiloartropatili hastaların karakteristik bulgusudur (24). Sakroileit varlığı spondiloartropatilerin prototipi olan ankilozan spondilit tanısında genel kabul gören klinik kriterlere göre gerekli ve patognomonik bir bulgudur. Sakroileit olmadan sadece spinal tutulum olma olasılığı oldukça düşüktür (25). Tüm spondiloartropati alt tiplerinde sakroiliak eklemler etkilenebilmekle birlikte en şiddetli tutulum ankilozan spondilitte görülür (21). Sakroileit genellikle değişen derecelerde inflamatuvar bel ağrısına yol açar. Ancak hastalar tamamıyla asemptomatik de olabilir. Spondiloartropatilerin tanı ve sınıflandırılmasında temel alınan ana semptomlar inflamatuvar bel ağrısı ve alt ekstremitelerin asimetrik periferal artritidir. Sakroiliak eklemler spondiloartropatilerde hafiften çok şiddetli düzeye kadar değişen derecelerde etkilenebilirler. Tutulum tek veya çift taraflı olabilir. Sonuçta eklemde parsiyel ya da tam ankiloz gelişir.

AS'li hastaların %90'ından fazlasında simetrik sakroileit saptanırken hastalık seyri boyunca olguların 2/3'ünde kronik ReA ve PsA gelişir. Sakroiliak eklemde tutulum tipi göz önüne alındığında AS ve diğer SpA alt grubu hastalıkları arasında farklılıklar mevcuttur. ReA, PsA, enteropatik artrit ve belirlenemeyen SpA'lerde sakroileit şiddeti daha az olup tutulum sıklıkla asimetriktir. Bununla birlikte sakroileitin asimetrik olması hastalığın sadece farklı bir dönemini de yansıtabilir. ReA, PsA, enteropatik artrit ve belirlenemeyen SpA'ler hastalığın değişik evrelerine ilerleyerek ve klinik olarak AS'nin başlangıç dönemini taklit edebilir (24). ReA'in erken

döneminde olguların %40'ında sakroileit mevcuttur. Bu olguların %20'sinin 20 yıllık bir period sonrasında AS tanı kriterlerini tamamıyla karşıladığı saptanmıştır (26). Sakroileit, belirlenemeyen spondiloartropatinin oldukça sık rastlanan bir bulgusudur. Bu gruptaki hastaların %70'inde inflamatuvar bel ağrısı mevcuttur. Bu bağlamda spondiloartropati başlığı altındaki hastalıklar içerisinde inflamatuvar bel ağrısı ve sakroileitin en sık olarak ankilozan spondilit ve belirlenemeyen spondiloartropatide görüldüğü söylenebilir (24).

Spondiloartropatilerde yaş dağılımı oldukça geniş olmakla birlikte genellikle hayatın ikinci veya dördüncü dekadında başlar. Kollajen hastalıklar ve vaskülit ile ilişkili artritlerden bağımsız olarak çocuklarda ve adölesanlarda gözlenen kronik inflamatuvar eklem hastalıkları juvenil kronik artrit (JKA) ve juvenil spondiloartropati (juvenil SpA) şeklinde sınıflandırılır. Juvenil spondiloartropati başlığı altında erişkinlere benzer şekilde juvenil ankilozan spondilit, psöriatik artrit, enteropatik artrit, reaktif artrit ve erken belirlenemeyen juvenil SpA yer alır. Erken belirlenemeyen juvenil spondiloartropati alt grubu tüm juvenil SpA'lı olguların 2/3'ünü oluşturur (27). Semptomların başladığı ilk yıl içerisinde Juvenil SpA'yı JKA'dan ayıran özellikler, Juvenil SpA'da entezit ve tarsal tutulum ile alt ekstremitte eklemlerini tutan artritinin mevcut olmasıdır. Juvenil SpA'lı 35 hasta ile yapılan bir çalışmada sakroileiti ve inflamatuvar bel ağrısının hastalığın erken döneminde mevcut olmadığı ve bu dönemde klinik tabloyu öncelikle entezopati ve tarsitisinin oluşturduğu saptanmıştır. Bu olguların takibinde ise yaklaşık 7 yıl sonra JAS geliştiği gözlenmiştir. Son zamanlarda yapılan farklı bir çalışmada ise juvenil spondiloartropatilerde erken dönemde sakroileit sıklığının yüksek olduğu ileri sürülmüştür (28).

Erişkin spondiloartropatili hasta popülasyonunda hastalığın prognozunun değerlendirilmesinde, sakroileitin ortaya çıkma yaşı ve radyolojik şiddet derecesinin önemli olabileceği ileri sürülmektedir. Aslında AS'li hastaların hemen hepsinde sakroileit belli bir dereceye kadar mevcut olmakla birlikte bu bulgunun varlığı hastalığın seyrinde her zaman kötü prognoza işaret etmez. Ankilozan spondilitinin klinik seyri çok fazla değişkenlik gösterebilir. Bu olgularda genel popülasyonla karşılaştırıldığında mortalite oranındaki artışın sebebi sekonder amiloidozdur (21).

2.3. Sakroileit Patolojisi

Sakroiliak eklem anatomik olarak üst kesimde fibrokartilaj komponent ve alt kesimde sinovyal eklem olmak üzere iki bölümden oluşur. Sakroiliak eklem inflamasyonu sinovyal veya non-sinovyal oluşuna göre farklı morfolojiyle sonuçlanabilir. Hastalığın erken döneminde meydana gelen sinovit, sinovyal ödeme bağlı olarak radyolojik eklem mesafesinde artışa yol açar ve bu değişiklik eklem alt 2/3'lük kesimine sınırlıdır. Erken artrit döneminde gözlenen bu yapısal değişiklik eklem kartilajında proteoglikan makromoleküllerinden bağımsız olarak serbest su birikimi ile karakterizedir. Artritin ilerlemesiyle eklem iliak yüzünde osteoplastik reaksiyon ve reaktif skleroz gelişir. Sakral yüz kalın hyalin kartilajla kaplı olduğundan başlangıçta korunur. Uzun süreli ve ilerleyici inflamasyona eşlik eden pannus formasyonu, periartiküler erozyon ve sonuçta kemik ankilozun gelişimine yol açar. Erozyon artritin geç döneminde izlenir. Bu dönemde kartilaj hasarı ile fokal kemik kaybı iç içe geçmiş durumdadır. Erozyon ve reaktif skleroz bulguları direk radyografilerde sakroileitin tanı kriterleridir. Hastalığın ilerlemesiyle multiloküler erozyonlar unilateral ya da bilateral karakterde izlenirler. Sakroiliak eklem tutulumu multilokülerdir ve aynı inceleme zamanında eklem aralığı normal, dilate ya da daralmış olarak izlenebilir (29,30). Özellikle dinamik MR kullanımı sonrasında birçok erken sakroileit olgusunda periartiküler kemik iliği ödemi ile uyumlu sinyal değişiklikleri saptanmıştır. Bu bulgu subkondral kemik iliği ve kartilajda mononükleer hücre infiltrasyonu olduğunu gösteren histolojik çalışmalar ile uyumludur (24).

2.4. Sakroileit Ve Hla-B27 Antijeni

1970'lerden önce romatizmal hastalıkların etyolojisi ve genetik karakterleri hakkında çok az bilgi vardı (31). 1973'te AS ile HLA-B27 ilişkisinin, Londra'da Brewerton ve ark.'ları (31), Los Angeles'da Schlosstein ve ark.'ları (32) tarafından birbirinden bağımsız ancak eş zamanlı olarak keşfedilmesi önemli bir gelişme olmuştur. AS ve HLA-B27 arasındaki önemli orandaki birliktelik, hastalığın etyopatogenezinin anlaşılmasında önemli katkılar sağlamıştır. AS'in Romatoid artrit farklı bir hastalık olduğu açık bir şekilde ortaya konmuş olup yeni sınıflama kriterlerinin geliştirilmesi için bir adım atılmıştır. Ayrıca HLA-B27 genetik bir belirteç olup bu ilişkinin ortaya çıkması hastalığın ailesel karakterli olduğuna dair düşünceyi güçlendirmiştir (32).

HLA-B27 doku antijeni pozitifliği, spondiloartropati hastalık grubunun ortak genetik bulgusudur ve hastalığın etyopatogenezinde önemli rol oynadığı düşünülmektedir (33). Batı toplumlarında normal kişiler arasında %5-7 pozitif olan HLA-B27, ankilozan spondilitli hastaların %90-95'inde, ReA'lerin ise %80'inde pozitifdir. Romatolojik bir hastalığı olan HLA-B27 pozitif 440 kişi ile yapılan bir çalışmada hastaların %83'ünde sakroileit varlığı saptanmıştır (33).

HLA-B27 doku antijeninin spondiloartropati prognozu üzerine olan etkisini araştırmak üzere bir çok çalışma yapılmıştır. Bu çalışmalarda klinik olarak erken ankilozan spondilit düşünülen olguların takip süreçlerinde HLA-B27 pozitifliği ile AS gelişimi arasında ciddi bir paralellik saptanmıştır. Ankilozan spondilitte HLA-B27 doku antijeni pozitifliği ile radyolojik bulguların şiddeti arasında doğru bir orantı vardır. HLA-B27 pozitifliğinin eşlik ettiği AS olgularında sindesmofit gibi bazı radyolojik bulguların daha sık olduğu gözlemlenmiştir (21).

2.5. Sakroileitte Ayırıcı Tanı

Sakroileit, SpA'lere özgü bir bulgu değildir. Spondiloartropatiler dışında tüberküloz ve bruselloz gibi enfeksiyon hastalıklarında, sarkoidoz, sjögren sendromu, sistemik lupus eritematosus (SLE) ve romatoid artrit (RA) ve sinovitis akne pustulosis hyperostosis osteitis (SAPHO) gibi romatizmal hastalıklarda, gut ve hiperparatiroidizm gibi metabolik bozukluklarda ve nadiren malignitelere de görülebilmektedir. SpA'ler dışındaki bu hastalık gruplarında sakroileit temel olarak asimetric karakterdedir.

Tüberküloz ve bruselloz benzeri bakteriyel enfeksiyonlara bağlı oluşan sakroileit; piyojenik sakroileit olarak isimlendirilir ve klinik olarak spondiloartropatilere benzeyebilir. Piyojenik sakroileitte en sık etyolojik ajan stafilokoklardır. Etkin ajan vücudun farklı yerlerinden penetrasyon gösterdikten sonra kan ve kemik iliği yoluyla sakroiliak eklemlere ulaşır. Piyojenik sakroileit ayırıcı tanısında unutulmaması gereken özellik, bu olgularda ilk iki hafta boyunca konvansiyonel radyograflerin normal olmasıdır. Benzer şekilde iliopsoas kası gibi eklem komşu yapıların infiltrasyonu ile birlikte kemik sekestrasyonunun izlenmesi piyojenik sakroileitler için spesifik bulgulardır (24). Septik artritli olgularda sakroiliak eklem en sık olarak genç eroin bağımlılarında etkilenir (34).

Sakroileitte, özellikle erken dönemde görüntüleme yöntemleri ile ayırıcı tanı yapmak güçtür. Bu dönemde ayırıcı tanı temel olarak olguların genel klinik bulgularına göre yapılır. Bel ağrısı olan hastalarda akut faz reaktanları, inflamatuvar bel ağrısı ve mekanik bel ağrısı ayırımında yardımcı olabilir. Bununla birlikte bu parametreler SpA'deki inflamasyonu, septik sakroileit ya da metastazdan ayırt edemez. İnflamatuvar bel ağrısı hikayesi sakroileit için spesifik bir bulgu değildir. Fizik muayenenin ise sakroileit tanısındaki yeri sınırlıdır. Bu nedenle Sakroileit ve bununla ilişkili olarak spondiloartropatilerin tanısında etkin ve kullanışlı görüntüleme yöntemleri kullanılmaktadır (21).

2.6. Sakroileit'te Radyolojik Tanı Yöntemleri

2.6.1. Direkt Radyografiler

Sakroiliak eklemlerin değerlendirilmesinde konvansiyonel görüntüleme yöntemi direkt radyografilerdir (29). Sakroiliak eklemlerin kompleks bir anatomik yapıya sahiptirler. Eklem 'S' şeklindeki yapısı ve lateralden mediale doğru oblik seyir göstermesi nedeniyle supin pozisyonda çekilen pelvisin standart anteroposterior (AP) grafisinde ilium ve sakrum süperpoze olur. Bu nedenle standart AP grafilerde eklem aralığının ve eklem bakan kemik yüzeylerin değerlendirilmesi zorlaşır (35). Bu problem, hastaya pron pozisyonunda tüpe 25-30 derece kaudal açı verilerek alınan PA grafilerle giderilmeye çalışılır (24). Tüpe 10-25 derece kranial açı verilerek alınan AP grafiler de sakroiliak eklem değerlendirilmesinde kullanılabilir. Bu iki tekniğe ek olarak oblik grafilerde rutin kullanımda yer alır (35).

Hastalığın erken döneminde genellikle kemik değişiklikler henüz meydana gelmediğinden direk radyografilerle tanı koymak oldukça zordur. Bununla birlikte, direkt radyografiler inceleme zorluğu ve bilinen diğer kısıtlamalarına rağmen sakroiliak eklemlerin değerlendirilmesinde hemen her zaman ilk seçilecek görüntüleme yöntemidir (21,36). Sakroileit ön tanısı varlığında sakroiliak eklem grafileri modifiye New York kriterlerine göre değerlendirilir. Eklem mesafesinde genişleme ya da daralma, erozyonlar, subkondral skleroz ve eklem kontur kenar keskinliğinde azalma gibi bulgular bu kriterler içinde yer alır (Tablo 1). Direkt radyografiler değerlendirildiğinde grade 2 ve üzerindeki olgular sakroileit tanısı alır (36,37).

Tablo-1: Bilgisayarlı Tomografi ve direk grafi değişikliklerinin Modifiye New York kriterlerine göre evrelendirilmesi

Grade	Bulgular
0	Normal
1	Şüpheli fakat kesin olmayan bulgu varlığı
2	Eklem mesafesinde herhangi bir değişiklik olmaksızın minimal skleroz ve erozif değişikliklerin olması (minimal sakroileit)
3	Eklem aralığında genişleme, daralma ya da parsiyel ankilozla eşlik eden eklem her iki yanında belirgin skleroz ve erozyon (orta derecede sakroileit)
4	Total ankiloz

2.6.2. Ultrasonografi

Sakroiliak eklemlerin ultrasonografik olarak değerlendirilmesi oldukça kısıtlıdır. Eklem yapıtırılan pasif hareketler sırasında alınan ultrasonografik ölçümler normal bireylerin %82'sinde eklemde belirgin hareketliliği gösterir. Bu hareketlilik genelde 2 mm üzerinde ölçülmekle birlikte bazı olgularda 10 mm'ye kadar varabilir. Doppler görüntüleme ile birlikte kombine edilen vibrasyon testi eklemdeki katılığın değerlendirilmesinde yararlı olabilir (29).

2.6.3. Bilgisayarlı Tomografi

Bilgisayarlı tomografi (BT), sakroiliak eklem değerlendirilmesinde direkt radyografiye göre daha duyarlı ve etkin bir görüntüleme yöntemidir (38). Kesitsel bir görüntüleme yöntemi olması, sakroiliak eklem kompleks anatomisinin değerlendirilmesini kolaylaştırır. İnce kesitler ile çalışılması nedeniyle eklemdeki kemik yapıların üst üste binmesinin önüne geçilmiş olur (21,24). Sakroiliak eklemlerin BT incelemesinde gantriye sakrumun uzun aksına mümkün

olduğunca paralel açı verilerek (20-23°) koronale yakın olacak şekilde kesitler alınır. Parametreler 3 mm kesit kalınlığı ve 3 mm kesit aralığı olacak şekilde ayarlanır.

Eklemdaki kemik değişikliklerin gösterilmesinde en uygun teknik BT'dir. Reaktif skleroz, erozyonlar ve eklem mesafesindeki değişiklikler BT ile rahatlıkla değerlendirilebilir (24). Subkondral kemik korteksten medüller alana uzanan düzensiz sınırlı dansite artışı skleroz olarak nitelendirilir. Erozyonlar ise subkondral kortikal destrüksiyon bölgeleridir. Eklem aralığı genellikle ölçüme gereksinim duyulmadan subjektif olarak değerlendirilir. Sakroileitin derecelendirilmesi modifiye New York derecelendirme sistemine göre yapılır (37,39).

İliak kemikte fokal subkondral skleroz ya da eklem aralığında fokal daralma gibi bulguların 30 yaş üzeri normal popülasyonda da izlenebileceği unutulmamalıdır. Erozyon ve ankiloz ise normal bireylerde görülmeyen patolojik bulgulardır (39).

Sakroiliak eklemdaki çeşitli anatomik varyasyonlar, pnömatokist gibi nadir durumlar ve eklem çevresindeki osteosklerotik kemik lezyonları BT ile kolaylıkla değerlendirilebilir. BT, sakroiliak eklemde septik artritinin görüntülenmesinde de başvurulan bir yöntemdir (29). Septik artritte absenin varlığı, yayılımı ve komşu yumuşak doku ile olan ilişkisi saptanabilir. Medikal tedaviye dirençli olgularda BT eşliğinde eklem steroid enjeksiyonu ve perkütanöz periartiküler abse drenajı yapılabilir.

Sakroileit, erken dönemde erozyon ve diğer kemik değişiklikleri ortaya çıkmadan önce BT ile değerlendirilemez. BT'nin diğer dezavantajları ise inflamasyon aktivasyonunu belirlemede yetersiz olması ve yüksek dozda radyasyon içermesidir (37-39).

2.6.4. Sakroiliak Eklemde Manyetik Rezonans Görüntülenmesi

MRG noninvaziv, iyonizan radyasyon içermeyen ve son yıllarda rutin kullanıma giren bir görüntüleme yöntemidir. Kontrast rezolüsyonu en yüksek görüntüleme yöntemi olup multiplanar görüntülemeye imkan verir (40). MRG; özellikle kırıkdağı direkt gösterebilmesi nedeniyle eklemlerin değerlendirilmesinde etkin bir şekilde kullanılmaktadır. Sakroiliak eklem değerlendirilmesinde kullanımı ise son yıllarda artış göstermiştir (41).

MRG günümüzde en yüksek yumuşak doku kontrastına sahip olan görüntüleme yöntemi olup kemik yapı, kartilaj, tendon, damar ve sinir ayrımını kolaylıkla yapmamızı sağlar (42). Sakroiliak eklem sinovyal ve ligamentöz kısımlarını birbirinden ayırd edilebilir (43). Eklem kıkırdağının yanısıra eklem kapsülü, subkondral kemik iliği ve sinovyumdaki değişiklikleri etkin bir şekilde gösterebilir. Kontrast madde verildikten sonra alınan dinamik görüntülerde eklem kapsülü, sinovyum ve subkondral kemik iliğinin kontrast tutma karakterleri değerlendirilir (44).

Sakroiliak eklemlerin MRG incelemesi genellikle vücut sarmalı kullanılarak yapılır. Hastalar supin pozisyonda yatırılır, dizleri hafif fleksiyona getirilir. İncelemede ilk olarak sagittal görüntü alınır. Daha sonra sakrum üst kısmının uzun aksına paralel planlama ile eklem koronal görüntüleri elde edilir (39,42). Günümüzde sakroileitin değerlendirilmesinde kullanılan temel MRG sekansları kontrast öncesi T1 ağırlıklı hızlı spin-eko ve T2* ağırlıklı gradiyent-eko, kontrast sonrası ise yağ baskılamalı T1 ağırlıklı spin-eko sekansıdır (27,45). Teknolojinin ilerlemesiyle birlikte MRG’de görüntü kalitesini artıran bir takım yenilikler olmuştur. Bunların en önemlisi yüzeyel sarmal teknolojisindeki gelişmeler ve daha yüksek rezolüsyona sahip matrislerin kullanımınıdır. Ayrıca yağın baskılandığı T2A fat sat (T2A FS) sekansı kullanılmasıyla birlikte yağdan gelen sinyaller tama yakın baskılanarak yağ ve su arasındaki kontrast artırılmıştır. Sakroileit düşünülen hastalarda T2A FS sekansı kullanılmasının esas amacı eklem inflamasyonunun optimal değerlendirebilmektir. Bu sekansda saptanan sinyal artımları kemik iliği ödemi ve eklem mesafesindeki inflamasyon yönünden anlamlıdır (46,47).

Normal sakroiliak eklemlerde ligamentöz segment dorsalde lokalize olup oblik seyirlidir. T1A görüntülerde retroartiküler bölgedeki yağ dokusu ve içerisinde seyreden interosseöz ligament tipik olarak hiperintens doku içerisinde seyreden hipointens alanlar olarak izlenir. Sakroiliak eklem sinovyal kompartmanı ise önde ve daha vertikal seyirlidir. Eklem kıkırdağı sinovyal kompartmanda yer almakta olup T1A ve T2A görüntülerde ince ve lineer olarak orta sinyal intensitede, T2* FLASH sekansında ve yağ baskılı T1A görüntülerde ise yüksek sinyalli izlenir. Kıkırdağın her iki yanındaki iliak ve sakral kemik korteks ise hem T1A hem de T2A görüntülerde sinyaliz lineer bir zon şeklinde izlenir.

Sakroiliak eklem her iki yanındaki subkondral kemik iliği T1A ve T2A görüntülerde ara sinyal intensitesinde seçilirken STIR sekansında ise düşük sinyalidir. Normal koşullarda kontrast madde enjeksiyonu sonrasında kemik iliğinde kontrastlanma beklenmez (38,42).

Sakroileitin aktif ve erken döneminde tanıda MRG'nin sensitivitesi yüksektir. Eklem sıvısı T2 ağırlıklı (T2A) görüntülerde yüksek sinyalli olduğu için, eklemde az miktardaki efüzyonu bile gösterebilir. Ayrıca T2A da kemik korteksi görülüyor ise bu bulgu destrüktif değişiklikleri düşündürür. Sakroiliak eklem sakruma paralel şekilde koronal görüntülenmesi, her iki eklemi mukayeseli değerlendirmeye imkan verir. T1A görüntülerde hiyalin kıkırdak, komşu hipointens kortekse göre daha yüksek sinyalli olarak görülür ve sınırları kemik iliğinden net olarak ayırt edilebilir (48).

Sakroileit ön tanılı hastalarda sakroiliak eklem MRG ile değerlendirilmesinde başlıca eklem kıkırdağındaki sinyal değişikliği, periartiküler yağ birikimi, subkondral kemik iliği ödemi, erozyon, subkondral skleroz ve sinovyumda inflamasyon varlığı değerlendirilir (20,38,43).

Subkondral kemik iliği ödemi (KİÖ), aktif enflamasyonun en önemli göstergesidir. T1A görüntülerde hipointens, T2A, STIR ve T2A FLASH sekanslarında hiperintens olarak izlenir. Sınırlı ya da yaygın alanlar şeklinde görülebilir. Kontrast madde enjeksiyonu sonrası patolojik opaklaşma gösterirler (49). Diğer aktif enflamasyon bulguları entezit, sinovit ve kapsülittir.

Entezit; ligament ve tendonların kemiğe yapışma yerleri düzeyinde, STIR sekansında hiperintens izlenir ve İVKM enjeksiyonu sonrası kontrast tutulumu gösterir. İVKM sonrası kontrastlanmanın eklem aralığında görülmesi sinoviti düşündürür. Tek başına çok nadiren görülür. Kapsülitin sinyal özellikleri sinovite benzer ancak bulgular eklem kapsülünün anterior ve posterior kesimlerinde izlenir.

Eklem kıkırdağının görüntülenmesine yönelik olarak yapılan çalışmalarda T2A görüntülerin, kıkırdak defektlerini belirlemede yeterince duyarlı olmadıkları gösterilmiştir (50). Ancak T2A hızlı spin-eko sekansı kıkırdak yapıyı değerlendirmede daha duyarlı olup bu sekansta kıkırdak patolojileri genellikle hiperintens alanlar şeklinde izlenir. Kıkırdak defektlerini saptamak için gerekli olan eklem sıvısı, yağ ve kıkırdak arasında kontrast farkı T1A görüntülerde sağlanamaz. Ancak yağ baskılamalı teknikler kullanılarak kıkırdak yüksek sinyali ile çevre dokulardan ayırt edilebilir (51).

Periartiküler yağ birikimi, erozyonlar, subkondral skleroz ve eklem aralığında daralma kronik sakroileit bulgularıdır (52). Bu lezyonlarda medikal tedavi ile gerileme olmaz.

Periartiküler yağ birikimi enflamasyon bölgelerindeki yağ asitlerinin esterleşmesi ile ortaya çıkan nonspesifik bir bulgudur. T1A sekanslarda hiperintens görünürler; bu kesimler STIR sekansında ise baskılanırlar. Spondiloartritlerde görüldüğü zaman olasılıkla eski enflamasyon alanlarını temsil ederler (52).

Erozyonlar, eklemi oluşturan iliak yüzün anterior ve inferior kesiminde daha belirgin olmakla birlikte her iki sakral ve iliak kemikte görülebilirler görülürler ve eklem aralığının genişlemesine yol açarlar. Korteksten, komşu subkondral kemik iliği alanına doğru uzanım gösteren kontur düzensizliği şeklinde görülürler. T1A da hipointens, T2A da hiperintensirler (45). Yağ baskılama teknikleri erozyonların değerlendirilmesini kolaylaştırır (39).

Subkondral skleroz, T1A ve T2A görüntülerde subkondral alanda hipointens alanlar şeklinde izlenir. Kontrast madde verildikten sonra alınan görüntülerde bu alanlar kontrast tutmaz. Skleroz en az 5 mm kalınlığında olursa spondiloartrit açısından anlamlıdır. Çünkü sağlıklı bireylerde de 5 mm'nin altında subkondral skleroz görülebilir.

Eklem aralığında daralma, parsiyel ya da total ankiloz özellikleri göz önüne alınarak değerlendirilir.

ASAS kriterlerine göre MRG'de sakroileiti saptamak için aktif enflamasyonu gösteren değişikliklerin görülmesi gerekir. Subkondral veya periartiküler kemik iliği ödemi (KİÖ) net bir biçimde görüldüğünde yüksek olasılıkla spondiloartriti temsil eder. KİÖ olmadan diğer aktif enflamasyon bulgularının (entezit, kapsülit, sinovit) görülmesi tanı için yeterli değildir (52).

MRG, sakroileit tanısında kronik ve akut inflamatuvar değişiklikleri aynı anda gösterebilen tek görüntüleme yöntemidir. Bu yöntemle elde edilen görüntülerin değerlendirilmesi son zamanlarda kabul gören iki indekse göre yapılmaktadır. MRG kronisite indeksinde kronik inflamatuvar değişiklikler beş ayrı evrede derecelendirilerek değerlendirilir (Tablo 2) (24,27).

Tablo-2: Sakroileitte Kronik Değişikliklerin MRG Kronisite İndeksi ile Evrelendirilmesi

Evre	MRG Bulguları
0	Normal
1	Periartiküler yağ birikimi eşlik etsin ya da etmesin eklem mesafesinde bulanıklaşmaya neden olmayan hafif düzeyde subkondral skleroz ve veya her bir kesitte <2 erozyon olması
2	Periartiküler yağ birikimi eşlik etsin ya da etmesin eklem sahasının <1/3 kesiminde bulanıklaşmaya neden olan orta dereceli subkondral skleroz ve veya her kesitte >2 erozyon olması
3	Periartiküler yağ birikimi eşlik etsin ya da etmesin eklem sahasının 1/3 kesiminde belirsizleşmeye neden olan belirgin subkondral skleroz ve veya birbirleriyle birleşen erozyonlar nedeniyle eklem aralığında psödodilatasyon ve / veya eklem aralığının <1/4 bölümünde ankiloz
4	Eklem aralığının >1/4 bölümünde ankiloz

2.7. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)

2.7.1 Fizik Prensipler

Manyetik rezonans görüntüleme, manyetik bir alandaki vücuda radyofrekans (RF) dalgalarının gönderilmesi ve bunun sonucunda vücuttan yayılan sinyallerin toplanıp görüntüye dönüştürülmesi temeline dayanan görüntüleme yöntemidir.

Manyetik rezonansın fizik prensipleri ilk defa 1946 yılında Bloch ve Purcell isimli bilim adamları tarafından tanımlanmıştır ve bu buluş araştırmacılara fizik dalında 1951 yılı Nobel ödülünü kazandırmıştır. Manyetik rezonansın görüntüleme yöntemi olarak ilk defa kullanılması 1973 yılında Paul Lauterbur tarafından kullanılmıştır (53).

MRG' de iki türlü manyetizma vardır. Birincisi protonların oluşturduğu mikroskobik düzeyde manyetizma (nükleer manyetizma), diğeri ise cihaz üzerinde bulunan bir elektromıknatıs tarafından oluşturulan ve gücü Tesla ile ifade edilen güçlü bir dışsal (eksternal) manyetizmadır.

Atomların çekirdeklerinde proton ve nötron adı verilen nükleonlar vardır. Nükleonlar kendi etrafında devamlı olarak spin hareketi denilen dönüşlerini yaparlar. Bu spin hareketi nükleonun çevresinde bir manyetik alan meydana getirir.

Çift sayılı proton ve nötronları olan çekirdeklerde manyetik moment yoktur. Fakat tek sayıda proton, nötron veya her ikisinin de tek olduğu çekirdeklerde manyetik dipol momenti vardır ve bu tür çekirdeklerde manyetik rezonans olasıdır. Biyolojik yapılarda, bu özelliğe sahip atomlar Hidrojen-1, Karbon-13, Sodyum-23 ve Fosfor-31'dir (53).

MRG'de yaygın olarak kullanılan yapı; hem yüksek manyetik alan oluşturma hem de insan vücudunda çok bulunması nedeniyle bir protonu olan hidrojen izotopudur. Vücutta hemen her dokuda bol olarak bulunan su ve yağ moleküllerinin yapısında yer alır. Hidrojen atomu bir elektron ve bir protondan oluşmaktadır.

İnsan vücudunda protonların spin eksenleri her yöne rastgele ve dağınık olup momentler toplamı şeklinde kuvvet oluşturamazlar. Fakat güçlü bir manyetik alana girdiklerinde manyetik alanın yönüne paralel ve antiparalel olarak dizilirler. Paralel dizilenler anti paralel dizilenlerden daha fazladır. Böylece net bir manyetik kuvvet oluşur ki buna longitudinal manyetizasyon denir (53,54).

Protonların yaptığı diğeri hareket şekli salınım (precession) hareketidir. Bu salınım hareketi bir dış manyetik alan eksenini etrafında yapılan dönme hareketidir. Salınım olayı ancak güçlü bir manyetik alanda ortaya çıkar, spin hareketiyse her zaman vardır. Salınım hareketi rezonans olayında ve görüntü oluşumu için kullanılan puls sekanslarında oldukça önem taşımaktadır. Salınım hareketinin frekansı Larmour denklemi ile hesaplanır.

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

$$\omega = \text{Preesyonel frekans (MHz)}$$

$$\gamma = \text{Sabite ("gyromagnetik" katsayı, Hidrojen için 42,6 MHz/Tesla)}$$

$$B_0 = \text{Manyetik alanın gücü}$$

Manyetik alan içerisindeki uyarılmamış protonlar longitudinal manyetizasyon gösterirler. Ancak bu durumda protonlardan sinyal alınamaz. Sinyal alabilmek için protonları 90 derecelik RF pulsuyla uyarmak gerekir.

Böylelikle protonlar paralel konumlarından saparak 90 derece açı yapacak bir şekilde konumlanırlar. Protonların bu yeni konumuna transvers manyetizasyon, protonların RF pulsu ile uyarılmasınaysa rezonans adı verilir.

Rezonans işlemi için verilecek RF pulsu uyarılacak protonların salınım frekansı ile aynı frekansta olmak durumundadır. Uyarılma sonucu protonlar arasında faz uyumu (in faz) oluşmuştur. RF pulsu kesildikten sonraysa protonlar arası etkileşimler sonucu faz beraberliği bozulur ve faz kaybı (out of faz) oluşmaktadır.

Dışarıdan gönderilen radyo frekans dalgası sonlandırıldığında uyarılmış protonlar tekrar düşük enerjili başlangıç konumlarına dönerler. Buna longitudinal (T1) relaksasyon denir. Atomun bu hareketi dışarıdan algılanabilmektedir ve dönüş süresi de ölçülebilmektedir. Dokuların ilk konumdaki longitudinal kuvvetlerinin %63'ünü kazanmaları için geçen süreye dokunun T1 relaksasyon süresi denir. Bu süre manyetik alanın gücü ve dokuların özelliklerine göre değişir.

Sisteme verilen enerji (RF) sonlandıldığında longitudinal relaksasyonun dışında transvers relaksasyon (T2 relaksasyon) olarak adlandırılan ikinci bir enerji değişimi olur. Transvers relaksasyon ise oluşan transvers manyetizasyonun kaybıdır. T2 relaksasyon T1 relaksasyondan daha hızlı olur ve T2 relaksasyon süreleri cihazın manyetik alan gücünden bağımsız kabul edilmektedir. T2 süresi iç ve dış manyetik alan inhomojenitesinden etkilenir. Koiller tarafından algılanan sinyaller alternatif akıma ve sonrasında da bilgisayar yardımıyla görüntüye dönüştürülür (53,54).

2.7.2. MRG'de Görüntü Oluşumu

MRG' de dokuların farklı relaksasyon süreleri göstermeleri görüntülemenin temelini oluşturmaktadır. Görüntü oluşumu sürecindeki diğer temel özellikler;

Sinyal toplama ve koiller: Manyetik alan içindeki dokular arasında relaksasyon sürelerinde farklılıklar oluşmaktadır. Dokulardaki bu farklılıkların görüntülemesi için algılanması şarttır. Doku manyetik alanındaki değişiklikler bir elektriksel akım oluşturmaktadır. Bu akımlar bir anten ile kaydedilmektedir. Koiller bunun için tasarlanmış, anten görevi gören araçlardır. MRG'nin içinde yerleşik bulunan vücut sargıları bu amaçla kullanılmakta olup; yüzeyel, fleksibl gibi sargı çeşitleri daha çok sinyal toplamak için kullanılmaktadır. Koil tipleri farklı özellikler göstermektedirler.

Kesit belirleme, sinyal kodlama ve gradientler: Koiller, açığa çıkan sinyalleri bütün olarak toplarlar. Toplanan sinyallerin kesit bigilerinin taşınması yani vücudun hangi bölgesinden geldiğinin saptanması gerekmektedir. Bunun içinde aletin çevresinde x, y ve z eksenlerinde istediği kesite etki edecek şekilde yerleştirilmiş gradientler kullanılır. Gradientler küçük manyetik alan farklılıklarını oluşturacak şekilde düzenlenmişlerdir. Böylelikle alınacak kesit dışındaki tüm protonlara ana manyetik alana ek olarak ya da azaltılarak manyetik alan uygulanmış olur. Böylece alınacak kesit dışındaki diğer protonlar farklı manyetik alana maruz kalacağı için Larmor eşitliğinden dolayı farklı salınım frekansı göstereceklerdir ve verilen radyo dalgalarından etkilenmeyeceklerdir. İlgili dokudan alınacak kesit belirlendikten sonra bu kesitteki protonlardan gelecek sinyaller birbirinden ayrıştırılarak görüntüdeki doğru yerlerine konulması, salınım frekansları ve fazlarındaki gradientler aracılığı ile küçük farklılıklar oluşturularak kodlanırlar. Böylelikle gelen toplu sinyallerdeki frekans ve faz farklılıkları için her nokta şifrelenmiş olur. Böylece her anatomik noktadan gelen sinyaller faz ve frekans bakımından diğerlerinden farklı özelliklere sahip olmuş olur. Oluşturulan bu sinyallerin deşifre edilmesi gerekmektedir. Bu deşifrenin yapılmasını sağlayan matematiksel işleme Fourier dönüşüm denir (53).

K alanı: Dokulardan gelen MR sinyallerinin Fourier dönüşümünden sonra uzaysal frekanslarına göre kodlanarak yerleştirildiği yere denir. K alanı bir kavramdır, görüntüsü esas MR görüntüsünden farklıdır. K alanında, x ekseninde ise frekans kodlama, y ekseninde faz kodlama

gradiyentlerinden alınan sinyallerin frekanslarına göre yerleri belirlenmektedir. Merkezde toplananlar sinyallerse düşük uzaysal frekanslı sinyallerdir ve kontrast rezolüsyonundan sorumlu olmaktadır. Çevrede toplanan sinyallerse yüksek frekanslıdır ve geometrik rezolüsyondan sorumludurlar. Görüntünün her noktasına K alanının tüm noktaları etki etmektedir. Faz kodlama gradiyentlerinin sayı veya aralıklarının artırılması K alanını büyütülebilir. Bu da görüntünün geometrik rezolüsyonunu arttırmak anlamına gelir (53).

2.7.3. Frekans kodlama ve faz kodlama gradientleri

Frekans kodlama gradiyenti, kesit belirleme gradiyentine diktir, kesite paralel konumdadır, ilgili kesitte kesite paralel sinyalin hangi vokselden geldiğini belirlemeye yarar. Kesit içinde farklı gradiyentler oluşmasını sağlamaktadır. Ancak sıraların belirlenmesi ve matriksin oluşturulması için sinyalin hangi sıralardan geldiğinde bilinmesi gereklidir. Bunun için üçüncü bir boyut olarak kesit belirleme ve frekans kodlama gradiyentlerine dik başka bir gradiyent kullanılır buna faz kodlama gradiyenti denir (53).

2.7.4. Hızlı görüntüleme teknikleri

Half - Fourier transformasyon: Faz kodlama doğrultusunda, sinyallerin yarısından bir miktar fazlasının toplandığı, geri kalanının ise bilgisayar tarafından tamamlanmasıyla görüntünün oluşturulduğu bir tekniktir. Tetkik süresi kısalmış ancak sinyal / gürültü oranı azaldığından dolayı rezolüsyon düşer.

Rektangular FOV (Field of View): K alanının boyutlarında küçülme olmaksızın, faz gradiyentlerinin gücü sabit tutulurken çizgi aralıkları artırılır, çizgi sayısı azaltılır. Rezolüsyon kaybı olmaz. FOV y ekseninde yarıya inmiş olur (53).

2.7.5. Diffüzyon Ağırlıklı Görüntüleme (DAG)

Difüzyon ağırlıklı görüntüleme (DAG), doku içindeki su moleküllerindeki protonlarda mikroskopik düzeyde hızlanmış veya kısıtlanmış difüzyon hareketlerinin ölçülmesi esasına dayanan fonksiyonel görüntüleme tekniğidir. Görüntüler kısa çekim süresinde ve kontrastsız elde edilir.

Difüzyon doku içindeki su moleküllerinin kinetik enerjileriyle ilgili olarak yaptığı rastgele hareketler olarak tarif edilir. Çevrede sınırlayıcı bir yapı olmazsa hareket her yöne doğru rastlantısal olarak olur. Buna izotropik difüzyon denir. Hücre zarı benzeri sınırlayıcı yapılar olduğunda difüzyon yöne bağlı olmak zorunda kalır. Buna anizotropik difüzyon adı verilir. Difüzyon MR incelemede kullanılan teknikler şunlardır;

Difüzyon Ağırlıklı Manyetik Rezonans Görüntüleme (DAG): Görüntü oluşumunda difüzyonun yönü ve büyüklüğü ve T2 sinyalinin de rol oynadığı bir tekniktir. Bazı dokularda difüzyon mikroyapısındaki dizilim nedeniyle belli yönlerde kısıtlanabilir (anizotropik difüzyon). Uygulanan gradiyente paralel liflerde difüzyon hızlıyken, buna dik olanlarda difüzyon kısıtlı olmaktadır. Genel değerlendirmelerde bu etkinin bilinmesi oldukça önemlidir.

Trase DAG: Her yöndeki (x,y,z) difüzyon vektörlerinden elde edilen sinyallerin postproçes yöntemlerle ortak bir sinyale dönüştürülmesi ile oluşturulur. Bu teknikte yöne bağımlılık ortadan kalkmış oluyor. Sinyali oluşturan ise T2 sinyali ve difüzyonun büyüklüğüdür.

ADC haritası (Görünür difüzyon katsayısı haritası): Eko planar difüzyon MR'da matematiksel ADC değerleri iki ana yöntemle ölçülmektedir: Bir tanesi Stejskal-Tanner formülüdür, diğeryse ADC haritası üzerinden yapılan doğrudan ölçümlerdir.

İki yöntemde de istenilen bölgelerden ROI (region of interest) ve/veya piksel lens ölçümleri alınmaktadır. ROI istenildiği kadar geniş olabilir ve daire şeklinde, rektangular veya irregüler olarak uygulanabilmektedir. Piksel lens ölçümüyse 1'den 16'ya kadar pikseli kapsayabilir. Böylece ölçümler alındıktan sonra ADC değerini bulmak için Stejskal-Tanner formülünden veya ADC haritası piksel değerinden hesaplama yapılabilir.

Stejskal-Tanner formülü: $ADC = -(1/b) \ln(S/S_0)$.

Burada S_0 , $b=0$ veya $b=50T$ 'deki piksel değeridir (T =trace). S 'de $b=1000$ sec/mm² deki piksel değeridir. \ln doğal logaritmadır ve $1/b$ deki $b=1000$ 'dir. İki farklı b değeri olduğunda ise formül şöyle uygulanır: $ADC = [\ln(S1/S2)] / (b2 - b1)$.

Difüzyon gradiyentinin (b) büyüklüğünü: $b = \gamma^2 G^2 \lambda^2 (\Delta - \lambda/3)$ bu formülde giromanyetik oran (γ), gradiyent gücü (G), gradiyentin uygulama süresi (λ) ve gradiyentler arası zaman (Δ) ile gösterilmektedir.

İkinci yöntem olan ADC haritasında piksel değerinden doğrudan hesaplama ise daha kolay ve güvenilirdir, difüzyon görüntüleme protokolünde oluşturulan otomatik ADC haritalarından yapılabilir.

Difüzyon ağırlıklı görüntüler elde etmek için çok hızlı sekanslar kullanmak gereklidir. Günümüzde en yaygın olarak Single shot EPI metodu kullanılmaktadır.

Ekoplanar görüntüleme (Echo planar Imaging = EPI), klinik olarak kullanışlı olan en hızlı MR görüntüleme yöntemidir. Diğer yöntemlerden en önemli farkı ise kesit görüntüsünün tek RF pulsuyla oluşturulmasıdır. Görüntüleme süresi birkaç saniye ile ifade edilebilecek düzeydedir. En önemli dezavantajıysa görüntülerin geometrik rezolüsyonunun ve sinyal/gürültü oranının düşük olmasıdır. EPI'de SE ve GE teknikleri mevcuttur. SE-EPI'de RF pulsundan sonra 180° pulsuyla spinler faz konumuna getirilir sonra sinyal oluşumu sağlanır. GE-EPI'ye ilk RF pulsundan sonra, gradiyent kullanılarak spinler tekrar odaklanır ve sinyal elde edilir. Görüntü kontrastı T2* ağırlıklı olup, manyetik alan inhomojenitelerine duyarlıdır. EPI'de endojen ve ekzojen kontrast maddeler verilerek fonksiyonel incelemelere yapılabilmektedir. Perfüzyon ve difüzyon çalışmaları başta olmak üzere MR floroskopi ve sine kardiyak incelemeler EPI ile yapılabilmektedir (53).

Single shot EPI metodunda SE sekansına, 180 derece RF pulsusu öncesi ve sonrası güçlü bir gradient puls çifti eklenmesiyle difüzyon duyarlılığı oluşturmaktadır. EPI SE T2 sekanstaysa eşit büyüklükte ancak ters yönde bir gradient puls çifti eklenmektedir. Birinci gradient pulsusu, dokudaki su moleküllerinin protonlarında faz dağılımını (dephase) oluşturmak, ikinci gradientse faz toplanmasını (rephase) oluşturmak için verilir. Bu puls çifti arasındaki dönemde, hareketi kısıtlanmış protonlar (kısıtlanmış difüzyon) birinci pulsta defaze, ikinci pulstaysa refaze spinlerini

oluştururlar ve yüksek sinyal verirler. Hareketli protonlarsa ikinci pulsta tam olarak refaze olamazlar ve böylece sinyal kaybı olur. Böylece difüzyon ağırlıklı görüntüleme, kısıtlı difüzyon gösteren doku yüksek sinyalli (hiperintens), hızlı difüzyon gösteren doku ise düşük sinyalli (hipointens) olur (54).

Biyolojik dokularda *invivo* olarak difüzyon katsayısını ölçmek çok sayıda faktörden etkilenmektedir. Dokudaki manyetik duyarlılık ve hareket, ısı, kapiller perfüzyon gerçek difüzyonu etkilemektedir. Bundan dolayı difüzyon katsayısı yerine, görünen difüzyon katsayısı (apparent diffusion coefficient=ADC) terimi kullanılmaktadır (54).

Difüzyon görüntüleme farklı moleküler yapıdaki dokuların bulunduğu alanlarda (kemik hava vs) artefaktlar daha belirgin olarak görülür. DAG mikroskobik düzeyde sıvı hareketini ölçtüğünden hasta hareketlerine çok duyarlıdır. Küçük de olsa hasta hareketi görüntü kalitesini bozar; ADC ölçümlerinin güvenilirliğini ortadan kaldırır (55). Bunun yanısıra eddy akımlarına bağlı bozulmalar, tam lineer olmayan gradientlerin oluşturduğu artefaktlar, duyarlılık farklılıklarına bağlı sinyal kayıpları, difüzyon görüntüleme sık karşılaşılan sorunlardandır. Çekim süresini azaltan, sinyal/gürültü oranı ve rezolüsyonu arttıran teknikler kullanılarak bu artefaktlar azaltabilir.

Difüzyon ağırlıklı MRG de karşılaşılan bazı zorluklar: Gebelik veya sekonder hemokromatozisli hastalarda, yoğun hepatik demir depolanması sinyal intensitesini çok azaltır böylece difüzyon görüntüleme mümkün olmayabilir. Hepatik steatoz, ADC değerini değiştirip DAG'yi etkileyebilir. Böyle bir durumda yağ baskılı tekniklerle bu durum minimize edilebilir. Ayrıca kardiyak hareket artefaktları, uygunsuz koil kullanımı SNR'yi azaltmaktadır.

2.7.6. Diffüzyon MRG'nin Klinik Uygulamaları

Difüzyon ağırlıklı MRG'nin başlıca kullanım alanı en önemli mortalite ve morbidite nedenlerinden biri olan inmenin görüntülenmesindedir. Difüzyon ağırlıklı MRG (DAG) uygulamalarının büyük bölümü SSS ile ilgilidir. DAG ile iskemi erken dönemde tanınabilmektedir. Deneysel çalışmalarda iskemik hasarı izleyen ilk birkaç dakika içerisinde,

konvansiyonel MRG dahil tüm görüntüleme yöntemleri normal iken, ADC değerlerinde belirgin azalma olduğu gösterilmiştir (56). İskemi sonrası hücre içerisine masif iyon ve su girişi olur ve hücre şişer (sitotoksik ödem). İntra ve ekstraselüler mesafe arasındaki sıvı dengesindeki bu değişikliğin difüzyondaki azalmanın nedeni olduğu düşünülmektedir (57). İntraselüler kompartman hacmi artarken ekstraselüler kompartman hacmi azalır. Ekstraselüler kompartman hacminin azalması nedeniyle bu alanda su moleküllerinin hareketi zorlaşır (kısıtlanmış difüzyon). İnfarktın kronik döneminde ise hücre ölümü ve büzülmesi sonucu ekstraselüler mesafe genişler; su moleküllerinin hareketi kolaylaşır ve difüzyon hızlanır (hızlanmış difüzyon). İskemik hasardan hemen sonra ADC azalmaya başlar. ADC'deki azalma ilk beş günde belirgindir. Yaklaşık 10. günde normale döner (psödonormalizasyon). Daha sonra giderek artar (58).

İskemik hasar sonrası T2 sinyal artışı en erken 6. saatte ortaya çıkar. Halbuki bu dönemde DAG'de belirgin sinyal artışı (ADC azalması) ile infarkt kolayca tanınır (59). Erken dönemde, T2 sinyal artışının henüz yeterince belirgin olmadığı olgularda DAG ile güvenli bir şekilde tanı konabilir. DAG akut dönemde infarktların tanısını kolaylaştırmakla kalmaz aynı zamanda standart T2 inceleme ile dikkati çekmeyen küçük infarktların da belirlenmesini sağlar (60).

DAG' nin bir diğer yararı T2A' da hiperintens bir lezyonun ekstraselüler kompartmandaki genişlemeye mi (vazojenik ödem), intraselüler kompartmandaki genişlemeye mi (sitotoksik ödem) bağlı olduğunu belirlemesidir. Yaygın kronik iskemik değişiklikleri olan bir hastada akut / subakut infarkt ayırımı T2A görüntüleriyle yapılamazken DAG ile yapılabilir (61). Difüzyon MR, perfüzyon MR ile birlikte kullanıldığında henüz hücre ölümü gerçekleşmemiş, ancak risk altındaki dokuları belirlemeye yarar (62).

Kısıtlanmış difüzyon paterni DAG'de sinyal artışı, ADC'de sinyal azalması ile karakterizedir. En sık görüldüğü durumlar hiperakut / akut / subakut enfarkt (sitotoksik ödem), bazı ensefalit türleri (ör, HSV ensefaliti) ve bazı metabolik hastalıklardır. Hızlanmış difüzyon paterninde ADC artmıştır, DAG ise izointens ya da hiperintensdir. En sık görüldüğü durumlar kronik infarkt, vazojenik ödem, bazı ensefalit türleri ve bazı metabolik hastalıklardır. DAG'de yanlış pozitif sinyal artışı görülebilir. Dokuların oryantasyonuna bağlı hatalı sinyal artışları (anizotropik etki), izotropik DAG'lerin değerlendirilmesiyle fark edilir (63). Kısıtlanmış difüzyon olmadığı halde "T2 parlamasına" sekonder hatalı sinyal artışları ADC haritasının incelenmesi ile çözümlenir. DAG'de hatalı negatif sonuçlar da bildirilmiştir (58). Warach'ın serisinde infarkt

semptomları ile gelen 4 hastada DAG ya da T2 sinyal artışı gelişmemiştir. Bu olgularda DAG'ın iskemiye saptayabilme sınırı altında, geçici sınır iskemi düşünülmüştür.

DAG ile epidermoid kist araknoid kistten ayrılabilir (3). Araknoid kist, difüzyon dahil tüm sekanslarda BOS ile izointenstir. Epidermoid kist ise T1 ve T2'de BOS ile yaklaşık olarak eş sinyalli iken DAG'de hiperintens izlenir (kısıtlanmış difüzyon paterni).

DAG yöntemi ile beyin tümörlerinin çevresinde görülen peritümöral vazojenik ödem tümör dokusundan, nekrotik ya da kistik beyin tümörleri abseden ayırt edilebilir. Abse kavitesi DAG'de belirgin yüksek sinyal gösterirken tümörlerin kistik ya da nekrotik komponentleri beyin parankimine göre düşük sinyallidir (64). Özellikle abselerin malign kistik tümörlerden ayrımında DAG'nin güvenilir olduğunu bildirir birçok çalışma bulunmaktadır. Genel olarak apse kavitesinde yoğun vizkosite nedeniyle ADC değeri azalmakta, kistik ve nekrotik beyin tümörleri ise abselere göre daha seröz yapıda olduğundan ADC değerleri daha yüksek olmaktadır. Ancak beyin tümörleri enfekte olduğunda ya da içerisinde hemorajik elemanlar bulunduğunda abselerle aynı intensite özellikleri gösterebilmektedir. Ayrıca, bazı metastatik tümörler ve radyasyon nekrozunda radyolojik bulgular abselerle karışabilmektedir. Literatürde abseler için tanımlanan ADC değerleri 0.28 ile 0.7 (x 10⁻³ mm²/s) arasında değişmektedir (65,66).

Multipl skleroz (MS) plaklarında ADC'nin arttığı gösterilmiştir. Akut MS plaklarında, kronik plaklara göre ADC değerlerinin daha yüksek olduğunu gösteren çalışmalar vardır (67). Bazı yazarlar DAG'nin hastalığın aktivitesinin değerlendirilmesinde kontrastlı tekniklerin yerini alabileceğini belirtmişlerdir (68). MS'de olduğu gibi bazı akut dissemine ensefalomyelit (ADEM) olgularında ve Progresif multifokal lökoensefalopati (PML) olgularında akut demyelinizan lezyonlara sekonder artmış difüzyon sinyali saptanabilir (69).

DAG'nin pediatrik yaş grubunda başlıca neonatal infarkt ve hipoksik iskemik ensefalopatinin erken tanısında ve beyaz cevher maturasyonunun değerlendirilmesinde kullanılır. Bu yöntem metabolik hastalıkların incelenmesinde de rol oynayabilir (70).

DAG, 1990'lı yılların sonundan itibaren, ekoplanar görüntülemenin (EPI) tanınması ve kısa sürede difüzyon çalışmaları yapabilen serilerin kullanılmasıyla birlikte abdomen incelemelerinin tanısallı uygulamalarında kendine yer bulmuştur. Difüzyon serilerinin harekete

karşı duyarlılığı ve manyetik etkilenimi, kalp atımı ve barsak hareketlerinden kaynaklanan artefaktlar yüzünden hala problem çıkarmaktadır. Abdomende difüzyonla ilgili çalışmalar ultrafast dizilerin tanınmasıyla gerçekleştirilmiş olup tüm bilgiyi tek nefeste elde etmeyi mümkün kılmıştır. Böylece solunum, damarsal atım ve barsak hareketlerinden kaynaklanan artefaktlar azalmıştır; ki bunlar sinyal-gürültü oranını (SNR) azaltır ve nicel analizleri zorlaştırır. Bu ultrafast diziler ekoplanar görüntüleme (EPI) dizileri olup, 30-60 ms civarında bilgileri toplar. Böylece makroskopik fizyolojik harekete bağlı artefaktları azaltır (71).

Abdomende difüzyonla ilgili yapılan çalışmaların çoğunluğu Single Shot EPI (SSEPI) tekniğiyle gerçekleştirilmiştir. SSEPI tekniğinde saniyeden daha düşük bir zaman biriminde görüntü alınır ve böylece fizyolojik hareketler dondurulmuş olur (72). EPI tekniğinde hastaya nefes tutturularak solunum artefaktları da ortadan kaldırılabilen ve batında ADC ölçümleri yapılabilmektedir (73).

DAG'nin lökomotor sistemde de yararlı olduğunu gösteren çalışmalar vardır. Normal kas, kemik iliği ve yağ dokusunun farklı difüzyon özelliğine sahip olduğu bildirilmektedir. Ayrıca tümörler, tedavi sonrası yumuşak doku değişiklikleri ve inflamatuvar değişiklikler DAG ile birbirinden ayrılabilir. DAG ile diz eklemesindeki sıvının karakterizasyonunun (dejeneratif yada inflamatuvar) yapılabildiği gösterilmiştir (74,75).

Difüzyon ağırlıklı SSFP sekansı benign ve malign nedenli vertebral fraktürlerin ayırt edilmesinde yararlıdır. Benign nedenli akut osteoporotik veya travmatik fraktürler difüzyon ağırlıklı görüntülerde serbest su proton hareketinin artmasına bağlı olarak hipo-izointensitir. Malign nedenli çökme fraktürleri kemik iliği infiltrasyonu nedeniyle difüzyon ağırlıklı görüntülerde serbest su proton hareketinin azalmasına bağlı olarak hiperintens görünümündedir.

Vertebral kompresyon kırıklarında DAG ile benign-malign ayrımı yapılabilir. Baur ve arkadaşları 30 hastadaki toplam 39 vertebral kompresyon fraktürüne yönelik yaptıkları DAG çalışmasında 22 benign ve 17 patolojik fraktür arasında DAG'de anlamlı sinyal farklılığı tespit etmişlerdir (76).

Abanoz ve arkadaşları 63 vertebra fraktürü olan 49 olguda DAG'de benign osteoporotik çökme fraktürleri ile patolojik-enfeksiyöz nedenli çökme fraktürleri arasında anlamlı sinyal

farklılığı tespit etmişlerdir. Benign fraktürlerde sinyal hipo-izointens iken malign fraktürlerde normal vertebral dokuya göre sinyal artışı izlenmiştir (77).

Travmatik kemik iliğinde ödem nedeniyle difüzyon katsayısı belirgin artış göstermektedir. Normal kemik iliğiyle karşılaştırıldığında vertebra kırıklarında kemik iliği su volümü artar. Bu nedenle, görünen difüzyon katsayısı yüksek olup, düşük sinyal intensitesine neden olur. Malign kırıklarda ise tümörlü dokuların içindeki ekstraselüler hacmin azalması; görünen difüzyon katsayısını düşürerek sinyal intensitesinde artışa yol açar.

Ward ve arkadaşları normal ve posttravmatik kemik iliği difüzyon özelliklerini analiz etmişler ve normal kemik ile karşılaştırıldığında travmatize kemik iliğinde ADC değerlerinin arttığını göstermişlerdir (78).

Difüzyon görüntüleme yumuşak doku tümörlerinin karakterizasyonunda ve bu tümörlerin kemoterapiye verdikleri cevabın değerlendirilmesinde kullanılmıştır. Tümör nekrozu varlığında ADC değeri artarken, canlı neoplastik doku varlığında ADC değeri azalmaya meyillidir (74).

3. MATERYAL ve METOD

Bu çalışma, prospektif olarak Haziran 2013 – Aralık 2014 tarihleri arasında yapıldı. Harran Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi'ne başvuran ve Radyoloji Anabilim Dalı'nda Sakroiliak MRG tetkiki yapılan hastalar çalışmaya dahil edildi. Çalışma protokolü Tıp Fakültemiz Etik Kurulu'na sunuldu ve 04.06.2013 tarihinde 06 nolu oturum, 27 sayılı kararı ile etik kurulu onayı alındı.

Çalışmaya 14-51 yaşları arasında 79 kişi alındı. Çalışmaya dahil edilen 79 kişiden sakroiliak eklem patolojisi bulunmayan 34'ü kontrol grubuna alındı. Diğer 45 hastada MRG'de aktif sakroileit saptanmış olup bu grup hasta grubunu oluşturdu. Sakroiliak eklem, S1 ve S2 vertebra korpusları arasından geçen hayali çizgi ile süperior ve inferior olarak ikiye ayrıldı. Daha sonra ekleme komşu subkondral alanlardan toplam 8 lokalizasyondan ölçüm yapıldı. Ortalama ADC değeri için hasta grubunda en yüksek 3 değer in ortalaması alındı. Kontrol grubunda 8 ölçüm yerinin ortalaması alındı. Ayrıca sakroileitli hastaların lezyon olmayan ölçüm yerleri kontrol grubuna dahil edilerek subgroup analizi yapıldı. Aktif sakroileit tanısı, aktif sakroileit için tanıs al olan Yağ baskılı T2A (T2A FatSat) MRG'de sakroiliak eklemlerde subkondral ve periartiküler kemik iliği ödeme ne ait değişikliklerin görülmesi ve tanıyı destekleyen klinik ve laboratuvar bulguları ile kondu.

3.1 Görüntüleme

MRG çekimi 1,5 Tesla Magnetom Symphony A Tim System (Siemens, Erlangen, Germany) cihaz ile yapıldı. Çekim supin pozisyonunda, vücut sargısı kullanılarak ve sargı pelvik bölgeye merkezlenerek yapıldı. Hastaya kontrast madde verilmeden önce sakroiliak ekleme yönelik oblik koronal (sakroiliak uzun eksenine paralel olarak) ve aksiyal planda T2A Fatsat (TR/TE: 5020 ms/78 ms, kesit kalınlığı: 3,5 mm, FOV: 300 mm, matriks: 256x256, NEX: 2), oblik koronal ve aksiyal planda T1A ve T1A Fatsat (TR/TE: 598 ms/11 ms, kesit kalınlığı: 3,5 mm, FOV: 300 mm, matriks: 256x256, NEX: 2) sekansları alındı.

Daha sonra üç seri, tek atımlı, spin eko, eko planar (SS-SE-EP) DAG alındı. TR/TE/NEX/eko-planar (6000/88/2/144) görüntüleme faktörü ile değişkenler x,y,z yönlerinde duyarlılaştırılarak 0, 500 ve 1000 mm²/s düzeyinde b değerleri ile zenginleştirildi. Matrix 512x512, FOV 380 mm, kesit kalınlığı 4,5 mm, kesit sayısı 30, gap %30 ve nex 2 olarak belirlendi. Daha sonra Gadolinyum bazlı kontrast madde intravenöz yolla, otomatik enjeksiyon cihazı aracılığı ile 3 ml/sn hızla verildi. Postkontrast aksiyal ve oblik koronal T1A Fatsat görüntüleri alındı.

3.2 Görüntü Analizi

Hastaların görüntüleri ADC ölçümleri için, klinik iş istasyonuna (Leonardo console, Siemens) aktarıldı. ROI (Region Of Interest) ölçüm alanı yaklaşık 0,5-1 cm² olarak ayarlandı. Görüntüleri ait ADC haritaları cihaz tarafından otomatik olarak oluşturulmuş olup tüm haritalara ait ADC değerleri bu haritalar üzerinden ölçüldü. Çalışmamızda ADC ölçümleri için b=1000 değerleri esas alındı. ADC ölçümleri tek radyolog tarafından yapıldı.

3.3 İstatistiksel Analiz

İstatistiksel analizler, SPSS for Windows version 18,0 kullanılarak yapıldı (SPSS, Chicago, IL, USA). Kolmogorov-Smirnov testi veri dağılımının normalliğini test etmek için kullanıldı. Verilerin dağılımı normal olduğu için parametrik testler yapıldı. Veriler aritmetik ortalama ve standard sapma olarak verildi. Gruplar arasında kategorik değişkenleri karşılaştırmak için Ki-Kare testi yapıldı. Ölçülebilen parametrik verilerin analizinde Student T testi kullanıldı. Grup karşılaştırmalarında p<0.05 olması anlamlı olarak kabul edildi. Sakroileit için prediktif olan ortalama ADC ve rölatif ADC değerini tanımlamak için *Receiver operating curve (ROC) analysis* eğrisi kullanıldı. Bu ADC değerleri için sensitivite, spesifite ve eğri altındaki alan (EAA) hesaplamaları yapıldı. Hasta grubundaki ölçülebilen veriler arasındaki ilişki Pearson korelasyon analizi ile değerlendirildi.

4. BULGULAR

Sakroiliak MRG tetkiki yapılan 79 hastadan klinik ve radyolojik olarak sakroileit tespit edilen 45'i (20 erkek, 25 kadın, yaş aralığı 14-50, yaş ortalaması $32,6 \pm 9,5$) hasta grubunu oluşturdu. 34 hastanın (13 erkek, 21 kadın, yaş aralığı 17-51, yaş ortalaması $29,3 \pm 7,3$) sakroiliak MRG bulguları normal olup kontrol grubunu oluşturdu (Tablo 3).

Tablo-3: Hasta ve Kontrol Grubunun Demografik Verileri

	Hasta	Kontrol	p
Erkek/Kadın	20/25	13/21	0,580
Yaş Aralığı	14-50	17-51	
Yaş Ortalaması	$32,6 \pm 9,5$	$29,3 \pm 7,3$	0,091

Hasta ve kontrol grupları arasında yaşa ve cinsiyete göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmadı ($p>0,05$).

Hasta grubunda 11 hastada sağ taraflı, 16 hastada sol taraflı, 18 hastada bilateral sakroileit mevcuttu. Hasta grubunda iki cinsiyet arasında eklemde tutulum yeri ile cinsiyet arasında anlamlı fark yoktu ($p>0,05$) (Tablo 4).

Tablo-4: Hasta Grubunda Tutulum Yeri-Cinsiyet İlişkisi

	Sağ Sakroileit	Sol Sakroileit	Bilateral Sakroileit	Toplam	p
Erkek	6	5	9	20	0,405
Kadın	5	11	9	25	
Toplam	11	16	18	45	

Hasta grubunda lezyon alanlarından ölçülen ortalama ADC değeri $1202,4 \pm 268,2$ mm²/s idi. Kontrol grubunda ortalama ADC değeri $423,9 \pm 71,9$ mm²/s idi. Ortalama ADC değerleri her iki grupta istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardı ($p<0,05$).

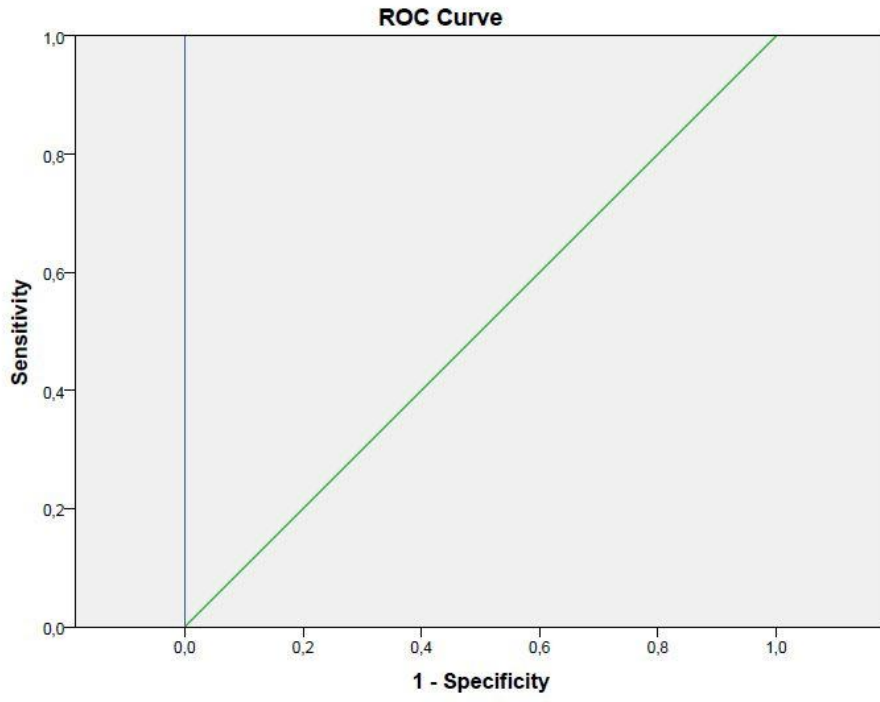
Hasta ve kontrol grubunda BOS ADC değerleri sırasıyla 2766,5±240,7 mm²/s ve 2765,6±170 mm²/s idi. BOS ADC değerleri her iki grupta istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktu (p>0,05).

Tüm bireylerde ortalama ADC değerlerinin BOS ADC' ye bölünmesiyle elde edilen Rölatif ADC değerleri hesaplandı. Hasta ve kontrol grubunda Rölatif ADC değerleri sırasıyla 0,434 ve 0,153 olarak hesaplandı. Hasta ve kontrol grubu arasında rölatif ADC değerleri istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardı (p<0,05) (Tablo 5).

Tablo-5: Hasta ve kontrol grubunda Rölatif ADC değerlerinin İlişkisi

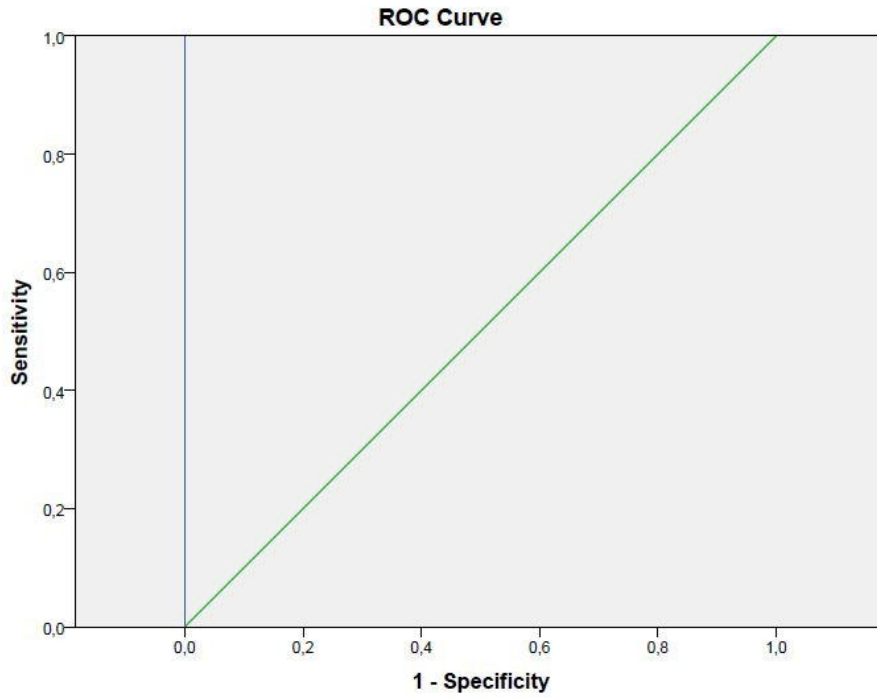
	Hasta	Kontrol	p
Ortalama ADC	1202,4±268,2	423,9±71,9	<0,001
BOS ADC	2766,5±240,7	2765,6±170	0,986
Rölatif ADC	0,434	0,153	<0,001

Ortalama ADC değerinin yapılan ROC eğrisi analizinde aktif sakroileiti normal sakroiliak eklemden ayırmada eğri altındaki alan 1, ADC cut-off değeri 646,12 mm²/s bulundu. Bu cut-off değeri için sensitivite ve spesifite %100 bulundu (Şekil-1).



Şekil-1: Ortalama ADC değerinin ROC eğrisi analizi

Rölatif ADC değerinin yapılan ROC eğrisi analizinde aktif sakroileiti normal sakroiliak eklemden ayırmada eğri altındaki alan 1, rölatif ADC cut-off değeri 0,224 bulundu. Bu cut-off değeri için sensitivite ve spesifite %100 bulundu (Şekil-2).



Şekil-2: Rölatif ADC değerinin ROC eğrisi analizi

Hasta grubunda CRP düzeyleri ile lezyondan alınan ortalama ADC değerleri arasındaki ilişkinin değerlendirilmesinde $p=0,489$, $r=-0,106$ olup korelasyon yoktu. Hasta grubunda CRP düzeyleri ile rölatif ADC değerleri arasında da korelasyon bulunmadı ($p=0,449$, $r=-0,116$).

Hasta grubunda sedim düzeyleri ile lezyondan alınan ortalama ADC değerleri arasındaki ilişkinin değerlendirilmesinde $p=0,325$, $r=0,150$ olup korelasyon yoktu. Hasta grubunda sedim düzeyleri ile rölatif ADC değerleri arasındaki ilişkinin değerlendirilmesinde $p=0,451$, $r=0,115$ olup korelasyon yoktu.

Hasta grubunda CRP düzeyleri ile sedim değerleri arasındaki ilişki değerlendirildiğinde pozitif korelasyon bulundu ($p=0,007$, $r=0,394$). Lezyon ADC değerleri ile rölatif ADC değerleri arasında pozitif korelasyon vardı ($p<0,001$, $r=0,917$).

Sakroileit tutulum lokalizasyonuna göre lezyon olan ve olmayan yerlerden alınan ADC değerlerine göre tanımlayıcı istatistikler ve karşılaştırma Tablo 6'da verilmiştir. Tablo incelendiğinde; sağ sakrum süperiorda 13 kişide lezyon saptanmış olup ortalama ADC değeri $1200,3 \pm 306,8$ mm²/sn idi (minimum 659, maksimum 1697). 66 hastada sağ sakrum süperiorda

lezyon yoktu. Sağ sakrum süperioru normal grupta ortalama ADC değeri $400,7 \pm 78,6$ mm²/sn idi (minimum 212, maksimum 554). Sağ sakral süperiorda lezyon olan ve olmayan hastaların ADC değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık mevcuttu ($p < 0,05$).

Sağ sakrum inferiorda 14 kişide lezyon saptanmış olup ortalama ADC değeri $1295,1 \pm 292,4$ mm²/sn idi (minimum 702, maksimum 1826). 65 hastada sağ sakrum inferiorda lezyon yoktu. Sağ sakrum inferioru normal grupta ortalama ADC değeri $434,8 \pm 87,4$ mm²/sn idi (minimum 246, maksimum 584). Sağ sakrum inferiorda lezyon olan ve olmayan hastaların ADC değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık mevcuttu ($p < 0,05$).

Sağ iliak süperiorda 9 kişide lezyon saptanmış olup ortalama ADC değeri $1018,3 \pm 191,6$ mm²/sn idi (minimum 758, maksimum 1411). 70 hastada sağ iliak süperiorda lezyon yoktu. Sağ iliak süperioru normal grupta ortalama ADC değeri $407,8 \pm 88,8$ mm²/sn idi (minimum 196, maksimum 644). Sağ iliak süperiorda lezyon olan ve olmayan hastaların ADC değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık mevcuttu ($p < 0,05$).

Sağ iliak inferiorda 18 kişide lezyon saptanmış olup ortalama ADC değeri $1183,2 \pm 229,8$ mm²/sn idi (minimum 709, maksimum 1594). 61 hastada sağ iliak inferiorda lezyon yoktu. Sağ iliak inferioru normal grupta ortalama ADC değeri $413,5 \pm 93,4$ mm²/sn idi (minimum 199, maksimum 609). Sağ iliak inferiorda lezyon olan ve olmayan hastaların ADC değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık mevcuttu ($p < 0,05$).

Sol sakrum süperiorda 11 kişide lezyon saptanmış olup ortalama ADC değeri $1232,8 \pm 239,8$ mm²/sn idi (minimum 877, maksimum 1673). 68 hastada sol sakrum süperiorda lezyon yoktu. Sol sakrum süperioru normal grupta ortalama ADC değeri $423,4 \pm 77,1$ mm²/sn idi (minimum 212, maksimum 570). Sol sakrum süperiorda lezyon olan ve olmayan hastaların ADC değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık mevcuttu ($p < 0,05$).

Sol sakrum inferiorda 18 kişide lezyon saptanmış olup ortalama ADC değeri $1074,8 \pm 247,3$ mm²/sn idi (minimum 653, maksimum 1505). 61 hastada sol sakrum inferiorda lezyon yoktu. Sol sakrum inferioru normal grupta ortalama ADC değeri $433,1 \pm 81,2$ mm²/sn idi (minimum 256, maksimum 596). Sol sakrum inferiorda lezyon olan ve olmayan hastaların ADC değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık mevcuttu ($p < 0,05$).

Sol iliak süperiorda 8 kişide lezyon saptanmış olup ortalama ADC değeri $1200,0 \pm 241,5$ mm^2/sn idi (minimum 857, maksimum 1482). 71 hastada sol iliak süperiorda lezyon yoktu. Sol iliak süperioru normal grupta ortalama ADC değeri $421,2 \pm 75,3$ mm^2/sn idi (minimum 237, maksimum 592). Sol iliak süperiorda lezyon olan ve olmayan hastaların ADC değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık mevcuttu ($p < 0,05$).

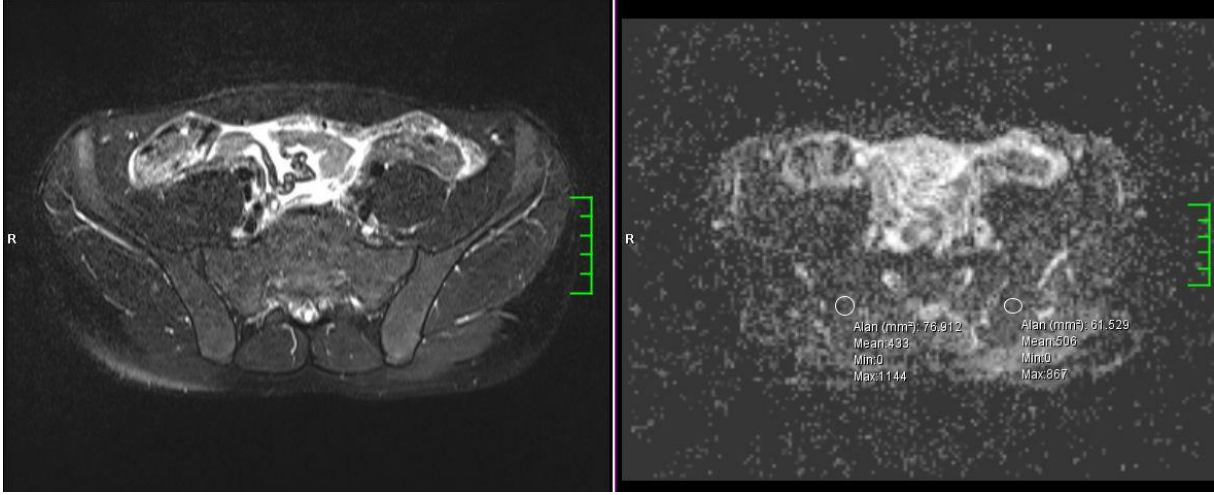
Sol iliak inferiorda 25 kişide lezyon saptanmış olup ortalama ADC değeri $1230,5 \pm 228,5$ mm^2/sn idi (minimum 740, maksimum 1538). 54 hastada sol iliak inferiorda lezyon yoktu. Sol iliak inferioru normal grupta ortalama ADC değeri $418,7 \pm 83,1$ mm^2/sn idi (minimum 223, maksimum 596). Sol iliak inferiorda lezyon olan ve olmayan hastaların ADC değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık mevcuttu ($p < 0,05$).

Tablo-6: Sakroileit tutulum lokalizasyonuna göre lezyon olan ve olmayan yerlerden alınan ADC değerlerine göre tanımlayıcı istatistikler ve karşılaştırma

	Hasta					Kontrol				
	n	Ort ADC	SD	Min	Max	n	Ort ADC	SD	Min	Max
RS Süperior	13	1200,3	306,8	659	1697	66	400,7	78,6	212	554
RS İnférieur	14	1295,1	292,4	702	1826	65	434,8	87,4	246	584
Rİ Süperior	9	1018,3	191,6	758	1411	70	407,8	88,8	196	644
Rİ İnférieur	18	1183,2	229,8	709	1594	61	413,5	93,4	199	609
LS Süperior	11	1232,8	239,8	877	1673	68	423,4	77,1	212	570
LS İnférieur	18	1074,8	247,3	653	1505	61	433,1	81,2	256	596
Lİ Süperior	8	1200,0	241,5	857	1482	71	421,2	75,3	237	592
Lİ İnférieur	25	1230,5	228,5	740	1538	54	418,7	83,1	223	596

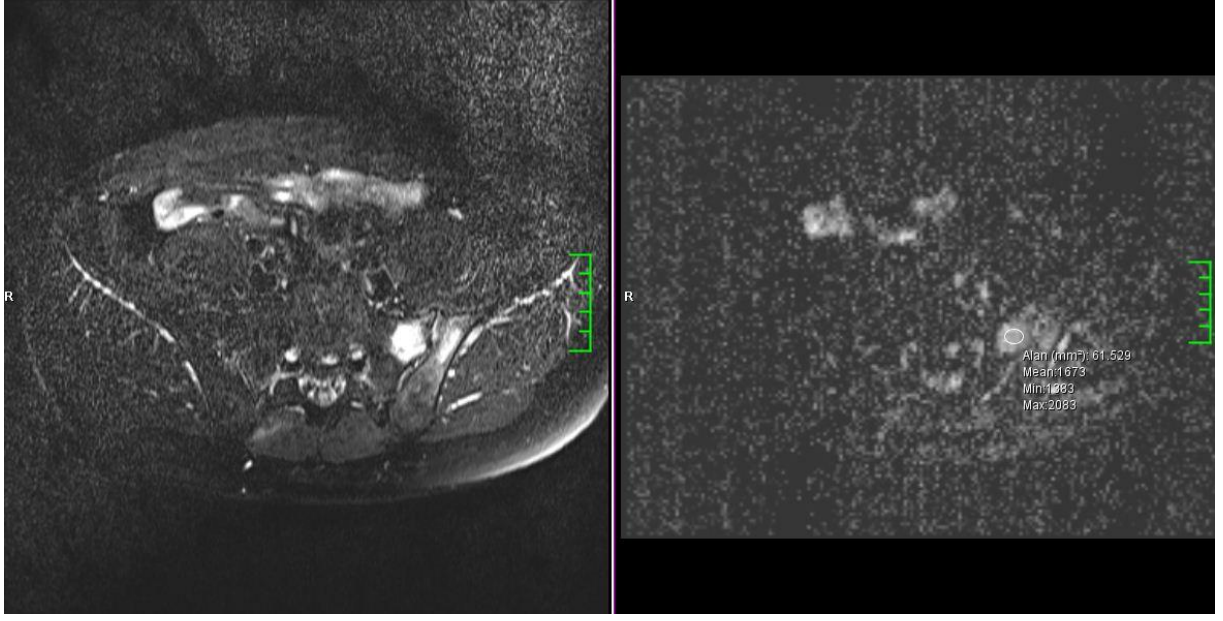
RS: Sağ sakrum, Rİ:Sağ iliak, LS: Sol sakrum, Lİ: Sol iliak

4.1. Olgu Örnekleri



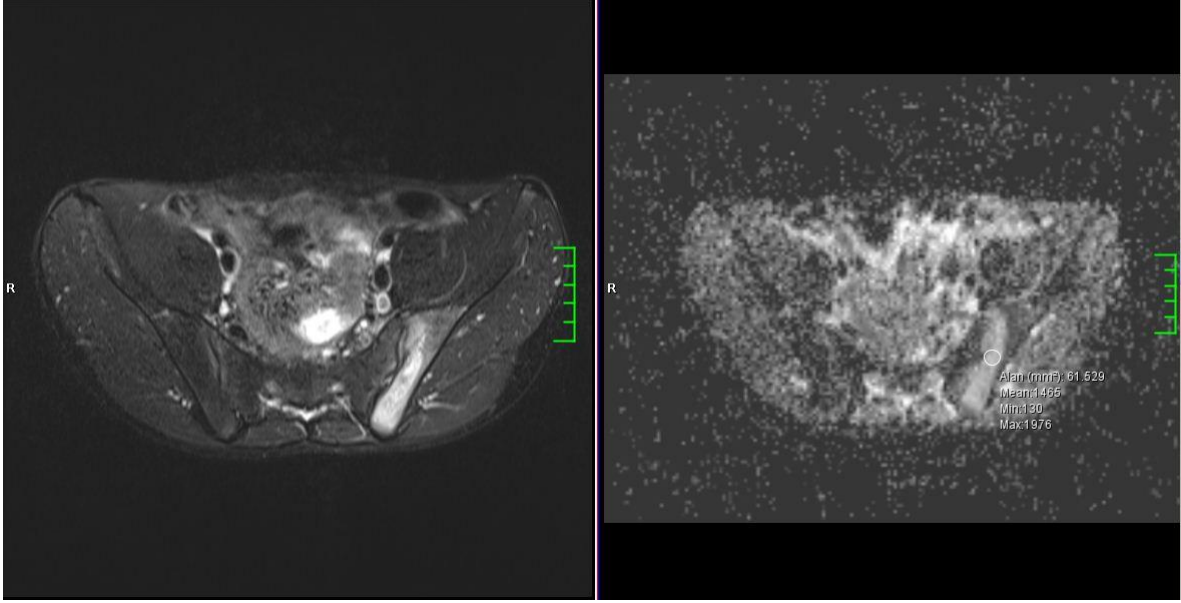
Resim-1: Normal sakroiliak eklem

26 yaşında erkek, sakroiliak eklemi oluşturan sakral ve iliak kemik yüzlerde yağ baskılı T2A görüntüde aktif sakroileit bulgusu izlenmemektedir. Tek atımlı, spin eko, eko planar (SS-SE-EP) DAG'de (b=1000) sağ iliak yüzde ortalama ADC değeri 433 mm²/s, sol iliak yüzde ortalama ADC değeri 506 mm²/s ölçüldü.



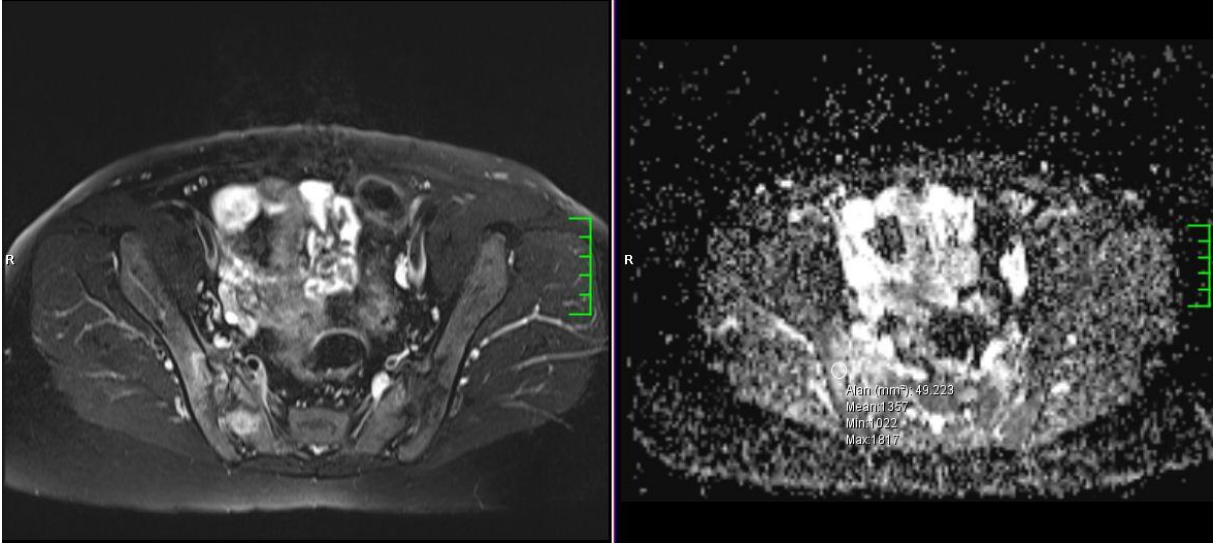
Resim-2: Sol Sakroileit

30 yaşında erkek hastada sol sakroiliak eklemi oluşturan sakral ve iliak kemik yüzlerde yağ baskılı T2A görüntüde aktif sakroileiti yansıtan ödem-inflamasyon ile uyumlu sinyal artışı izlenmektedir. Tek atımlı, spin eko, eko planar (SS-SE-EP) DAG'de (b=1000) sol sakral yüzde ortalama ADC değeri $1673 \text{ mm}^2/\text{s}$ ölçüldü.



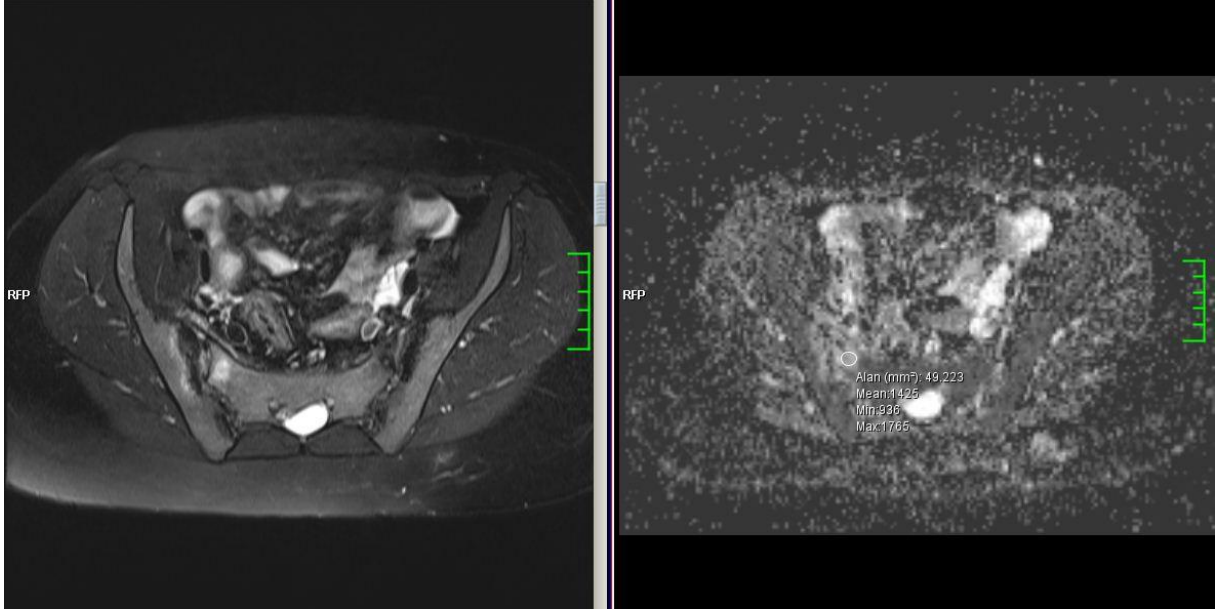
Resim-3: Sol sakroileit

16 yaşında erkek hastada sol sakroiliak eklemi oluşturan iliak kemik yüzde yağ baskılı T2A görüntüde aktif sakroileiti yansıtan ödem-inflamasyon ile uyumlu sinyal artışı izlenmektedir. Tek atımlı, spin eko, eko planar (SS-SE-EP) DAG'de (b=1000) sol iliak yüzde ortalama ADC değeri $1465 \text{ mm}^2/\text{s}$ ölçüldü.



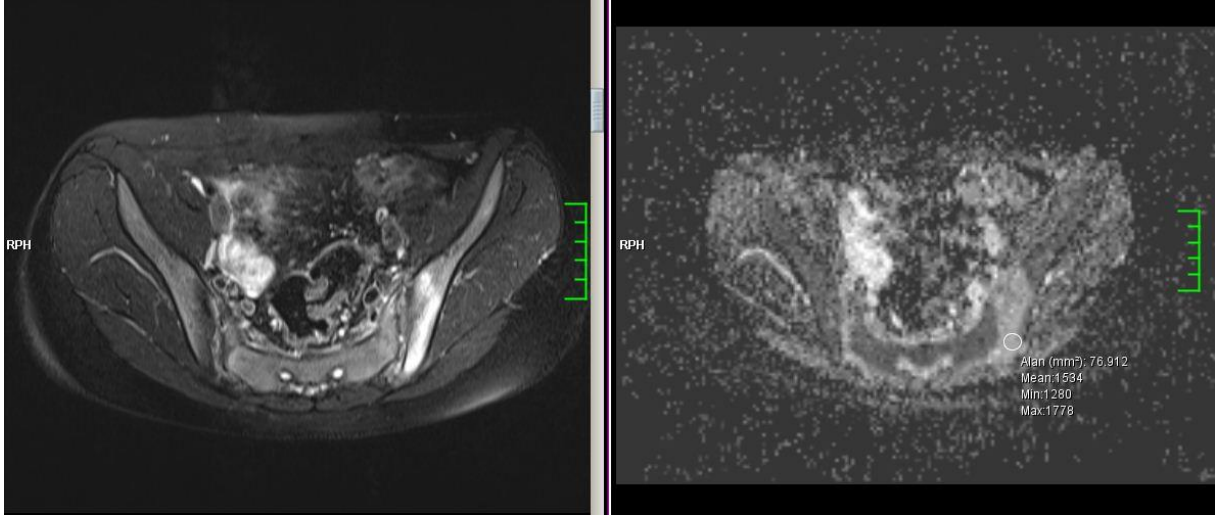
Resim-4: Sağ sakroileit

40 yaşında kadın hastada sağ sakroiliak eklemi oluşturan sakral ve iliak kemik yüzlerde yağ baskılı T2A görüntüde aktif sakroileiti yansıtan ödem-inflamasyon ile uyumlu sinyal artışı izlenmektedir. Tek atımlı, spin eko, eko planar (SS-SE-EP) DAG'de (b=1000) sağ sakral yüzde ortalama ADC değeri $1357 \text{ mm}^2/\text{s}$ ölçüldü.



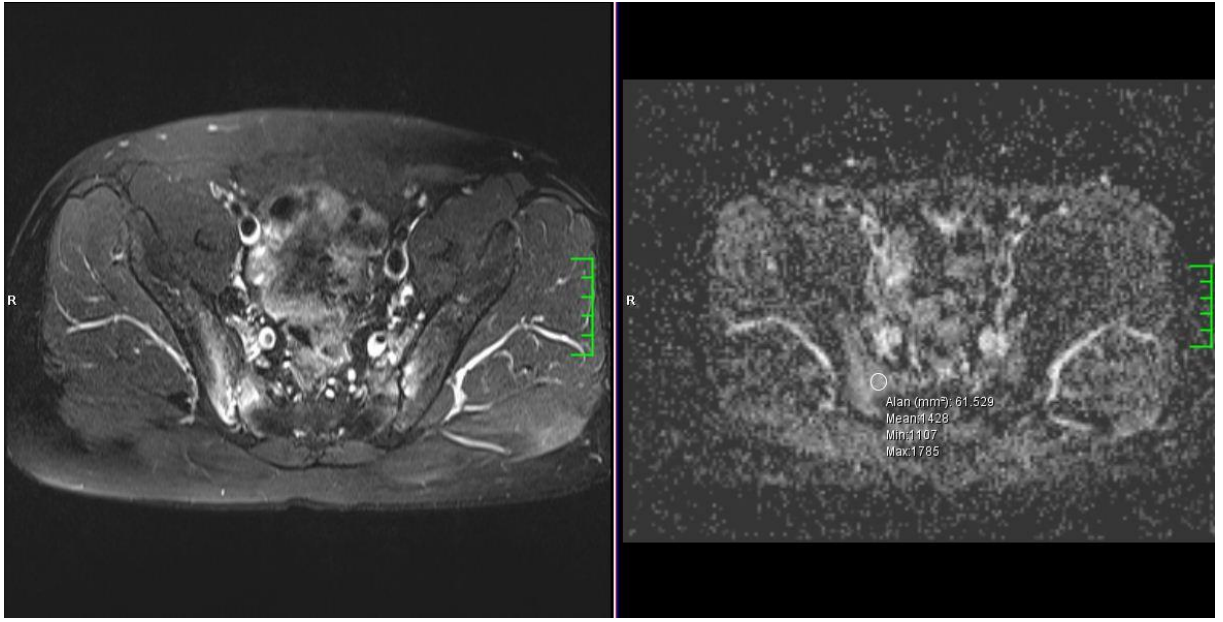
Resim-5: Sağ sakroileit

36 yaşında kadın hastada sağ sakroiliak eklemi oluşturan sakral ve iliak kemik yüzlerde yağ baskılı T2A görüntüde aktif sakroileiti yansıtan ödem-inflamasyon ile uyumlu sinyal artışı izlenmektedir. Tek atımlı, spin eko, eko planar (SS-SE-EP) DAG'de (b=1000) sağ sakral yüzde ortalama ADC değeri: $1425 \text{ mm}^2/\text{s}$ ölçüldü.



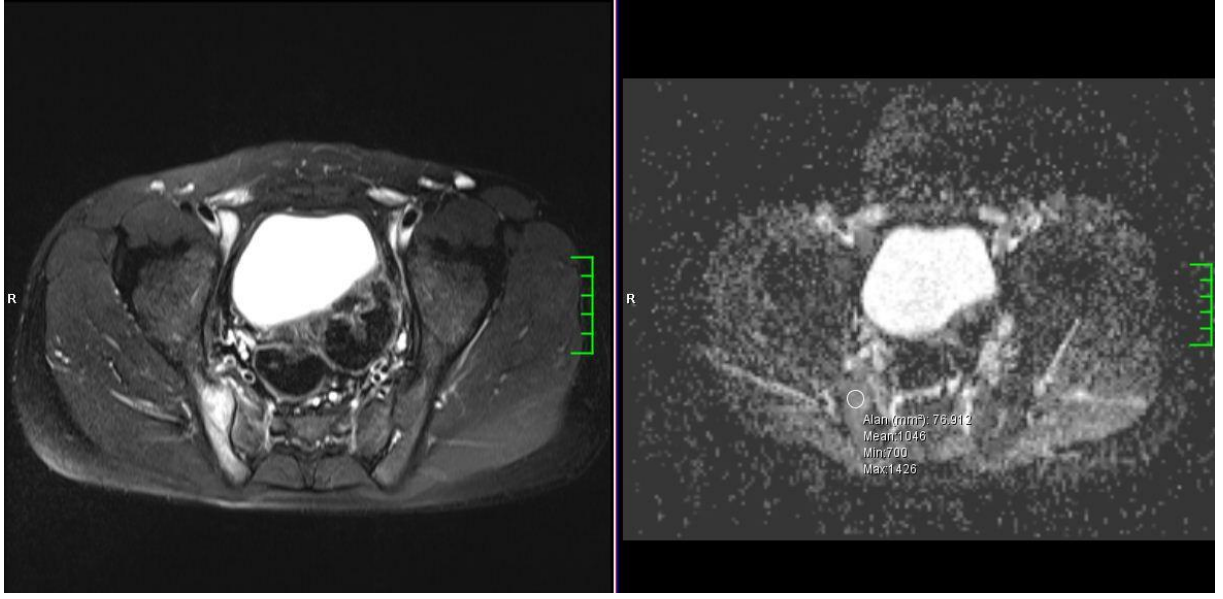
Resim-6: Sol sakroileit

17 yaşında kadın hastada sol sakroiliak eklemi oluşturan iliak kemik yüzde yağ baskılı T2A görüntüde aktif sakroileiti yansıtan ödem-inflamasyon ile uyumlu sinyal artışı izlenmektedir. Tek atımlı, spin eko, eko planar (SS-SE-EP) DAG'de (b=1000) sol iliak yüzde ortalama ADC değeri $1534 \text{ mm}^2/\text{s}$ ölçüldü.



Resim-7: Bilateral sakroileit

35 yaşında erkek hastada bilateral sakroiliak eklemi oluşturan sakral ve iliak kemik yüzlerde yağ baskılı T2A görüntüde aktif sakroileiti yansıtan ödem-inflamasyon ile uyumlu sinyal artışı izlenmektedir. Tek atımlı, spin eko, eko planar (SS-SE-EP) DAG'de (b=1000) sağ sakral yüzde ortalama ADC değeri $1428 \text{ mm}^2/\text{s}$ ölçüldü.



Resim-8: Sağ sakroileit

18 yaşında erkek hastada sağ sakroiliak eklemi oluşturan iliak kemik yüzde yağ baskılı T2A görüntüde aktif sakroileiti yansıtan ödem-inflamasyon ile uyumlu sinyal artışı izlenmektedir. Tek atımlı, spin eko, eko planar (SS-SE-EP) DAG'de (b=1000) sol iliak yüzde ortalama ADC değeri 1046 mm²/s ölçüldü.

5. TARTIŞMA

Çalışmamızda hasta grubunda tespit ettiğimiz lezyonların tamamında hem DAG'de hem de ADC haritalarında normal sakral ve iliak kemik iliklerine göre sinyal artışı izlendi. Kontrol grubunda sakroiliak eklemlerde sinyal artışı izlenmedi. Bu bulgularla aktif sakroileit tanısında DAG'nin duyarlılığı %100, özgüllüğü %100, pozitif prediktif değer %100, negatif prediktif değer %100 ve doğruluk oranı %100 olarak bulduk.

Literatürdeki diğer çalışmalardan farklı olarak biz bu çalışmada hasta ve kontrol grubundan elde ettiğimiz ADC değerlerini, aynı hastaların BOS ADC değerine oranlayarak rölatif ADC değerlerini hesapladık. Böylece daha objektif bir değerlendirme yöntemi geliştirmeyi amaçladık. Hasta grubunda lezyonlardan elde edilen ortalama ADC değerleri ve rölatif ADC değerlerini kontrol grubuna göre belirgin yüksek bulduk.

Bozgeyik ve arkadaşları kronik bel ve kalça ağrısı bulunan 42 olguda sakroiliak eklemlerde aktif inflamatuvar değişiklikleri olan hastalarda DAG'nin değerini araştırmışlardır. DAG incelemesinde sakroileitli hastalarda (n=13) mekanik kaynaklı bel ve kalça ağrısı bulunan hastalara (n=29) kıyasla ADC değerlerinde belirgin artış saptamışlardır. DAG'nin sakroileitteki akut lezyonların ayırımı Gadolinyumlu T1AG'ler kadar iyi yapabildiğini ve DAG'nin spondiloartrit erken tanısında ve erken spondiloartritte oluşan akut inflamatuvar lezyonların takibinde yararlı olabileceğini belirtmişlerdir (11). Biz de çalışmamızda lezyon olan bölgelerde ortalama ADC ve rölatif ADC değerlerini normal kemik iliği alanlarında göre istatistiksel olarak anlamlı yüksek bulduk. Sonuçlarımız bu çalışma ile uyumluydu.

Akdeniz ve arkadaşları da sakroileit ön tanısı olan hastalarda DAG'nin teşhis tutarlılığını araştırmışlardır. Bu çalışmada sakroileiti olan grubun (n=42) ADC değeri, mekanik kaynaklı bel ağrısı olan gruba (n=20) ve kontrol grubuna (n=20) göre belirgin olarak yüksek bulunmuştur. Mekanik kaynaklı bel ağrılı grup ile kontrol grubunun ADC değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (79).

Bulgularımız literatürdeki çalışmalarla örtüşüyordu. Ayrıca yine literatürdeki diğer çalışmalardan farklı olarak hasta grubunda elde ettiğimiz ADC değerleri ile CRP ve sedim değerleri arasında korelasyon olup olmadığını araştırdık. Ancak, ADC değerleri ile CRP ve sedim düzeyleri arasında anlamlı korelasyon saptamadık.

Sakroileit düşünülen hastalarda, hastalığın tedavisinin planlanmasında ve izlem protokolünün belirlenmesinde sakroileit tanısının zaman kaybetmeden konulması önem taşır (80).

Erken sakroileit tanısında anamnez ve fizik muayenenin yeri sınırlıdır. Bu nedenle tanı aşamasında güvenilir görüntüleme yöntemlerine ihtiyaç duyulur (43). Radyolojik modaliteler içerisinde konvansiyonel radyografi halen en kolay ulaşılabilen ve kabul gören başlangıç görüntüleme yöntemidir ancak semptomların başlangıcı ve objektif radyolojik bulguların ortaya çıkması arasında sıklıkla uzamış bir zaman periyodu vardır. Buna ek olarak sakroiliak eklemin normal oblik seyri, sakral ve iliak kesimlerin birbirleri üzerine örtüşmesi nedeniyle direk grafilerin yorumlanması zordur. Bu sebeplerden dolayı sakroileitle ilişkili erken patolojik değişiklikleri değerlendirebilmek için daha sensitif ve etkin görüntüleme yöntemlerinin kullanımına gereksinim duyulmuştur (43,45).

Bilgisayarlı Tomografi (BT), sakroiliak eklemlerin görüntülenmesinde oldukça yaygın olarak kullanılan diğer bir yöntemdir. Kesitsel bir görüntüleme yöntemi olması nedeniyle BT, sakroiliak eklemin kompleks anatomisinin değerlendirilmesini kolaylaştırır (21,24). BT ile erozyon ve skleroz gibi temel kemik patolojileri kolaylıkla saptanabilir ve bu nedenle kemik değişikliklerinin değerlendirilmesinde en uygun görüntüleme yöntemidir (24). Bu özelliklerinden dolayı literatürde sakroileit tanısında BT'nin radyografiye üstün olduğu gösterilmiştir (81). Bununla birlikte BT'nin önemli dezavantajı hastanın yüksek doz radyasyona maruz kalmasıdır.

MRG, periferik eklemlerin değerlendirilmesinde kullanılan primer görüntüleme yöntemidir. Ancak sakroiliak eklemlerin değerlendirilmesinde kullanımı son yıllara dayanmaktadır (49,82). MRG, en yüksek yumuşak doku kontrastına sahip görüntüleme yöntemi olması nedeniyle sakroiliak eklemin ligamentöz ve sinovyal kesimlerini değerlendirmede önemlidir. MRG, sakroileitle ilişkili olarak diğer görüntüleme yöntemleriyle değerlendirilebilen erozyon ve skleroz gibi temel kemik lezyonlarını göstermekle kalmaz, aynı zamanda başta

kıkırdak olmak üzere, kemik iliği, eklem kapsülü ve sinoviyadaki değişiklikleri de değerlendirme imkanı sunar (40,42).

BT’de eklem inflamasyonuna bağlı olarak gelişen morfolojik değişiklikler gösterilebilirken inflamasyonun aktivasyonu hakkında veri elde edilemez. Hastalara uygun ve etkin bir tedavinin planlanması için aktif inflamasyonun ortaya konması gerekir. Literatürde MRG’nin erken ve aktif sakroileitin saptanmasında etkin bir görüntüleme yöntemi olduğu bildirilmiştir (36,39,45,80). Bu konu ile ilgili olarak yapılan ilk çalışmalarda sakroileitli hastalarda MRG bulguları saptanmaya ve standartize edilmeye çalışılmıştır. Bu çalışmalardaki temel amaç, sakroileitin MRG bulgularının saptaması ve sakroileit tanısında kullanılan diğer görüntüleme yöntemleriyle kıyaslandığında MRG'nin tanı üstünlüğünün ortaya konmasıydı. Daha sonraki çalışmalarda inceleme algoritmine eklenen kontrastlı çalışmaların hastalık aktivasyonunun değerlendirilmesinde MRG'nin sensitivitesini arttırdığı bildirilmiştir (80). Yüzeysel koil teknolojisindeki yenilikler, yeni sekansların ve hızlı görüntüleme tekniklerinin geliştirilmesi ile birlikte yüksek manyetik güce sahip MRG cihazlarının kullanıma girmesi MRG'nin erken tanı sensitivitesini arttıran diğer faktörlerdir (41).

Ahlström ve arkadaşları ile Yu ve arkadaşları, yaptıkları çalışmalarda, sakroileit tanısında MRG'nin tanısal sensitivitesinin BT ile benzer olduğunu bildirmişlerdir. Ancak bununla birlikte aynı çalışmalarda MRG'nin subkondral kemik ve periartiküler kemik iliğinde sakroileit ile ilişkili değişiklikleri gösterebilen tek görüntüleme yöntemi olduğu belirtilmiştir (37,41) Docherty ve arkadaşları ise sakroileitin saptanmasında MRG'nin BT'ye göre tanısal duyarlılığının yüksek olduğunu bildirmişlerdir (49). Benzer şekilde Murphey ve arkadaşlarının yaptığı diğer bir çalışmada, MRG'nin kıkırdak değişikliklerini, kemik iliği ödemi ve erozyonu gösterme konusunda BT'ye nazaran daha üstün olduğunu ve bunun da MRG'nin tanısal duyarlılığını arttırdığını saptamışlardır (43). Sakroiliak eklemlerin incelemesinde yağ baskılı sekansların (STIR, T2AFS) kullanımı son yıllarda önem kazanmıştır. Bu sekanslarda yağdan gelen sinyaller baskılanarak daha iyi yağ-su kontrastı elde edilmeye çalışılır. Bu nedenle yağ baskılı sekansların inflamatuvar değişiklikleri saptama duyarlılığı oldukça yüksektir (38). STIR sekansının kullanılarak yapılan bazı çalışmalarda bu sekansın, inflamatuvar değişiklikleri kontrast madde verildikten sonra yapılan dinamik MRG kadar iyi gösterebildiği belirtilmiştir (39,83). Battafarano ve arkadaşlarının

yaptığı bir çalışmada periartiküler kemik iliği ödemin değerlendirilmesinde STIR sekansının konvansiyonel T2A SE sekanslara göre daha iyi sonuç verdiği bildirilmiştir (38).

Althoff CE ve arkadaşları 105 hasta ile yaptıkları çalışmada erken sakroileit tanısında ve inflamatuvar değişikliklerin saptanmasında STIR ve yağ baskılı kontrastlı T1A MRG sekansları arasında yüksek benzerlik bulmuşlardır. STIR sekansının aktif sakroileit tanısında ve inflamasyon miktarının değerlendirilmesinde tek başına yeterli olduğunu; tanı konmuş hastaların klinik takiplerinde kontrastlı MR sekanslarının vazgeçilebilir olduğunu belirtmişlerdir. Bununla beraber erken sakroileitli hastalarda kontrastlı MR sekanslarının maksimum tanısal güven sağlamada faydalı olduğunu da dile getirmişlerdir (84).

Madsen KB ve arkadaşları yaptıkları çalışmada; spondiloartritli hastalarda sakroiliak eklemlerin inflamatuvar hastalık aktivitesinin derecelendirilmesinde STIR ve yağ baskılı kontrastlı T1A MRG'yi karşılaştırmışlar ve bu iki sekansın aktif kemik iliği anormalliklerini saptamada neredeyse eşit olduğunu tespit etmişlerdir (85).

Muche B. ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada STIR ile kontrastlı MRG sekanslarının sakroileitin varlığının değerlendirilmesinde hemen hemen eşdeğer olduklarını belirtmişlerdir (15). Sakroileitin değerlendirilmesinde MRG'de kontrast madde kullanımının alerjik reaksiyon riski, daha fazla zaman gereksinimi ve yüksek maliyet gibi dezavantajları vardır. Buna karşılık STIR sekansı hasta açısından daha güvenilir, düşük maliyetlidir ve zamandan tasarruf sağlar.

Bizim çalışmamızın amacı DAG'nin sakroileit tanısındaki sensitivite ve spesifitesini belirlemektir. Biz bu çalışmada literatürdeki çalışmaların ışığında aktif sakroileit tanısı için altın standart yöntem olan yağ baskılı T2A SE (T2AFatsat) sekansını kullandık. Aktif sakroileit tanısı yağ baskılı T2A SE (T2AFatsat) sekansında; sakroiliak eklemlerde subkondral ve periartiküler kemik iliği ödemi, eklem içi sinovit ve çevreleyen entezit veya kapsülit alanları gibi aktif inflamatuvar değişiklik bulgularının görüntülenmesiyle ve tanıyı destekleyen klinik-laboratuvar bulguları ile konmuştur.

DAG kalitatif ve kantitatif değerlendirmeye olanak sağlayan bir görüntüleme tekniğidir. Sakroiliak eklem patolojisi olan hastalarda en sık şikayet ağrıdır. Bu nedenle sakroiliak eklem görüntülenmesinde tetkik süresinin olabildiğince kısa tutulması gerekir. EPI sekansı ile elde edilen

DAG süresinin kısa olması, ADC değeri hesaplamasına olanak tanınması nedeniyle kemik iliği incelemelerinde tercih edilmektedir. Biz de, çekim süresinin oldukça kısa olması ve ADC değeri hesaplamasına imkan sunması nedeniyle çalışmamızda SSEPI sekansını kullandık.

DAG'de, görüntü pür difüzyon görüntüsü olmayıp "difüzyon ağırlıklı" görüntüdür, yani, sinyal oluşumu ağırlıklı olarak difüzyona bağlı olmasına rağmen görüntüde T1, T2 ve proton dansite etkisi de bulunmaktadır. T2 parlama etkisi (T2 shine through) T2 sinyalinin DAG'lerde parlak (hiperintens) olarak ortaya çıkmasıdır. Bu DAG için artefakt olarak kabul edilmekte ve tanısal kargaşaya neden olabilmektedir. T2 parlama etkisini azaltabilmenin en kolay yolu "b" değerinin 150 mm²/s'nin üzerinde seçilmesidir. Hatta bazı araştırmacılar "b" değerinin 500 mm²/s altında seçilmesinin hedeflenen difüzyon etkisi için düşük olacağını bildirmektedir (86). Çünkü "b" değeri 0 mm²/s'de görüntü T2 etkisi ile oluşmakta, "b" değeri arttıkça görüntünün difüzyon etkisi artmakta, T2 etkisi azalmaktadır. Biz de, çalışmamızda 0, 500 ve 1000 mm²/s olmak üzere üç farklı "b" değeri kullandık.

DAG yağ baskılı bir sekans olduğundan kemik iliğindeki yağ sinyali baskılanır ve sakral ve iliak kemiklerin interstisyel aralığındaki serbest su yok denecek kadar az olduğundan sakral ve iliak kemikler DAG ve ADC haritalarında hipointens olarak izlenir.

Çalışmamızda görsel değerlendirme ile hasta grubunda lezyonlar, DAG ve ADC haritalarında normal sakral ve iliak kemik iliğine göre hiperintens olarak görülmektedir.

Çalışmamızda rölatif ADC değerinin yapılan ROC eğrisi analizinde aktif sakroileiti normal sakroiliak eklemde ayırmada eğri altındaki alan 1, rölatif ADC cut-off değeri 0,224 bulduk. Bu cut-off değeri için sensitivite ve spesifite değerleri %100 olarak tespit ettik.

Aktif sakroileiti olan hastalarda ADC değerlerinin yüksek bulunmasının sebebi; etkilenmiş bölgelerde kemik iliği ödemeine bağlı olarak suyun hareketinde ve lokal difüzyonda artış meydana gelmesidir (11). Bu da ADC değerlerinde artış olarak karşımıza çıkar.

Hasta grubumuzun çok geniş olmamasını ve hasta grubunda etiyoolojiyi tespit etmemiş olmamızı çalışmamızın limitasyonları arasında sayabiliriz.

6. SONUÇ

Sonuç olarak, DAG, sakroileit tanısında konvansiyonel MRG sekansları ile benzer tanı etkinliğine sahip olan, kısa çekim süresi ve kontrast madde kullanımı gerektirmemesi nedeniyle avantaj sağlayan ve bu nedenlerle rutin uygulamada konvansiyonel MRG sekanslarına alternatif olarak kullanılacak bir görüntüleme yöntemidir. Ayrıca diğer çalışmalardan farklı olarak, çalışmamızda kullandığımız Rölatif ADC değerlerinin sakroileiti saptamada daha objektif sonuçlar vereceği kanaatindeyiz.

KAYNAKLAR

1. Oyar O, Gülsoy UK. Tıbbi görüntüleme fiziği. Isparta: SDÜ Tıp Fakültesi; 2003. 403-14 p.
2. Chien D, Kwong KK, Gress DR, Buonanno FS, Buxton RB, Rosen BR. MR diffusion imaging of cerebral infarction in humans. *AJNR Am J Neuroradiol.* 1992; 13(4):1097–102; discussion 1103–5.
3. Tsuruda JS, Chew WM, Moseley ME, Norman D. Diffusion-weighted MR imaging of the brain: value of differentiating between extraaxial cysts and epidermoid tumors. *AJNR Am J Neuroradiol.* 11(5):925–31; discussion 932–4.
4. Spuentrup E, Buecker A, Adam G, van Vaals JJ, Guenther RW. Diffusion-weighted MR imaging for differentiation of benign fracture edema and tumor infiltration of the vertebral body. *AJR Am J Roentgenol.* 2001 Feb;176(2):351–8.
5. Bammer R, Fazekas F, Augustin M, Simbrunner J, Strasser-Fuchs S, Seifert T, et al. Diffusion-weighted MR imaging of the spinal cord. *AJNR Am J Neuroradiol.* 2000 Mar;21(3):587–91.
6. Müller MF, Prasad P, Siewert B, Nissenbaum MA, Raptopoulos V, Edelman RR. Abdominal diffusion mapping with use of a whole-body echo-planar system. *Radiology.* 1994 Feb;190(2):475–8.
7. Kim T, Murakami T, Takahashi S, Hori M, Tsuda K, Nakamura H. Diffusion-weighted single-shot echoplanar MR imaging for liver disease. *AJR Am J Roentgenol.* 1999 Aug;173(2):393–8.
8. Namimoto T, Yamashita Y, Mitsuzaki K, Nakayama Y, Tang Y, Takahashi M. Measurement of the apparent diffusion coefficient in diffuse renal disease by diffusion-weighted echo-planar MR imaging. *J Magn Reson Imaging.* 1999 Jun;9(6):832–7.
9. Yamasaki F, Kurisu K, Satoh K, Arita K, Sugiyama K, Ohtaki M, et al. Apparent diffusion coefficient of human brain tumors at MR imaging. *Radiology.* 2005 Jun;235(3):985–91.
10. Naganawa S, Kawai H, Fukatsu H, Sakurai Y, Aoki I, Miura S, et al. Diffusion-weighted imaging of the liver: technical challenges and prospects for the future. *Magn Reson Med Sci.* 2005 Dec 31;4(4):175–86.
11. Bozgeyik Z, Ozgocmen S, Kocakoc E. Role of diffusion-weighted MRI in the detection of early active sacroiliitis. *AJR Am J Roentgenol.* 2008 Oct;191(4):980–6.
12. Le Blanche AF, Mabi C, Bigot JM, Rousseau J, Trèves R, Outrequin G, et al. The sacroiliac joint: anatomical study in the coronal plane and MR correlation. *Surg Radiol Anat.* 1996 Jan;18(3):215–20.
13. Mahato NK. Morphometric analysis and identification of characteristic features in sacra bearing accessory articulations with L5 vertebrae. *Spine J.* 2010 Jul;10(7):616–21.
14. Forst SL, Wheeler MT, Fortin JD, Vilensky JA. The sacroiliac joint: anatomy, physiology and

- clinical significance. *Pain Physician*. 2006 Jan;9(1):61–7.
15. Mucbe B, Bollow M, François RJ, Sieper J, Hamm B, Braun J. Anatomic structures involved in early- and late-stage sacroiliitis in spondylarthritis: A detailed analysis by contrast-enhanced magnetic resonance imaging. *Arthritis Rheum*. 2003;48:1374–84.
 16. Calvillo O, Skaribas I, Turnipseed J. Anatomy and pathophysiology of the sacroiliac joint. *Curr Rev Pain*. 2000;4:356–61.
 17. Öztürk L, Cireli E. *Fonksiyonel Anatomi Lokomotor system: Osteoloji ve Arthroloji*. İzmir: Ege Üniversitesi Basım evi 1996.
 18. Odar İV. *Anatomi*. Ankara: Sistem Ofset, 1986;108-109.
 19. Khan MA. Clinical features of ankylosing spondylitis. In: Hochberg M, et al., eds. *Rheumatology*. Section 9: Spondyloarthropathies. Spain: Elsevier; 2003; 1161-1181. In.
 20. Rémy M, Bouillet P, Bertin P, Leblanche AF, Bonnet C, Pascaud JL, et al. Evaluation of magnetic resonance imaging for the detection of sacroiliitis in patients with early seronegative spondylarthropathy. *Rev Rhum Engl Ed*. 1996 Oct;63(9):577–83.
 21. Braun J, Bollow M, Sieper J. Radiologic diagnosis and pathology of the spondyloarthropathies. *Rheum Dis Clin North Am*. 1998 Nov;24(4):697–735.
 22. Olivieri I, Barozzi L, Padula A, De Matteis M, Pavlica P. Clinical manifestations of seronegative spondylarthropathies. *Eur J Radiol*. 1998 May;27 Suppl 1:S3–6.
 23. Braun J, Sieper J. Ankylosing spondylitis. *Lancet*. 2007 Apr 21;369(9570):1379–90.
 24. Braun J, Sieper J, Bollow M. Imaging of sacroiliitis. *Clin Rheumatol* [Internet]. 2000 Jan [cited 2014 Dec 28];19(1):51–7.
 25. Barozzi L, Olivieri I, De Matteis M, Padula A, Pavlica P. Seronegative spondylarthropathies: imaging of spondylitis, enthesitis and dactylitis. *Eur J Radiol*. 1998 May;27 Suppl 1:S12–7.
 26. Leirisalo-Repo M, Skylv G, Kousa M. Follow-up study of Reiter's disease and reactive arthritis. Factors influencing the natural course and the prognosis. *Clin Rheumatol*. 1987 Sep;6 Suppl 2:73–82.
 27. Bollow M, Braun J, Biedermann T, Mutze S, Paris S, Schauer-Petrowskaja C, et al. Use of contrast-enhanced MR imaging to detect sacroiliitis in children. *Skeletal Radiol*. 1998 Nov;27(11):606–16.
 28. Bollow M, Biedermann T, Kannenberg J, Paris S, Schauer-Petrowski C, Minden K, et al. Use of dynamic magnetic resonance imaging to detect sacroiliitis in HLA-B27 positive and negative children with juvenile arthritides. *J Rheumatol*. 1998 Mar;25(3):556–64.
 29. Mester AR, Makó EK, Karlinger K, Györke T, Tarján Z, Márton E, et al. Enteropathic arthritis in the sacroiliac joint. Imaging and differential diagnosis. *Eur J Radiol*. 2000 Sep;35(3):199–208.
 30. McEniff N, Eustace S, McCarthy C, O'Malley M, O'Morain CA, Hamilton S. Asymptomatic

- sacroiliitis in inflammatory bowel disease. Assessment by computed tomography. *Clin Imaging*. 19(4):258–62.
31. Brewerton DA. Discovery: HLA and disease. *Curr Opin Rheumatol*. 2003 Jul;15(4):369–73.
 32. Schlosstein L, Terasaki PI, Bluestone R, Pearson CM. High association of an HL-A antigen, W27, with ankylosing spondylitis. *N Engl J Med*. 1973 Apr 5;288(14):704–6.
 33. Joos R, Veys EM, Mielants H, Vandewalle K, De Sutter P, Herman H, et al. Clinical manifestations in HLA-B27-positive patients. *Clin Exp Rheumatol*. 1987 Jan;5 Suppl 1:S41–7.
 34. Brancós MA, Peris P, Miró JM, Monegal A, Gatell JM, Mallolas J, et al. Septic arthritis in heroin addicts. *Semin Arthritis Rheum*. 1991 Oct;21(2):81–7.
 35. Forrester DM. Imaging of the sacroiliac joints. *Radiol Clin North Am*. 1990 Sep;28(5):1055–72.
 36. Hanly JG, Mitchell MJ, Barnes DC, MacMillan L. Early recognition of sacroiliitis by magnetic resonance imaging and single photon emission computed tomography. *J Rheumatol*. 1994 Nov;21(11):2088–95.
 37. Yu W, Feng F, Dion E, Yang H, Jiang M, Genant HK. Comparison of radiography, computed tomography and magnetic resonance imaging in the detection of sacroiliitis accompanying ankylosing spondylitis. *Skeletal Radiol*. 1998 Jun;27(6):311–20.
 38. Battafarano DF, West SG, Rak KM, Fortenbery EJ, Chantelois AE. Comparison of bone scan, computed tomography, and magnetic resonance imaging in the diagnosis of active sacroiliitis. *Semin Arthritis Rheum*. 1993 Dec;23(3):161–76.
 39. Wittram C, Whitehouse GH, Williams JW, Bucknall RC. A comparison of MR and CT in suspected sacroiliitis. *J Comput Assist Tomogr*. 20(1):68–72.
 40. Edelman R, Zlatkin MB, Hesselink JR. *Clinical magnetic resonance imaging*. Philadelphia, W.B. Saunders Company, 1996; 1-51.
 41. Ahlström H, Feltelius N, Nyman R, Hällgren R. Magnetic resonance imaging of sacroiliac joint inflammation. *Arthritis Rheum*. 1990 Dec;33(12):1763–9.
 42. Oostveen JC, van de Laar MA. Magnetic resonance imaging in rheumatic disorders of the spine and sacroiliac joints. *Semin Arthritis Rheum*. 2000 Aug;30(1):52–69.
 43. Murphey MD, Wetzel LH, Bramble JM, Levine E, Simpson KM, Lindsley HB. Sacroiliitis: MR imaging findings. *Radiology*. 1991;180:239–44.
 44. Dawson KL, Moore SG, Rowland JM. Age-related marrow changes in the pelvis: MR and anatomic findings. *Radiology*. 1992;183:47–51.
 45. Bollow M, Braun J, Hamm B, Eggens U, Schilling A, König H, et al. Early sacroiliitis in patients with spondyloarthritis: evaluation with dynamic gadolinium-enhanced MR imaging. *Radiology*. 1995;194:529–36.
 46. Recht MP, Resnick D. MR imaging of articular cartilage: current status and future directions.

- AJR Am J Roentgenol. 1994;163:283–90.
47. Bellussi A, Busi Rizzi E, Schininà V, De Santis A, Bibbolino C. STIR sequence in infectious sacroiliitis in three patients. *Clin Imaging*. 2002;26:212–5.
 48. Breton C, Frey I, Carette MF, Richaud J, Kujas A, Korzec J, et al. Infectious sacroiliitis: value of computed tomography (CT) and magnetic resonance imaging (MRI). *European Radiology*. 1992. p. 233–9.
 49. Docherty P, Mitchell MJ, MacMillan L, Mosher D, Barnes DC, Hanly JG. Magnetic resonance imaging in the detection of sacroiliitis. *J Rheumatol*. 1992;19:393–401.
 50. Broderick LS, Turner DA, Renfrew DL, Schnitzer TJ, Huff JP, Harris C. Severity of articular cartilage abnormality in patients with osteoarthritis: Evaluation with fast spin-echo MR vs arthroscopy. *Am J Roentgenol*. 1994;162:99–103.
 51. König H, Sauter R, Deimling M, Vogt M. Cartilage disorders: comparison of spin-echo, CHES, and FLASH sequence MR images. *Radiology*. 1987;164:753–8.
 52. Rudwaleit M, Jurik AG, Hermann K-GA, Landewé R, van der Heijde D, Baraliakos X, et al. Defining active sacroiliitis on magnetic resonance imaging (MRI) for classification of axial spondyloarthritis: a consensual approach by the ASAS/OMERACT MRI group. In: *Annals of the rheumatic diseases*. 2009. p. 1520–7.
 53. 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.
 54. Tuncel E. *Klinik Radyoloji* 2008;106-152. In.
 55. Gray L, MacFall J. Overview of diffusion imaging. *Magn Reson Imaging Clin N Am*. 1998;6:125–38.
 56. Moseley ME, Cohen Y, Kucharczyk J, Mintorovitch J, Asgari HS, Wendland MF, et al. Diffusion-weighted MR imaging of anisotropic water diffusion in cat central nervous system. *Radiology*. 1990;176:439–45.
 57. Sevick RJ, Kanda F, Mintorovitch J, Arieff AI, Kucharczyk J, Tsuruda JS, et al. Cytotoxic brain edema: assessment with diffusion-weighted MR imaging. *Radiology*. 1992;185:687–90.
 58. Warach S, Gaa J, Siewert B, Wielopolski P, Edelman RR. Acute human stroke studied by whole brain echo planar diffusion-weighted magnetic resonance imaging. *Ann Neurol*. 1995;37:231–41.
 59. González RG, Schaefer PW, Buonanno FS, Schwamm LH, Budzik RF, Rordorf G, et al. Diffusion-weighted MR imaging: diagnostic accuracy in patients imaged within 6 hours of stroke symptom onset. *Radiology*. 1999;210:155–62.
 60. Gelal FM, Grant PE, Fischbein NJ, Henry RG, Vigneron DB, Barkovich AJ. The role of isotropic diffusion MRI in children under 2 years of age. *Eur Radiol*. 2001;11:1006–14.
 61. Fitzek C, Tintera J, Müller-Forell W, Urban P, Thömke F, Fitzek S, et al. Differentiation of

- recent and old cerebral infarcts by diffusion-weighted MRI. *Neuroradiology*. 1998;40:778–82.
62. Sorensen AG, Buonanno FS, Gonzalez RG, Schwamm LH, Lev MH, Huang-Hellinger FR, et al. Hyperacute stroke: evaluation with combined multisection diffusion-weighted and hemodynamically weighted echo-planar MR imaging. *Radiology*. 1996;199:391–401.
 63. Pierpaoli C, Jezzard P, Basser PJ, Barnett A, Di Chiro G. Diffusion tensor MR imaging of the human brain. *Radiology*. 1996;201:637–48.
 64. Park SH, Chang KH, Song IC, Kim YJ, Kim SH, Han MH. Diffusion-weighted MRI in cystic or necrotic intracranial lesions. *Neuroradiology*. 2000;42:716–21.
 65. Hartmann M, Jansen O, Heiland S, Sommer C, Münkkel K, Sartor K. Restricted diffusion within ring enhancement is not pathognomonic for brain abscess. *Am J Neuroradiol*. 2001;22:1738–42.
 66. Ebisu T, Tanaka C, Umeda M, Kitamura M, Naruse S, Higuchi T, et al. Discrimination of brain abscess from necrotic or cystic tumors by diffusion-weighted echo planar imaging. *Magn Reson Imaging*. 1996;14:1113–6.
 67. Horsfield MA, Larsson HB, Jones DK, Gass A. Diffusion magnetic resonance imaging in multiple sclerosis. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 1998;64 Suppl 1:S80–4.
 68. Tsuchiya K, Yoshino A, Katase S HJ. Evaluation of multiple sclerosis disease activity by diffusion-weighted MR imaging: preliminary results of comparison with contrast-enhanced MR imaging. American Society of Neuroradiology 36th Annual Meeting, May 17-21, 1998, Philadelphia, USA.
 69. Teksam M, Casey S, Michel E TC. İskemik Olmayan Lezyonlarda Difüzyon Ağırlıklı MR Görüntüleme. Department of Radiology, University of Minnesota Medical School, Minneapolis, MN USA. *Mart 2002, Cilt 8, Sayı 1, Sayfa (lar) 31- 37.*
 70. Wimberger DM, Roberts TP, Barkovich AJ, Prayer LM, Moseley ME, Kucharczyk J. Identification of “premyelination” by diffusion-weighted MRI. *J Comput Assist Tomogr*. 19:28–33.
 71. Colagrande S, Carbone SF, Carusi LM, Cova M, Villari N. Magnetic resonance diffusion-weighted imaging: extraneurological applications. *Radiol Med*. 2006;111:392–419.
 72. Chow LC, Bammer R, Moseley ME, Sommer FG. Single breath-hold diffusion-weighted imaging of the abdomen. *J Magn Reson Imaging*. 2003;18:377–82.
 73. Müller MF, Prasad P V, Bimmler D, Kaiser A, Edelman RR. Functional imaging of the kidney by means of measurement of the apparent diffusion coefficient. *Radiology*. 1994;193:711–5.
 74. Baur A, Reiser MF. Diffusion-weighted imaging of the musculoskeletal system in humans. *Skeletal Radiology*. 2000. p. 555–62.
 75. Eustace S, DiMasi M, Adams J, Ward R, Caruthers S, McAlindon T. In vitro and in vivo spin echo diffusion imaging characteristics of synovial fluid: Potential non-invasive differentiation of inflammatory and degenerative arthritis. *Skeletal Radiol*. 2000;29:320–3.

76. Baur A, Stabler A, Bruning R, Bartl R, Krodel A, Reiser M, et al. Diffusion-weighted MR imaging of bone marrow: differentiation of benign versus pathologic compression fractures. *Radiology*. 1998;207:349–56.
77. Abanoz R, Hakyemez B, Parlak M. Diffusion-weighted imaging of acute vertebral compression: Differential diagnosis of benign versus malignant pathologic fractures. *Tani Girisim Radyol*. 2003;9:176–83.
78. Ward R, Caruthers S, Yablon C, Blake M, DiMasi M, Eustace S. Analysis of diffusion changes in posttraumatic bone marrow using navigator-corrected diffusion gradients. *Am J Roentgenol*. 2000;174:731–4.
79. Akdeniz H. Aktif Sakroiliit Tanısında Difüzyon Ağırlıklı Manyetik Rezonans Görüntülemenin Etkinliğinin araştırılması. Tez. Yüzüncü Yıl Üniversitesi Tıp Fakültesi, Van, 2011.
80. Braun J, Bollow M, Eggens U, König H, Distler A, Sieper J. Use of dynamic magnetic resonance imaging with fast imaging in the detection of early and advanced sacroiliitis in spondylarthropathy patients. *Arthritis Rheum*. 1994;37:1039–45.
81. Carrera GF, Foley WD, Kozin F, Ryan L, Lawson TL. CT of sacroiliitis. *Am J Roentgenol*. 1981;136:41–6.
82. Blum U, Buitrago-Tellez C, Mundinger A, Krause T, Laubenberger J, Vaith P, et al. Magnetic resonance imaging (MRI) for detection of active sacroiliitis--a prospective study comparing conventional radiography, scintigraphy, and contrast enhanced MRI. *J Rheumatol*. 1996;23:2107–15.
83. Wittram C, Whitehouse GH, Bucknall RC. Fat suppressed contrast enhanced MR imaging in the assessment of sacroiliitis. *Clinical radiology*. 1996.
84. Althoff CE, Feist E, Burova E, Eshed I, Bollow M, Hamm B, et al. Magnetic resonance imaging of active sacroiliitis: Do we really need gadolinium? *Eur J Radiol*. 2009;71:232–6.
85. Madsen KB, Egund N, Jurik AG. Grading of inflammatory disease activity in the sacroiliac joints with magnetic resonance imaging: Comparison between short-tau inversion recovery and gadolinium contrast-enhanced sequences. *J Rheumatol*. 2010;37:393–400.
86. Maeda M, Sakuma H, Maier SE, Takeda K. Quantitative Assessment of Diffusion Abnormalities in Benign and Malignant Vertebral Compression Fractures by Line Scan Diffusion-Weighted Imaging. *Am J Roentgenol*. 2003;181:1203–9.