

T. C.

İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ



**DİSTAL EKSTREMİTELERDE TRAVMATİK KEMİK İLİĞİ ÖDEMİNİN
DUAL ENERJİ BT İLE KALİTATİF VE KANTİTATİF
DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Dr. AHMET TURAN KAYA

RADYOLOJİ ANABİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI

Doç. Dr. ZEYNEP ÖZDEMİR

MALATYA-2018

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	iv
ÖZET.....	v
SİMGE VE KISALTMALAR	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	vii
TABLO VE GRAFİK DİZİNİ	viii
1 GİRİŞ VE AMAÇ	10
2 GENEL BİLGİLER.....	11
2.1 KEMİK ANATOMİ VE HİSTOLOJİSİ.....	11
2.2 KEMİK DOKUSUNUN EMBRİYOLOJİSİ.....	13
2.2.1 KEMİK OLUŞMA ŞEKİLLERİ.....	14
2.3 NORMAL KEMİK İLİĞİ ANATOMİ VE FONKSİYONU	15
Kırmızı Kemik İliği:.....	15
Sarı Kemik İliği:.....	15
2.3.1 KEMİK İLİĞİ DÖNÜŞÜMÜ	16
2.3.2 KEMİK İLİĞİ GERİ DÖNÜŞÜMÜ	17
2.4 KEMİK İLĞİNİN RADYOLOJİK OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ	17
2.4.1 Manyetik Rezonans Görüntüleme.....	18
2.4.2 Dual Enerji Bilgisayarlı Tomografi (DEBT)	21
2.5 KEMİK İLİĞİ ÖDEMİ VE AYIRICI TANISI	27
2.5.1 MEKANİK KEMİK İLİĞİ ÖDEMİ	28
3 GEREÇ VE YÖNTEM	29
3.1 DEBT Çekim Protokolü.....	29
3.2 MRG Çekim Protokolü.....	30
3.3 Materyal-metod:.....	31
3.3.1 Kalitatif (subjektif) değerlendirme.....	32
3.3.2 Kantitatif (objektif) değerlendirme	33
3.4 İstatiksel Analiz	35

4	BULGULAR	35
5	TARTIŞMA	41
6	SONUÇ	44
7	KAYNAKLAR.....	45



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince, eğitimime yaptıkları büyük katkılarından, esirgemedikleri ilgi ve desteklerinden dolayı başta Anabilim Dalı Başkanım Prof. Dr. Ramazan Kutlu olmak üzere Radyoloji ABD Öğretim üyeleri Sayın Prof. Dr. Kaya Saraç, Prof. Dr. Ahmet Sığırcı, Doç. Dr. Ayşegül Sağır Kahraman, Doç. Dr. Leyla Karaca, Yrd. Doç. Dr. İsmail Okan Yıldırım, Yrd. Doç. Dr. Mehmet Fatih Erbay, Yrd. Doç. Dr. Hüseyin Yetiş ve Ortopedi ABD öğretim üyesi Yrd. Doç. Dr. Mustafa Karakaplan ile Acil Tıp ABD Doç. Dr. Şükrü Gürbüz'e ; tezimin hazırlanmasında bana yol gösteren, bilgi ve becerilerinden yararlanmamı sağlayan tez danışmanım Doç. Dr. Zeynep Özdemir'e,

Aynı çalışma ortamını paylaştığım ve kendileriyle çalışmaktan büyük mutluluk duyduğum değerli asistan arkadaşlarıma,

Uzmanlık eğitimim süresince birlikte dostça ve uyum içinde çalıştığım teknisyen, sekreter ve hemşire arkadaşlarıma,

Eğitim hayatım boyunca hiçbir fedakârlıktan kaçınmayarak bana her konuda destek olan, kendilerinden sonsuz güç ve sevgi aldığım, her zaman yanımda olan annem Gülüzar Kaya ile babam Metin Kaya, kardeşlerim ve yeğenlerime,

Her zaman yanımda olan ve desteklerini hiç esirgemeyen, sevgili eşim Handan Aydın Kaya'ya en içten saygı ve sevgilerimi sunar, teşekkür ederim.

ÖZET

Amaç: Distal ekstremitelerde kemiklerinde travmatik kemik iliği ödeminin saptanmasında dual enerji bilgisayarlı tomografinin (DEBT) tanısallık başarılarını değerlendirmek.

Gereç ve Yöntem: Bu prospektif çalışma Malatya İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Kurulu'nun 2017/74 karar no'lu izni ile gerçekleştirilmiştir. 2017 Mayıs-2018 Mart ayları arasında el ve ayak bileği travması nedeni ile başvuran 42 (20 el bileği, 22 ayak bileği) hasta çalışmaya dahil edildi. Tüm hastalara tıbbi endikasyon dahilinde DEBT ve manyetik rezonans görüntüleme (MRG) yapıldı. DEBT görüntüleri MRG bulgularından habersiz ve birbirinden bağımsız iki radyolog tarafından anormal kemik dansitesi (kemik iliği ödemi) açısından kalitatif olarak renkli olarak kodlanmış kemik iliği haritasında değerlendirildi. MRG altın standart olarak kabul edildi. Son olarak birinci radyolog tarafından BT numaralarının belirlenmesi ile kantitatif değerlendirme yapıldı. Bu değerlerin kullanılması ile eşik (cut-off) değeri hesaplandı.

Bulgular: Kalitatif değerlendirmede duyarlılık % 36,90, özgüllük % 55, pozitif kestirim değeri % 77,5, negatif kestirim değeri % 17,18, doğruluk oranı % 40,38, yanlış pozitiflik oranı %22,5, yanlış negatif oranı % 82,81 olarak hesaplandı. Gözlemciler arası uyum $k= 0,44$ ile $k= 0,74$ arasında değişmekte idi. Kantitatif değerlendirmede distal ekstremitelerdeki küçük kemiklerde ödemi ayırt edebilmek için % 94, özgüllük: % 92 olmasını sağlayan cut-off değeri -61,4 HU olarak hesaplandı.

Sonuç: Distal ekstremitelerde yerleşimli küçük kemiklerde travma sonrası kemik iliği ödeminin gösterilmesinde kalitatif analizde DEBT'nin duyarlılık ve özgüllük oranları düşüktür. Ancak kantitatif değerlendirmede yapılan ROI ölçümlerinden elde edilen eşik değeri anlamlı tanısallık ilişkileri içinde olup kemik iliği ödeminin tespitinde kullanılabilir.

Anahtar kelimeler: Dual Enerji Bilgisayarlı Tomografi, Kemik İliği Ödemi, Travma

SİMGE VE KISALTMALAR

KİÖ	: Kemik İliği Ödemi
BTA	: Bilgisayarlı Tomografi Anjio
ÇDBT	: Çok Dedektörlü Bilgisayarlı Tomografi
DEBT	: Dual Enerji Bilgisayarlı Tomografi
MRG	: Manyetik rezonans görüntüleme
BT	: Bilgisayarlı tomografi
ROI	: Region of interest
VNca	: Virtual Non-Calcium
ROC	: Receiver Operating Characteristic Curve
MPR	: Multiplanar Reconstruction
VRT	: Volume Rendering Technique
PET	: Pozitron emisyon tomografisi

ŞEKİLLER DİZİNİ

1. Şekil 1: Uzun bir kemiğin kesitsel ve histolojik anatomisi (URBAN, 2011, s. 15) 13
2. Şekil 2: Somitlerin sklerotomlara , myotomlara ve dermatomlara farklılaşması .(Larry R. Cochard, 2012, s. 186)..... 14
3. Şekil 3: Yaşa göre kırmızı ve sarı kemik ilğindeki fonksiyonel dağılım ve değişim. Sol baştan birinci dönem infant dönemi, ikinci dönem çocukluk dönemi, üçüncü adölesan, dördüncü dönem erişkin dönemini göstermektedir. (Stoller & Wilki, 2007) 16
4. Şekil 4: MRG aygıtının bileşenleri. 18
5. Şekil 5: Normalda protonlar eksternal bir manyetik alan olmadan dağınık bir şekilde bulunurlar. Protonlar, dünyanın manyetik alanının etkisinde (eksternal manyetik alan) paralel ve antiparalel olarak iki şekilde sıralanabilirler. (Fallis, 2013, s. 7)..... 19
6. Şekil 6: Kuvvetli bir manyetik alan içerisinde bulunan hasta, bu alana paralel bir manyetik vektör oluşturur; hasta artık bir mıknatıs haline gelmiştir. (Fallis, 2013, s. 14)..... 20
7. Şekil 7: a) RF puls uygulanmadan önceki durum, b) hemen sonrası, c-e) RF puls kesildikten sonra longitudinal manyetizasyon artıp eski haline dönerken, transvers manyetizasyon azalır kaybolacak. (Fallis, 2013, s. 40,41) 20
8. Şekil 8: A) Koronal T1A görüntüde, her iki femur başında normal sarı kemik iliği (siyah oklar) ve femur boyun, proksimal metafizde ara sinyal intensitesine sahip rezidü kırmızı kemik iliği (beyaz oklar) görülmektedir. B) Koronal STIR görüntüde ise, sarı kemik iliği alanları baskılanmış (beyaz oklar) ve yüksek sinyal intensitesine sahip kırmızı kemik iliği alanları (ok başları) görülmektedir. (Stoller & Wilki, 2007, s. 1980)..... 21
9. Şekil 9: Konvansiyonel bir BT'nin iç yapısı. R: rotasyon yönü, T: X ışını tüpü, X: X ışını, D: Dedektör 22
10. Şekil 10: Aralarında 90 ° olan İki tüp ve karşı taraflarında dedektörleri bulunan Dual Enerji BT (DEBT) sisteminin şematik gösterimi. Her iki tüp, dual enerji oluşturabilmek için farklı kilovoltajlarda çalışabilir. (Hofmann, 2008) 23
11. Şekil 11: İyotun K kenarı (33,2 kEv) 80 kVp'e (soldaki resim) 140 kVp'e (sağdaki resim) olduğundan daha yakın olduğu için iyot içeren maddelerin

80kVp'deki atenüasyonları belirgin biçimde daha fazladır. Böylece düşük kVp de iyotlu kontrast madde daha parlak görülür. (Öncel, Ad, & Ad, 2014)	26
12. Şekil 12: Yeşille kodlanmış gut tofusleri. a) aksiyel görüntü, b) üç boyutlu görüntü	27
13. Şekil 13: DEBT protokol parametreleri	30
14. Şekil 15: Solda Grup 5 ile yapılan ROC analiz eğrisi, sağda grup 7 ile yapılan ROC analiz eğrisi gösterilmekte	38
15. Şekil 16: DEBT'de kırık ve eşlik eden KIÖ. Ayak bileğinde burkulma nedeni ile başvuran 19 yaşında kadın hastanın direkt grafi (A), DEBT renkli kemik iliği haritası (B), T1A (C) ve yağ baskılı T2A(D), gri skala BT'nin MPR görüntüleri (E,F,G) ile MIP görüntüsü (H), 3D VRT ile renkli kemik iliği 3D VRT görüntüleri izlenmektedir. Gri skala BT'de kuboidde oblik kırık (sarı oklar) renkli kemik iliği haritasında ise yeşille kodlanmış eşlik eden yaygın kemik iliği ödemi izlenmektedir.	40

TABLO VE GRAFİK DİZİNİ

1. Tablo 1: Kırmızı ve sarı kemik ilğinin karşılaştırması. (Clyde A. Helms, 2009)	15
2. Tablo 2: Fotonların madde ile etkileşimi.	24
3. Tablo 3: Bazı elementlerin K kenar enerji seviyeleri ve atom numaraları	25
4. Tablo 4: DEBT uygulamaları	26
5. Tablo 5: Kemik iliği ödemi (KIÖ) yapan hastalıkların gruplandırılması. (Yalçın, 2008)	27
6. Tablo 6: El bileği MRG protokolü	31
7. Tablo 7: Ayak bileği MRG protokolü	31
8. Tablo 8: Çalışmaya katılan hastaların cinsiyet sayısı ve oranları	36
9. Tablo 9: KIÖ varlığının 1. (Grup 1) ve 2. (Grup 3) radyolog arasındaki uyum analizi	36
10. Tablo 10: 1. (Grup 2) ve 2. (Grup 4) radyoloğun kemik kırığı sayıları arasında yapılan uyum analizi	37

11. Tablo 11: : DEBT'de ve MRG'de KIÖ varlığının değerlendirilmesi	37
12. Tablo 12: Durum değişkeni olarak DEBT ve MRG' nin alındığı ROC analiz verileri.	38
13. Tablo 13: DEBT'de yapılan ödem ve kırık değerlendirmelerinin MRG ile karşılaştırılması	39



1 GİRİŞ VE AMAÇ

DEBT, iki foton spektrumu kullanan BT anlamına gelmektedir. Bu nedenle zaman zaman, spektral BT olarak da tanımlanır. DEBT'nin temel prensibi aynı anatomik bölgenin iki ayrı enerji düzeyinde görüntülemesini yapmak ve dokuların farklı enerji seviyelerindeki (genellikle 80 kVp ve 140kVp) farklı davranışlarını ortaya koyarak birbirinden ayırt etmektir. DEBT ile farklı enerji seviyeleri kullanılarak moleküler yapıdaki maddeler attenüasyon farklılıkları temel olarak ayırt edilebilir, bu moleküller (ürik asit, iyot, kalsiyum gibi) tanımlanabilir ve bu moleküllerin miktarı ölçülebilmektedir.

DEBT, abdomen, akciğer, kardiyak ve santral sinir sistemi gibi çeşitli sistemlerde kitle karakterizasyonu, taş karakterizasyonu, akciğer, miyokard ve beyin perfüzyonunun değerlendirilmesinde kullanılabilir. Kas-iskelet sisteminde ise gut artritinin tanı ve takibinin yanısıra travmatik kemik iliği ödeminin gösterilmesi, metal protezlerinin neden olduğu yoğun artefaktların azaltılması ve tendon patolojilerinin gösterilmesinde kullanılabilir.

Travma ile gelen hastalara yönelik rutinde, kemik kırığı ve yumuşak doku yaralanmasını göstermek için sırasıyla direkt grafi, bilgisayarlı tomografi (BT) ve gereklilik halinde MRG yapılmaktadır. Travma sonrası görüntülemelerde, kırık için BT üstünken yumuşak doku yaralanması, kemik iliği ödemi (KİÖ) ve gizli kemik kırıklarında MRG üstünlüğü söz konusudur. Fakat travma sonrası hasta mobilizasyonu ve zamanın çok önemli olması MR görüntülemenin en önemli dezavantajını oluşturmaktadır.

Normal şartlar altında rutin MRG sekanslarıyla alınan hasta çekimi BT'ye göre oldukça uzun sürmektedir. Konvansiyonel tek kaynak BT, KİÖ'ni üst üste binen trabeküler yapının dansitesi nedeniyle tespit edemez. Fakat dual enerji BT (DEBT) ile VNCA (virtual non-calcium), yani sanal kalsiyumsuz görüntülerinin oluşturulması neticesinde ödemli kemik iliği ve normal yağlı kemik iliği birbirinden ayırtedilebilir.

Literatürde yapılan çalışmalar, travma sonrası kemik iliği ödeminin gösterilmesinde DEBT'nin kullanılabileceğini ve bu tekniğin MR görüntülerle karşılaştırıldığında yüksek duyarlılık ve negatif kestirim değerler verdiğini göstermiştir.

Mevcut literatürler konvansiyonel BT ile DEBT arasında, radyasyon maruziyetinde bir artış olmadığını göstermektedir. Ancak DEBT verilerinin daha fazla bilgi içeriği, çekim sonrası görüntüleme işlemedeki esnekliği ve konvansiyonel bazı rutin görüntüleme protokollerinin alınmaması, hastanın radyasyon dozundan korunmasında önemli avantajlarıdır.

Literatür bilgilerinin ışığında bu çalışmada, travma sonrası akut veya subakut dönemde başvuran hastalarda DEBT'yi MRG ile karşılaştırarak, distal ekstremitelerde kemik iliği ödeminin saptanmasında, DEBT'nin tanısız başarısını belirlemeyi amaçlıyoruz.

2 GENEL BİLGİLER

2.1 KEMİK ANATOMİ VE HİSTOLOJİSİ

Kemik , ekstraselüler matriksin mineralleşme denilen bir işlemle kalsiyum ve fosfat tuzlarıyla doygunlaştırılmış olduğu sert , bükülmez bir bağ dokusudur. Kemik dokusunda bulunan iki tür temel hücre vardır. Osteoblastlar ve osteoklastlar kemik matriks döngüsünün temel hücre aktörleridir. Bu hücreler kemikteki yapım ve yıkım döngüsü yani remodelasyondan sorumludur. Ayrıca bu hücrelerin beraber çalışmasıyla mikrokırık gibi defektler tamir olur.

Osteoblastlar , mineralize olacak matriksi (osteoid) üretir ve osteoid içerisinde yerleşmiş olanlarına osteosit adı verilir. Matriksin kanalcıkları arasındaki boşluklara laküna adı verilir ve her bir lakünada bir osteosit bulunur.

Osteoklastlar ise mineralize olmuş olan yaşlanmış matriksin programlı olarak yıkılmasında görev yapar . Hematopoetik hücrelerin mononükleer serisinden köken

alırlar. Yıkılan kemiklerin yerinde oluşan boşuklara Howship lakünası adı verilir ve buralarda osteoklastlar bulunur.

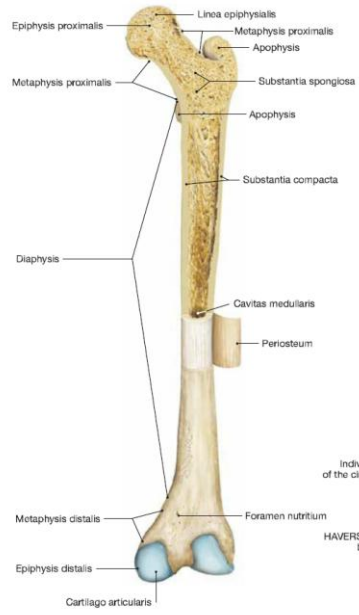
Kemik dokusu ekleme katılan kısımları hariç periosteum denen zarla örtülüdür. Kemiğin beslenmesini , gereğinde tamirini sağlar. Ayrıca diğer bir görevi , kemiğin enine büyümesini sağlamaktır. Kemiğin iç kısmının yüzeyini ise endosteum denen zar kaplamıştır.

Kemik makroskopik olarak 2 yapıdan oluşur ;

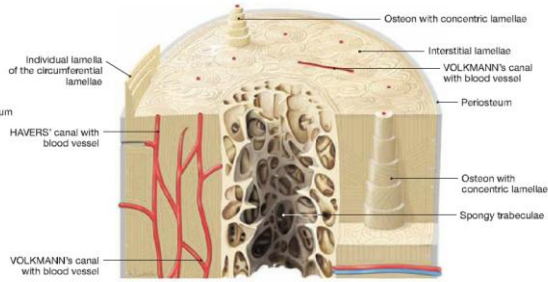
1) Substantia kompakta (kompakt veya kortikal Kemik) : Sert kemik olarak da bilinir . Sert olmalarına rağmen kıkırdak dokusundan farkları damar içermeleridir. İskelet sisteminin dış kısmında bulunur. Kemik iskelet kitlesinin %80'ini oluşturur . Volkman ve Havers kanalları adı verilen , içerilerinde kemik dokusunun damarları bulunan yapılar kompakt kemiktedir. Longitudinal seyirli Havers kanallarını, enine ve oblik seyirli Volkman kanalları birbirine bağlarlar.

2) Substantia spongiosa (süngerimsi veya trabeküler kemik) : Uzun kemiklerin iç kısımlarındaki bu yapı kemik iliğini içerdiği için medulla osseum rubra adını alır . Yaş ilerledikçe buradaki yağlı doku artışı nedeniyle medulla osseum flava adını alır . Sternum, ilyak kemik ve vertebralarda gibi bazı kemiklerde ise ileri yaşa rağmen bu dönüşüm gerçekleşmez. Kemik iskelet kitlesinin %20'sini oluşturur. Vertebra korpusları, pelvis ve diğer büyük düz kemiklerin iç kısmında yerleşerek iskelet sistemindeki kemik yüzeyin %80'ini oluşturur.

Uzun kemiklerin alt ve üst uçlarına epifiz, orta kısımlarına diyafiz ve bu iki kısım arasında kalan bölgeye metafiz denir. Epifiz diski kemiğin boyuna büyümesinden sorumludur.



Kan damarları , sinir ve gevşek bağ doku Havers kanalı içerisinde bulunur ve bu kanalın etrafında tabakalı olarak lameller tarzda saran kemik dokusu bulunur. Bu komplekse Havers sistemi ya da osteon denir.



Şekil 1: Uzun bir kemiğin kesitsel ve histolojik anatomisi (URBAN, 2011, s. 15)

2.2 KEMİK DOKUSUNUN EMBRİYOLOJİSİ

İskelet sistemi , mezoderm hücreleri ile nöral krista hücrelerinden gelişir. Embriyolojik dönemin 2. haftasında gelişen bilaminer germ diskinde epiblast ve hipoblast olmak üzere 2 tabaka hücre grubu vardır. Epiblast tabakası amniyon ektodermi , embriyonik ektoderm ve primitif çizgiye farklılaşır. Bu yapılardan notokord ve nöral tüp gelişirken , notokordun her iki yanındaki paraksiyal mezodermden ilerleyen dönemlerde somitler gelişir. Her somitte 2 parça bulunur ;

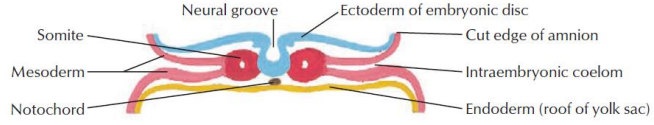
a) Sklerotom : Ventromedialde bulunan bu hücre gruplarından omurlar ve kaburgalar gelişir.

b) Dermomyotom : Dermotom kesiminden derinin dermis tabakası , myotom kesiminden ise kas hücre öncülerini oluşturan myoblastlar gelişir.

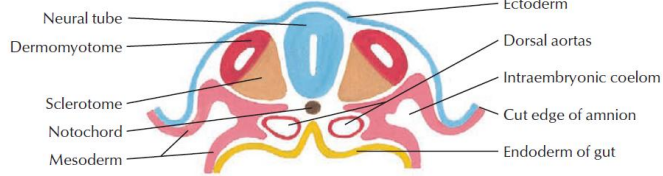
Differentiation of somites into myotomes, sclerotomes, and dermatomes

Cross section of human embryos

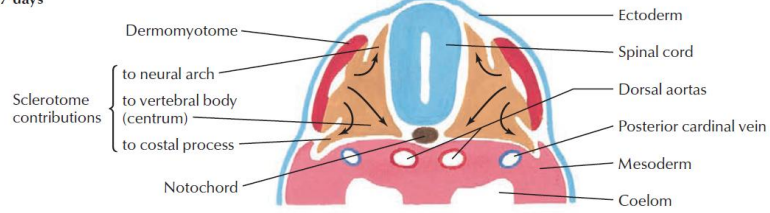
A. At 19 days



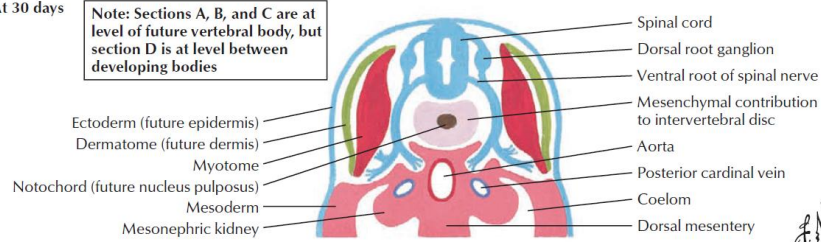
B. At 22 days



C. At 27 days



D. At 30 days



Şekil 2: Somitlerin sklerotomlara , myotomlara ve dermatomlara farklılaşması .(Larry R. Cochard, 2012, s. 186)

2.2.1 KEMİK OLUŞMA ŞEKİLLERİ

Kemikler ilk önce yoğunlaşmış mezenkim hücreleri olarak görülürler. Daha sonra iki şekilde kemik şekillenir.

İntramembranöz kemikleşme : Membranöz bir kılıf içerisindeki mezenkimal hücrelerin yoğunlaşip osteoblastlara farklılaşması sonucu matriks sentezi başlar. Sentezlenen matrikse kalsiyum fosfat çökmesi sonucu kemikleşme başlar. Bu olaylar membran içerisinde geliştiği için bu adı almıştır. Çoğu yassı kemik bu yolla oluşur.

Enkondral kemikleşme : İskelet kıkırdak taslaklarının yerlerini kemiğe bırakmasıyla oluşur. Kısa ve uzun kemikler bu yöntem ile oluşurlar. Öncelikle hiyalin kıkırdak uzun bir kemiğin modelini oluşturur. Daha sonra kondrositler çoğalır ve hipertrofiye olurlar. Model merkezinde primer kemikleşme merkezini oluştururlar.

Çeşitli büyüme faktörleriyle damarlanma başlar. Matriks kalsifiye olmaya ve hipertrofik kondrositler ölmeye başlar. Daha sonraları epifizde benzer işlemler gerçekleşerek sekonder kemikleşme merkezi oluşur. Epifiz ve diyafizdeki merkezlerdeki kan damarları birbirleriyle birleşirler. Böylece eklem yüzeyleri dışında kalan alanlarda epifiz kıkırdağının yerini kemik doku alır.

2.3 NORMAL KEMİK İLİĞİ ANATOMİ VE FONKSİYONU

Medulla ossea olarak bilinen yapı trabeküler (spongioz veya süngerimsi) kemiğin içerisinde bulunur. Yaşam boyu kan hücrelerini üretildiği yerdir. Normal kemik iliği üç bölüm içerir. Bunlar trabeküler kemik, kırmızı kemik iliği, sarı kemik iliği. Trabeküler kemik, kırmızı ve sarı kemik iliği hücrelerine destek görevi görür ve yaşla beraber trabekül sayısı azalır. (Clyde A. Helms, 2009)

Kırmızı Kemik İliği: Eritrositler , lenfositler ve trombositler burada üretilmekte olup miyeloid dokudan zengindir. Kırmızı ilik başlıca yassı kemiklerde (göğüs kemiği, kafatası, kaburgalar, omurgalar ve kürek kemikleri gibi) ve uzun kemiklerden olan femur ve humerusun proksimal ucundaki süngerimsi kısımda bulunur.

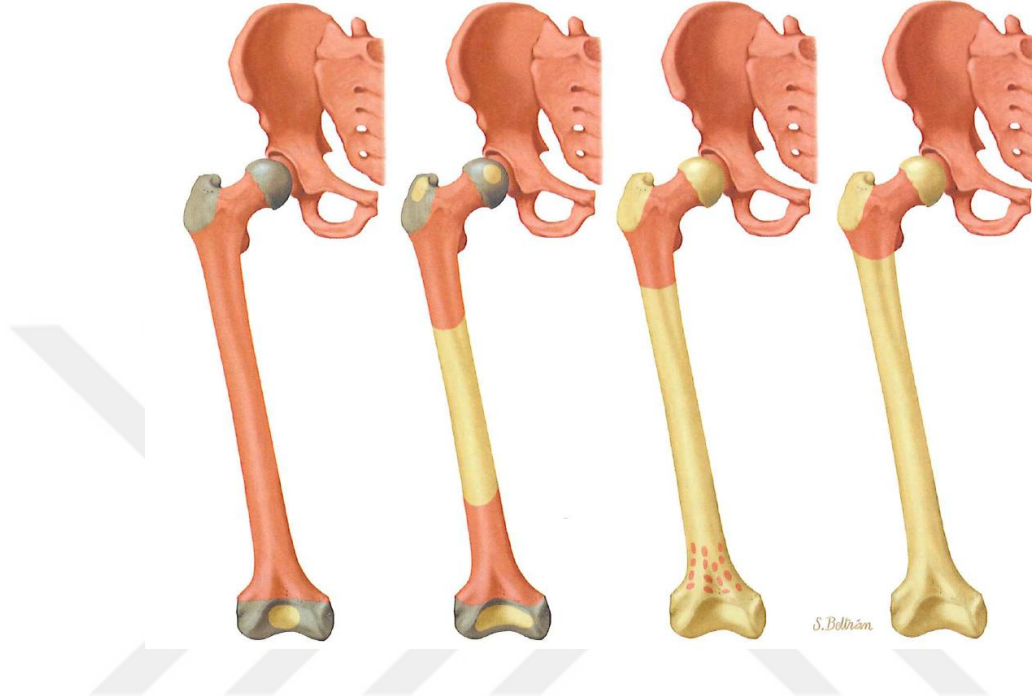
Sarı Kemik İliği: İçerisinde çok fazla yağ hücresi olduğundan sarı renklidir.Sarı kemik iliği kan hücreleri yapımı açısından aktif değildir. Sarı kemik iliğinde yağ hücrelerinin amacının, kırmızı kemik iliği hücreleri için yüzey ya da beslenme desteği sağladığı düşünülmektedir.(Clyde A. Helms, 2009) Yaşlanmayla beraber gerçekleşen osteoporoz ile trabeküler kemik azalır ve oluşan boşlukları yağ hücreleri doldurur.

Tablo 1: Kırmızı ve sarı kemik iliğinin karşılaştırması. (Clyde A. Helms, 2009)

Kırmızı Kemik İliği	Sarı Kemik İliği
Vasküler yapılardan zengin	Vasküler yapılardan fakir
Retikülinden zengin stroma	Retikülinden fakir stroma
Az oranda yağ hücresi bulunur	Az oranda kırmızı kemik iliği bulunur
Hematopoez ihtiyacı artarsa artar (rekonversiyon)	Yaşla oranı artar

2.3.1 KEMİK İLİĞİ DÖNÜŞÜMÜ

Kırmızı ve sarı kemik iliğinin miktarı ve dağılımı yaş ilerledikçe değişir. Kırmızı ila sarı kemik iliğine normal dönüşüm, düzenli bir şekilde gerçekleşir ve ortalama 20'li yaşlarında tamamlanır.



Şekil 3: Yaşa göre kırmızı ve sarı kemik iliğindeki fonksiyonel dağılım ve değişim. Sol baştan birinci dönem infant dönemi, ikinci dönem çocukluk dönemi, üçüncü adölesan, dördüncü dönem erişkin dönemini göstermektedir. (Stoller & Wilki, 2007)

Doğumda neredeyse tüm ilik kırmızı kemik iliğinden oluşmaktadır. Sonraki 20 yıl boyunca, sarı kemik iliği artıp normal seviyesine ulaşır. Kırmızı kemik iliğinden sarı kemik iliğine dönüşüm öncelikle vücudun distal ekstremite kemiklerinde (ayaklar ve eller) meydana gelir, sonra proksimal kemiklere (humerus ve femur) ilerler. Bu süreçte vücutta bilateral olarak simetrik ilerler.

Uzun bir kemikte, iliğin dönüşümü şu sırayla gerçekleşir; öncelikle epifiz ve apofizler sonra diyafiz daha sonra distal metafiz ve en son olarak proksimal metafizde bu dönüşüm tamamlanır. Bu dönüşüm bir kemiğin dışından merkezine doğru gerçekleşir. İleri yaşlarda bu dönüşüm nedeniyle uzun kemikler (humerus ve femur proksimali), vertebralar ve yassı kemiklerde (sternum, kostalar ve illium) periferde dağınık halde kırmızı kemik iliği adacıkları bulunurken santralde yağlı ilik baskındır.

2.3.2 KEMİK İLİĞİ GERİ DÖNÜŞÜMÜ

Hematopoez (kan hücrelerinin yapım süreci) ihtiyaca göre artarsa bu dönüşüm durur ve işlemi tersine çevrilebilir. Bu sürece rekonversiyon ya da geri dönüşüm denir. Bu olay, hematopoez için artan bir talep olduğunda sarı kemik iliğinin kırmızı kemik iliğine dönüştürülmesi sürecidir. Geri dönüşüm, uzun bir kemikte önce proksimal metafizde başlar daha sonra distal metafizde görülür.

2.4 KEMİK İLİĞİNİN RADYOLOJİK OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

Klasik radyolojik yöntemler, kemik iliği patolojilerini göstermede yetersizdir.

Radyonüklid kemik tarama yöntemleri, metastatik kemik hastalıklarında standart yöntemdir. Lösemi, lenfoma gibi bazı kemik iliği hastalıklarında nispeten duyarlıdır.

PET, kemik iliği infiltratif patolojilerde erken dönemde bile hassasiyeti yüksektir.

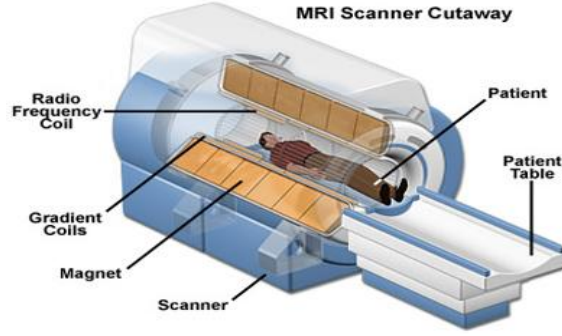
MRG, kemik iliği görüntülenmesinde en fazla yarar sağlayan tekniktir. Sarı ve kırmızı kemik iliğinden gelen farklı sinyaller sayesinde mükemmel bir şekilde ayrılmasını sağlar. Kemik iliği patolojilerinde altın standart görüntüleme yöntemidir. T1 ağırlıklı (T1A) ve short tau inversion recovery (STIR) sekansları, kemik iliği patolojilerini göstermede çok yararlıdır. T1A görüntülerde normal kırmızı kemik iliği komşu kıkırdak diski ve kas dokuya göre eşit veya daha yüksek bir sinyal değerine sahiptir. Patolojik durumlarda ise sinyal değerleri kas doku ve diske göre düşüktür.

BT, kemik iliğine ait primer ve metastatik maligniteleri göstermede sınırlı bir duyarlılığı vardır. BT'de lezyonun iyi bir şekilde tanımlanabilmesi için spongioz kemikte belirgin değişiklikler olması gerekir.

DEBT' nin temel prensibi aynı anatomik bölgenin iki ayrı enerji kaynağı ile görüntülenip, dokuların farklı enerji seviyelerindeki farklı davranışlarını ortaya koyarak birbirinden ayırt etmektir. Bu BT tekniği sayesinde normal kemik doku ile kemik iliği birbirinden ayırt edilebilecektir.

MRG ve DEBT, kemik iliği ödemi göstermedeki temel yöntemler olup MRG altın standart yöntemdir.

2.4.1 Manyetik Rezonans Görüntüleme



Şekil 4: MRG aygıtının bileşenleri.

MRG cihazı radyofrekans (RF) dalgaları oluşturup hastaya göndererek, hücre sıvısı ve lipidlerde yoğun olarak bulunan hidrojen çekirdeği yani protonlardır. RF dalgalarıyla bu protonlar etkileşime girer ve bu etkileşim sonucu oluşan sinyaller görüntü oluşturmak için kullanılır.

Bir MR incelemenin aşamaları:

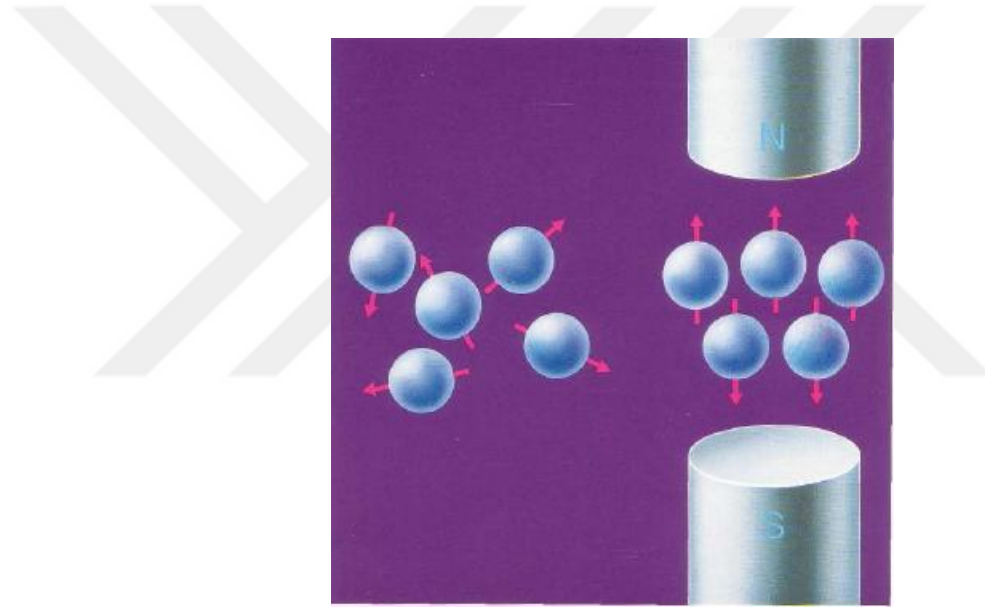
- 1- Hasta mıknatıs içerisine yatırılır
- 2- İçeriye bir radyo frekans dalgası yollanır
- 3- Radyo dalgası sonlandırılır
- 4- Hasta bir sinyal yayar, bu sinyal kaydedilir.
- 5- MR görüntüsünün oluşturulması için kullanılır

MRG cihazının ana parçası mıknatıstır. Mıknatısın kuvveti Tesla ve Gauss olarak belirlenmiştir. Günümüzde MR cihazı içinde en sık kullanılan süper iletken mıknatıslardır. Süper iletken mıknatıslar ile yüksek kuvvette ve mükemmel yakın homojenitede manyetik alanlar oluşturulur.

MR da protonları uyarıp , sinyal yayılmalarına neden olan RF darbeleri sargılar (coiller) tarafından üretilir. RF darbesini üretmek ve sinyali yakalamak için aynı sargılar kullanılabilir gibi bir alıcı ve bir verici olmak üzere iki farklı sargıdan da faydalanılabilir. Görüntülenecek bir vücut parçasını tamamen sararlar.

Atomlar bir çekirdek etrafındaki elektronlardan oluşurlar. Çekirdekte proton dediğimiz pozitif yüklü parçacıklar bulunmaktadır. Protonlar kendi eksenini etrafında spin (dönme) hareketi yapmaktadır. Doğal olarak protonun pozitif elektrik yükü de spin yapar; hareket eden elektrik yüküne elektrik akımı denir. Elektrik akımı da kendi manyetik alanını yaratır.

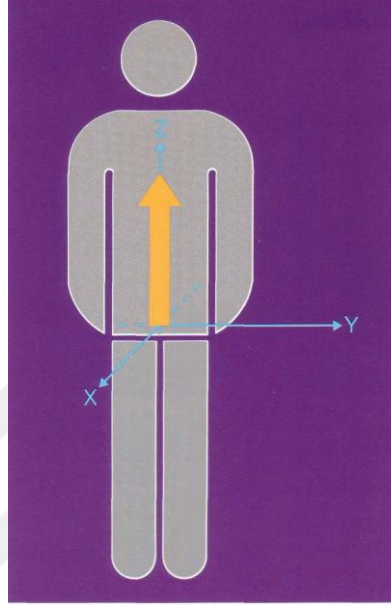
Protonlar, dünyanın manyetik alanının etkisinde (eksternal manyetik alan) paralel ve antiparalel olarak iki şekilde sıralanabilirler. Bu iki türlü dizilim farklı enerji seviyelerine sahiptir. Antiparalel dizilimdekiler yüksek enerji seviyelerine sahiptir ve bu şekilde daha az proton vardır. Daha fazla sayıda olan düşük enerji seviyeli protonlar eksternal manyetik alana paralel dizilirler.



Şekil 5: Normalde protonlar eksternal bir manyetik alan olmadan dağınık bir şekilde bulunurlar. Protonlar, dünyanın manyetik alanının etkisinde (eksternal manyetik alan) paralel ve antiparalel olarak iki şekilde sıralanabilirler. (Fallis, 2013, s. 7)

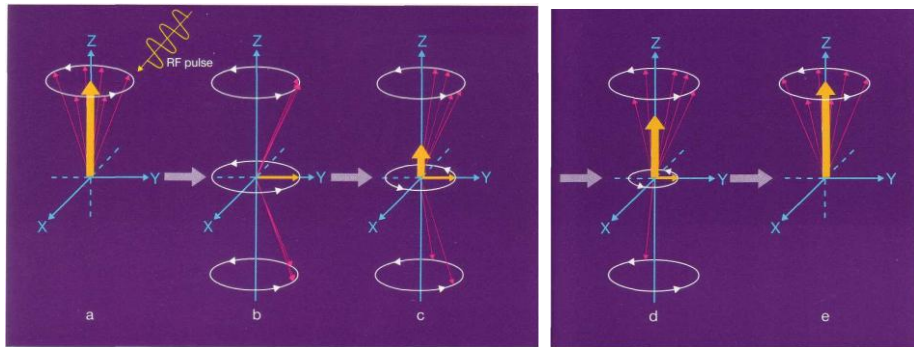
Protonlar topaç benzeri bir hareket yaparlar ve buna presesyon adı verilir. Presesyon frekansı dış manyetik alanın kuvvetine bağlıdır. Bu ilişki Larmor frekansı ile tarif edilir. Dış manyetik alan ne kadar kuvvetli ise presesyon frekansı o kadar yüksektir. Daha fazla sayıda proton paralel durumda olduğu için dış manyetik alana longitudinal konumda bir net moment oluşur. Presesyon yapan protonlar ile aynı frekansa sahip bir radyo frekans darbesi rezonansa sebep olur ve protonlara enerji transfer eder. Bu olay antiparalel durumdaki protonların sayısını artırır ve böylece zıt

yönde daha fazla proton nötralize olur. Sonuçta longitudinal manyetizasyon azalır. RF darbesi aynı zamanda protonların senkronize şekilde yani in-faz presesyon yapmalarını sağlar. Bu da yeni bir manyetik vektörün yani transvers manyetizasyonun ortaya çıkmasını sağlar.



Şekil 6: Kuvvetli bir manyetik alan içerisinde bulunan hasta, bu alana paralel bir manyetik vektör oluşturur; hasta artık bir mıknatıs haline gelmiştir. (Fallis, 2013, s. 14)

RF darbesi kapatıldıktan sonra: Longitudinal manyetizasyon yeniden artmaya başlar; bu longitudinal relaksasyon zamanı (T1) ile tarif edilir. Transvers manyetizasyon azalır ve kaybolur; bu transvers relaksasyon zamanı (T2) ile tarif edilir.



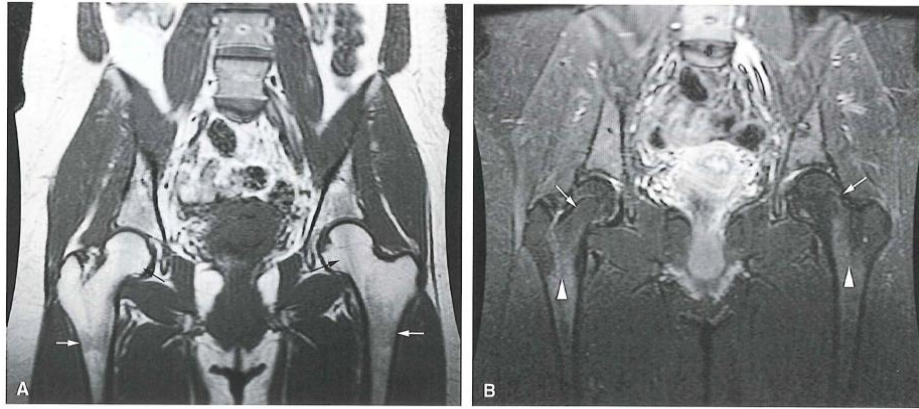
Şekil 7: a) RF puls uygulanmadan önceki durum, b) hemen sonrası, c-e) RF puls kesildikten sonra longitudinal manyetizasyon artıp eski haline dönerken, transvers manyetizasyon azalıp kaybolacak. (Fallis, 2013, s. 40,41)

RF darbeleri (puls) belli zaman aralıklarında tekrarlanır ve her iki RF darbesi arasındaki süre, TR (time to repeat) olarak bilinir. Diğer bir önemli zaman da TE (time to echo) dur. 90 derece puls ile eko zamanı arasındaki süre, olarak bilinir. Bu sürelerin değiştirilmesi ile farklı sekanslar elde edilir.

2.4.1.1 Normal Kemik İliğinin MRG İle Değerlendirilmesi

Kemik iliğini değerlendirmek için kullanılan en önemli sekanslar T1A, T2 ağırlıklı (T2A) ve yağ baskılı sekans olan STIR'dır. Sarı kemik iliği, yapısındaki yağlı dokunun moleküler formülündeki hidrofobik yan gruplardaki hidrojen atomları nedeniyle kısa T1A süresine sahiptir. Bu T1A ve T2A görüntülerde yağ doku ile benzer şekilde parlak sinyal intensitesine sahip olmasına neden olur. STIR sekansı, yağdan gelen parlak sinyallerin baskılayarak patolojik doku sinyallerini ortaya çıkarmaya yardımcıdır.

Kırmızı kemik iliği, içerdiği su yapısından dolayı T1A görüntülerde düşük sinyalli olarak görülürken T2A görüntülerde orta veya yüksek sinyalli olarak görülür. Kırmızı kemik iliği T1A da düşük sinyalli görülmesine rağmen komşu kas veya intervertebral diske göre eşit ya da hafif yüksek sinyal intensitesine sahiptir.



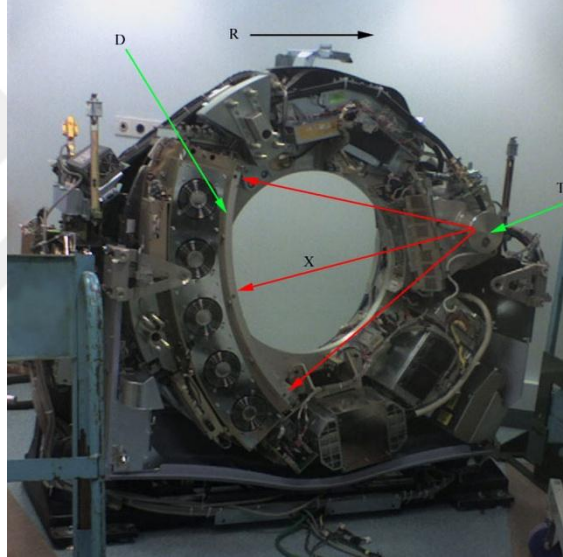
Şekil 8: A) Koronal T1A görüntüde, her iki femur başında normal sarı kemik iliği (siyah oklar) ve femur boyun, proksimal metafizde ara sinyal intensitesine sahip rezidü kırmızı kemik iliği (beyaz oklar) görülmektedir. B) Koronal STIR görüntüde ise, sarı kemik iliği alanları baskılanmış (beyaz oklar) ve yüksek sinyal intensitesine sahip kırmızı kemik iliği alanları (ok başları) görülmektedir. (Stoller & Wilki, 2007, s. 1980)

2.4.2 Dual Enerji Bilgisayarlı Tomografi (DEBT)

BT taraması, vücudun kesit görüntülerini oluşturmak için X-ışınları kullanan bir görüntüleme yöntemidir. Farklı dokuların X ışını maruziyeti sonrası farklı atenuasyon (zayıflama) göstermesi sonucu, dokular gri skalada kontrast oluşturacak şekilde temsil

edilirler. Bir maddeden geçen X ışını demetindeki fotonlar, enerjilerini maddenin atomlarına aktarmaları (soğurulma) veya ışın demetinden ayrılma (saçılma) sonucu enerjileri azalır. Buna radyasyonun zayıflaması veya atenuasyon denir. BT değişik maddelerin Hounsfield Unit (HU) şeklinde ölçülen X ışını atenuasyonlarına ve bunların grinin tonları şeklinde gösterilmesine dayanır. X ışınının zayıflama değerleri kaydedilir ve taranan dokunun üç boyutlu görüntüsünü oluşturmak için kullanılır.

BT'de, X-ışınlarının tüpü hasta etrafında döner ve karşı tarafa yerleştirilmiş dedektörler, vücut bölümlerinden gelen atenuasyon değerlerini alır ve bilgisayar yazılımlarıyla görüntüye dönüştürülür. Bu, konvansiyonel BT'nin temel çalışma prensibidir.

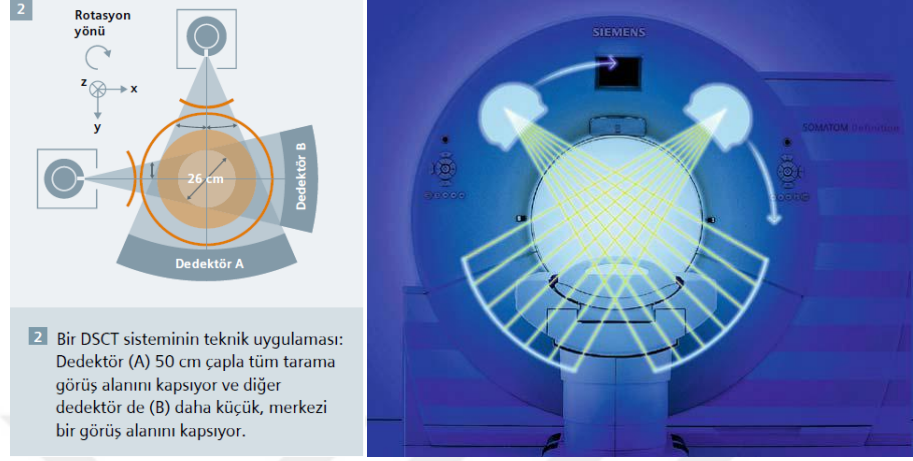


Şekil 9: Konvansiyonel bir BT'nin iç yapısı. R: rotasyon yönü, T: X ışını tüpü, X: X ışını, D: Dedektör

DEBT: DEBT, iki foton spektrumu kullanan BT anlamına gelmektedir. Aynı anatomik bölgeyi, iki farklı X ışını kaynağından veya tek X ışını kaynağının hızlı kilovoltaj değişikliği yapması ile görüntüleyerek; farklı enerji seviyelerindeki (genellikle 80 kVp ve 140kVp) farklı davranışlarını ortaya koyarak, birbirinden ayırt etmek DEBT'nin temel özelliğidir. Bu sebeple bazen literatürde spektral BT olarak da geçmektedir. DEBT ile farklı enerji seviyeleri kullanılarak ;

1. Moleküler yapıdaki maddeleri, atenuasyon farklılıkları temel olarak ayırabilmektir.

2. Molekül tanımlanabilmektedir.
3. Molekül miktarı ölçülebilmektedir.



Şekil 10: Aralarında 90° olan iki tüp ve karşı taraflarında dedektörleri bulunan Dual Enerji BT (DEBT) sisteminin şematik gösterimi. Her iki tüp, dual enerji oluşturabilmek için farklı kilovoltajlarda çalışabilir. (Hofmann, 2008)

Dual Enerji BT beş farklı yöntemle görüntü elde edilebilir. Bunlar sekansiyal tarama (iki ardışık helikal tarama verisini kullanır ya da yarı dönüş sırasında tüp voltajının değiştirilmesi ile elde olunur.), hızlı voltaj değiştirme (tüp voltajı düşük ve yüksek değerler arasında hızla geçiş yapar ve her görüntüleme için iki farklı görüntü verisi elde edilir.), çift tüplü BT (aralarında 90° olan iki tüp ve karşı taraflarında dedektörleri bulunur. Her iki tüp, dual enerji oluşturabilmek için farklı kilovoltajlarda çalışabilir. Her iki tüpten aynı anda veri toplanır. Böylece görüntü kalitesi artmış ve doz modülasyonu yapılarak hastanın alacağı doz azaltılmış olur.), katmanlı detektörler ve kuantum sayıcı detektörlerdir. Bunlardan ilk üçü tanısal radyolojide kullanılmaktadır. Son ikisi henüz tanısal radyolojide kullanılmamakta olup araştırma safhasındadır.

Bir X ışını fotonu maddeden geçince dört farklı şekilde etkileşebilir. Bunlar saçılma, çift oluşumu, fotoelektrik olay ve Compton saçılmasıdır. Son iki etkileşim türü tanısal radyolojide çok değerlidir. 120-140 kVp'de elde olunan standart BT incelemelerinde temel etkileşim Compton saçılmasıdır. Daha düşük enerji seviyelerinde ise Compton saçılımı sabit kalırken fotoelektrik olay artar. 50 kVp altındaki enerji seviyelerinde dokuların görüntülenmesinde fotoelektrik etki önemli rol oynar.

DEBT fiziğini anlayabilmek için öncelikle atomun yapısını bilmemiz gerekmektedir. Her madde atomlardan oluşur. Bu atomların her biri pozitif yüklü proton ile yüksüz nötronlardan oluşan çekirdeğe sahiptir ve çekirdek etrafında negatif yüklü elektronlar vardır. Atom numarası (Z) proton sayısını gösterirken, proton ve nötronların toplamı ise kütle numarasını (A) gösterir.

Elektronlar, çekirdek etrafında içten dışa doğru K, L, M, N, O, P, Q harfleriyle tanımlanan yörüngelerde bulunurlar. En içi yörüngedeki (K yörüngesi) elektronların çekirdeğe bağlanma gücü en yüksek iken bu dış yörüngelere doğru azalır. Elementlerin K yörüngesi bağlanma enerjileri birbirinden farklıdır ve atom numarası arttıkça artar.

Fotoelektrik Olay: Enerjisi yüksek bir X ışını fotonunun atomun tüm enerjisini vererek K yörüngesinden bir elektron sökmesidir. Fotonun enerjisi, en az sökeceği elektronun çekirdeğe bağlanma enerjisi kadar olması gerekmektedir. Sökülen elektrona fotoelektron denir. Bu elektronun enerjisi, kendisini söken fotonun sökmek için kullandığı enerjiden geriye kalan kadardır. Sökülen elektronun yeri üst yörüngelerden bir elektron ile doldurulur. Yörüngeler arasındaki enerji farkı karakteristik radyasyon olarak görülür.

Tablo 2: Fotonların madde ile etkileşimi.

Etkileşim tipi	Foton enerjisi	Fotonun etkileştiği kesim	Ortaya çıkan atomik parça	Çıkan foton
Fotoelektrik etki	Orta-düşük	K yörüngesi	Fotoelektron	Karakteristik radyasyon
Compton saçılımı	Orta	Dış yörüngeler	Compton elektronu	Yönü değişir, enerjisi düşer

K kenarı ise K kabuğu bağlanma enerjisinin hemen üstündeki seviyelerde fotoelektrik soğrulmadaki dramatik artışı temsil eder. Çünkü bu enerji seviyesinin üstündeki fotonların soğrulma oranı altındaki fotonlara göre belirgin yüksektir. K kenarı her element için farklıdır ve atom numarası ile beraber artar. Fotoelektrik etki ve dolayısıyla K kenarı atom numarasına bağlı olduğu için farklı enerji seviyelerinde gösterdiği atenuasyon miktarındaki farklılıklar elementler hakkında bilgi sağlar. Eğer

iki element arasında K kenarları açısından yeterince fark mevcutsa bu iki element iki farklı enerji seviyesinde farklı atenüasyon gösterecek ve birbirinden ayrılacaktır. K kenarındaki bu değişiklikler DEBT'nin temelini oluşturur.

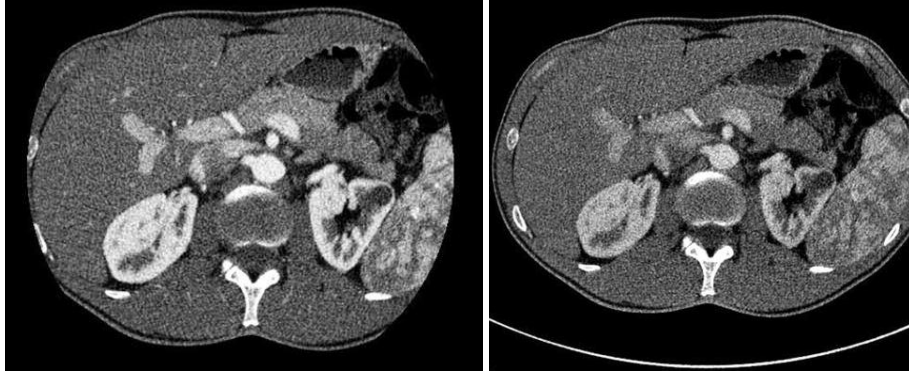
Tablo 3: Bazı elementlerin K kenar enerji seviyeleri ve atom numaraları

Element	K Kenar (keV)	Atom Numarası (Z)
Hidrojen	0.01	1
Karbon	0.28	6
Nitrojen	0.40	7
Oksijen	0.53	8
Kalsiyum	4	20
İyot	33.20	53
Baryum	37.45	56
Gadolinium	50.20	64

Çift enerji BT açısından bakıldığında bunun iki temel sonucu vardır. Birincisi yüksek atom numarasına sahip maddeler düşük enerjili çekimlerde yüksek enerjili çekimlere kıyasla daha çok atenüasyon gösterir. İkinci olarak, içeriği bilinmeyen bir nesne iki değişik enerji spektrumu ile iki kez görüntülendiğinde, X-ışını atenüasyonundaki değişikliklere dayanarak içeriğindeki maddeler ayrılabilir ve miktarları ölçülebilir.

K kenarları birbirine yakın olan elementlerin birbirinden ayrılması zor iken kalsiyum (4.0 keV) ve iyot (33,2 keV) gibi K kenarları birbirlerinden çok farklı olan elementler, 80 ve 140 kVp gibi iki farklı enerji seviyeleri kullanıldığında farklı atenüasyon oranları gösterecekleri için bu elementlerin birbirinden ayrılmasını sağlar. Yumuşak dokularda bolca bulunan oksijen, karbon, hidrojen ve nitrojenin K kenarları birbirine yakın olup 0,01-0,53 keV aralığında olduğundan birbirlerinden ayrılamazlar. Bu şekilde kalsiyum ve iyot K kenarları farklılıklarına dayanılarak yumuşak dokulardan ayrılabilirler. Bu çift enerji BT uygulamalarının temelidir.

DEBT teknikleri iyot, kalsiyum ve ürik asit kristalleri gibi maddeleri farklı enerji seviyelerinde X ışını göndererek yumuşak dokulardan ayrılabilir. Enerji seviyesi bir maddenin K-kenarına ne kadar yakın olursa o madde o kadar çok atenüasyon gösterir. Günümüzde çift enerji BT teknolojisinde en çok kullanılan enerjiler 80kVp ve 140 kVp'dir.

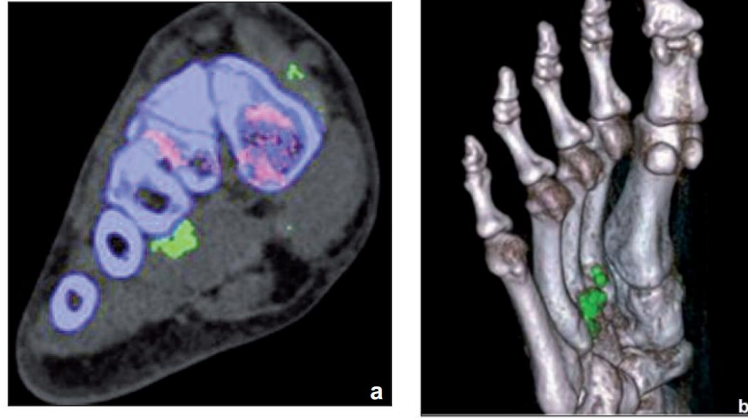


Şekil 11: İyotun K kenarı (33,2 keV) 80 kVp'e (soldaki resim) 140 kVp'e (sağdaki resim) olduğundan daha yakın olduğu için iyot içeren maddelerin 80kVp'deki atenuasyonları belirgin biçimde daha fazladır. Böylece düşük kVp de iyotlu kontrast madde daha parlak görülür. (Öncel, Ad, & Ad, 2014)

DEBT, abdomen, akciğer, kardiyak ve santral sinir sistemi gibi çeşitli sistemlerde kitle karakterizasyonu, taş karakterizasyonu, akciğer, miyokard ve beyin perfüzyonunun değerlendirilmesinde kullanılabilir. Kas-iskelet sisteminde ise gut artritinin tanı ve takibinin yanısıra travmatik kemik iliği ödeminin gösterilmesi, metal protezlerinin neden olduğu yoğun artefaktların azaltılması ve tendon patolojilerinin gösterilmesinde kullanılabilir.

Tablo 4: DEBT uygulamaları

DEBT UYGULAMALARI	DEBT KAS-İSKELET SİSTEMİ UYGULAMALARI
Materyal ayrımı : Taş karakterizasyonu	Gut hastalığı tanısı ve takibinde kullanılır.
Sanal kontrastsız görüntü: Kontrastlı çekilen görüntüden kontrastsız görüntü elde edilebilmekte	Travmatik kemik iliği ödeminin gösterilmesi
İyot haritaları: PET\BT'ye alternatif olabilir	Metal protezlerin neden olduğu yoğun artefaktların azaltılması
	Tendon patolojilerinin gösterilmesi



Şekil 12: Yeşille kodlanmış gut tofusleri. a) aksiyel görüntü, b) üç boyutlu görüntü

Konvansiyonel tek kaynak BT, kemik iliği ödemi üst üste binen, kalsiyumdan zengin trabeküler yapının dansitesi nedeniyle tespit edemez. Fakat dual enerji BT (DEBT)'nin kalsiyumu tanıyıp görüntülerden çıkarabilmesiyle ödemli kemik iliği ve normal yağlı kemik iliği birbirinden ayırtebilebilir.

2.5 KEMİK İLİĞİ ÖDEMİ VE AYIRICI TANISI

MRG'de izlenen kemik iliği ödemi (KİÖ) paterni sık izlenen fakat spesifik olmayan, çeşitli hastalıklardan kaynaklanabilen ve değişik tedaviler gerektiren bir bulgudur. Değişik semptomlar ve ağrı ile ortaya çıkar. KİÖ' ne neden olan hastalıklar üç grupta sınıflandırılır.

Tablo 5: Kemik iliği ödemi (KİÖ) yapan hastalıkların gruplandırılması. (Yalçın, 2008)

İskemik KİÖ	Mekanik KİÖ	Reaktif KİÖ
Geçici kemik iliği ödemi sendromu	Kemik kontüzyonu	İnflamatuvar
Osteonekroz	Mikrokırık	Dejeneratif
Kompleks bölgesel ağrı sendromu	Stres reaksiyonu	Postoperatif
Osteokondritis dissekans	Stres kırığı	Tümöral

Kemik iliği ödemi bulguları MRG ile elde edilir, fakat bu bulgu sıklıkla nonspesifiktir, bu yüzden hastanın anamnez bilgileri ve klinik bulguları birçok olguda kesin tanı için gereklidir.

Kemik iliği ödemi, kapalı bir kompartman olan kemik yapının içerisinde hücre içi veya dışı sıvı miktarının kemik iliğinde artışıdır. Bu basınç artışı ağrıya yol açar.

Klinikte hareket ve istirahat ağrısı gözlenir. İstirahat ağrısının da bulunabilmesi avasküler nekrozun ayırıcı tanıda akılda tutulması açısından önemlidir. Kontrastlı tetkiklerde ödeme bağlı basınç artışı sonucu oluşan venöz dönüş azalması veya vaskülarizasyonun iyi olası nedeniyle sinyal artışı izlenebilir.

2.5.1 MEKANİK KEMİK İLİĞİ ÖDEMI

Akut yaralanmalarda direkt ve BT majör kırıkları göstermede yeterli iken KIÖ'ni göstermede altın standart yöntem olan MRG ve güncel bir tetkik olan DEBT çok değerlidir. Konvansiyonel tanısal radyoloji ile travma sonrası normal olarak değerlendirilen kemik yapılarıdaki KIÖ'nin gösterilmesi, hastanın mevcut olan ağrısının açıklanması açısından önemlidir. Mekanik kemik iliği ödemi akut veya kronik tekrarlayan mikrotravmalar bağlı ortaya çıkabilir.

2.5.1.1 AKUT TRAVMA SONRASI KIÖ:

Bu grupta kemik iliği kontüzyonu ve mikrokırıklar yer alır.

2.5.1.1.1 Kemik İliği Kontüzyonu:

Kemiğin direkt travmasıdır. Klinik olarak ağrıya sebep olur

2.5.1.1.2 Mikrokırık:

Kortikal kemiğin yaralanmasının da eşlik ettiği kemik iliğinin posttravmatik lezyonudur. Kemik iliği kontüzyonu ile mikrokırık arasındaki ayırım çok net değildir.

2.5.1.2 KRONİK TEKRARLAYAN MİKROTRAVMA SONRASI KIÖ:

Akut travma olmaksızın kronik aşırı yük binmesi durumunda gözlenir. Bu da iki grupta incelenir.

2.5.1.2.1 Stres reaksiyonu:

Pozisyonel bozukluklardan kaynaklanan mekanik yüklenme, yük binen segmentlerde kemik iliği ödemeine yol açabilir. Genellikle mevcut veya yeni başlayan bir osteoartrit bu tip zedelenmelere eşlik eder.

2.5.1.2.2 Stres Kırıkları:

Bunlar yorgunluk ve yetmezlik kırıkları olarak ikiye ayrılırlar. Yorgunluk kırıkları normal kemik dokusunda tekrarlayan aşırı yüklenmeler sonrası kırık oluşmasıdır. Atletlerde olduğu gibi tekrarlayan aktivite neden olabilir. Genellikle hastalar genç

adölesan veya yetişkindirler. Yetmezlik kırıkları ise patolojik kemik dokusunda travma veya aşırı yüklenme olmaksızın kırık gelişmesidir. Senil osteoporoz, anoreksi, romatoid artrit, ekzojen steroid kullanımı ve eklem protezlerinden kaynaklanan stres gibi nedenler etyolojide rol alabilir. Yaşlı veya düşkün hastalarda daha sık görülür. Görüntüleme yöntemleri ile mikrokırık, stres kırığı, yorgunluk kırığı ayırımı yapılamaz. Hastanın anamnezi, mikrokırık ve stres kırığı ayırıcı tanısında fikir verebilir.

3 GEREÇ VE YÖNTEM

3.1 Hasta populasyon

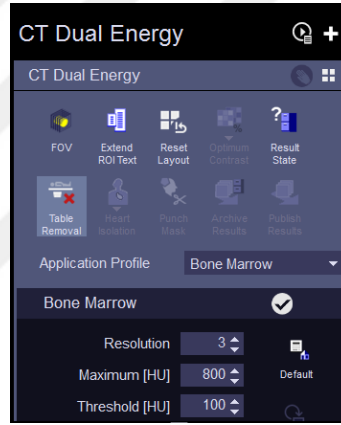
Bu prospektif çalışma Malatya İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Kurulu'nun 2017/74 karar no'lu izni ile gerçekleştirilmiştir. 2017 Mayıs-2018 Mart ayları arasında el ve ayak bileği travması olan akut veya subakut dönemdeki 40 hasta çalışmaya dahil edildi. 18 yaş altı olmak , hamilelik veya bilinen kemik iliği patolojisi (neoplastik hastalık, multipl myelom vb.) bulunması bu çalışmanın dışlama kriterleri idi. Tıbbi endikasyon dahilinde çekilen DEBT ile MRG görüntüleri, üç ayrı radyolog (radyoloji alanında sırasıyla 4 yıl, 15 yıl ve 12 yıl tecrübeli) tarafından değerlendirildi. MRG incelemesi, DEBT taramasından sonra maksimum 72 saat içerisinde gerçekleştirildi. Hiçbir hastada intravenöz kontrast madde uygulanmadı. Toplamda 44 hasta (21 el bileği, 23 ayak bileği) toplandı. Bunlardan 2 hasta kadarı artefakt nedeniyle çalışmaya dahil edilmedi. Sonuçta 40 hasta (20 el bileği, 22 ayak bileği, 42 toplam ekstremitte) değerlendirmeye alındı. Bu hastaların 29 erkek, 11 kadın olup ortalama yaşları $37,2 \pm 15,54$ (yaş aralığı 19-70) idi.

3.2 DEBT Çekim Protokolü

Tüm BT çekimleri çift kaynaklı bir spiral BT tarayıcıda (Somatom® Definition Flash, Siemens Healthcare, Forchheim, Germany) yapıldı. Sistem, arasında 90 derecelik açı bulunan iki tüp (A ve B) ve bu tüplere karşılık gelen dedektör ile donatılmıştır. Bir DEBT protokolünde kolimasyon, 20x0.6 mm; pitch, 0.7; dönüş süresi, 0.5 saniye kullanılarak el ve ayak bileği taraması kraniokaudal olarak gerçekleştirildi. Tüp voltajları, tüp A 80 kV'a, tüp B 140 kV'a ayarlandı. Tüp efektif mAs değerleri, tüp A 240 mAs, tüp B 120 mAs olarak ayarlandı.

Çekim sonrası rekonstrüksiyonda aksiyel görüntülerden bir kemik çekirdeği B30f ve yumuşak doku çekirdeği D30f elde edildi. Ek olarak, 0.75 mm kesit kalınlığı ve 0,5 mm (B30f) artışa sahip aksiyel görüntüler, koronal ve sagittal görünümde çok düzlemli görüntüler oluşturmak için yeniden yapılandırıldı.

Syngo.via iş istasyonunda dual enerji-kemik iliği protokolünün değerleri alttaki resimde görüldüğü gibidir. Bu değerler yazılım üzerindeki mevcut değerlerdir. Çözünürlük 3 olarak seçildi. Düşük çözünürlük değerleri, mekansal çözünürlük için daha iyiyken, yüksek çözünürlüklü değerler büyük, kompakt kemikler için daha iyidir. Karışık görüntüdeki daha yüksek BT değerlerine sahip tüm vokselleri analizden çıkarmak için Maksimum [HU] 800 olarak seçildi. Kemik iliği segmentasyonu için, eşik HU değeri 100 olarak seçildi.



Şekil 13: DEBT protokol parametreleri

Protokolde, düşük ve yüksek kV'lerde elde edilen verilerden oluşturulan karışık görüntülerin üzerine kemik iliği görüntülerinin MPR formatı, 2D aksiyel karışık görüntü ile kemik iliği VRT koronal görüntüleri mevcuttur. Kemik iliği görüntülerinde hem VNCA görüntüler hem de renkle kodlanmış kemik iliği haritası mevcuttur.

3.3 MRG Çekim Protokolü

Çalışmaya dahil olan hastaların MRG görüntüleri, 3.0-Tesla (T) sistemi (Magnetom® Skyra, Siemens Healthcare, Almanya), 1.5-T sistemli (Magnetom Avanto; Siemens Healthcare, Almanya) ve 1.5-T (Achieva; Philips, Hollanda) cihazlarında elde olundu.

Aşağıdaki MRG sekanslarından oluşan hastanın travma bölgesine özgü standart bir travma protokolü uyguladık:

Tablo 6: El bileği MRG protokolü

El Bileği	3 T Siemens		1.5 T Siemens		1.5 T Philips	
	T1_tse	T2_fs	T1_tse	T2_fs	T1_tse	T2_fs
TR (ms)	700	2520	561	4190	450	1842
TE (ms)	13	38	12	49	22	60
ST (mm)	2.5	2.5	3	3	3	3
AM	256×320	256×256	253×320	205×256	300×224	224×148
FOV read (mm)	100	100	130	130	90	90
Bandwidth (Hz/Px)	217	283	174	181	232	161

TR: repetition time, **TE:** echo time, **FOV:** field of view, **AM:** acquisition matrix, **ST:** section thickness,

Tablo 7: Ayak bileği MRG protokolü

Ayak Bileği	3 T Siemens		1.5 T Siemens		1.5 T Philips	
	T1_tse	T2_fs	T1_tse	T2_fs	T1_tse	T2_fs
TR (ms)	700	3910	710	3170	500	4491
TE (ms)	20	72	22	60	20	60
ST (mm)	3	3	3	3	3	3
AM	307×384	224×320	256×320	240×320	428×270	228×167
FOV read (mm)	150	150	160	160	180	180
Bandwidth (Hz/Px)	260	220	166		292	134

TR: repetition time, **TE:** echo time, **FOV:** field of view, **AM:** acquisition matrix, **ST:** section thickness,

MRG incelemesi sınırlı olarak gerçekleştirildi. El bileği için koronal T1A turbo spin eko ve yağ baskılı T2A turbo spin eko sekansları; ayak bileği için sagittal T1A turbo spin eko ve yağ baskılı T2A turbo spin eko görüntüleri elde edildi. Kemik iliği ödeminin varlığına yağ baskılı T2A görüntülerde lineer veya lineer olmayan sinyal artışı görülmesine göre karar verildi.

3.4 Radyolojik değerlendirme

Tüm DEBT verileri ve MRG görüntüleri, “Syngovia Dual Energy, version VB20A_HF01; Siemens Healthcare” adlı post-processing yazılımı ile donatılmış özel

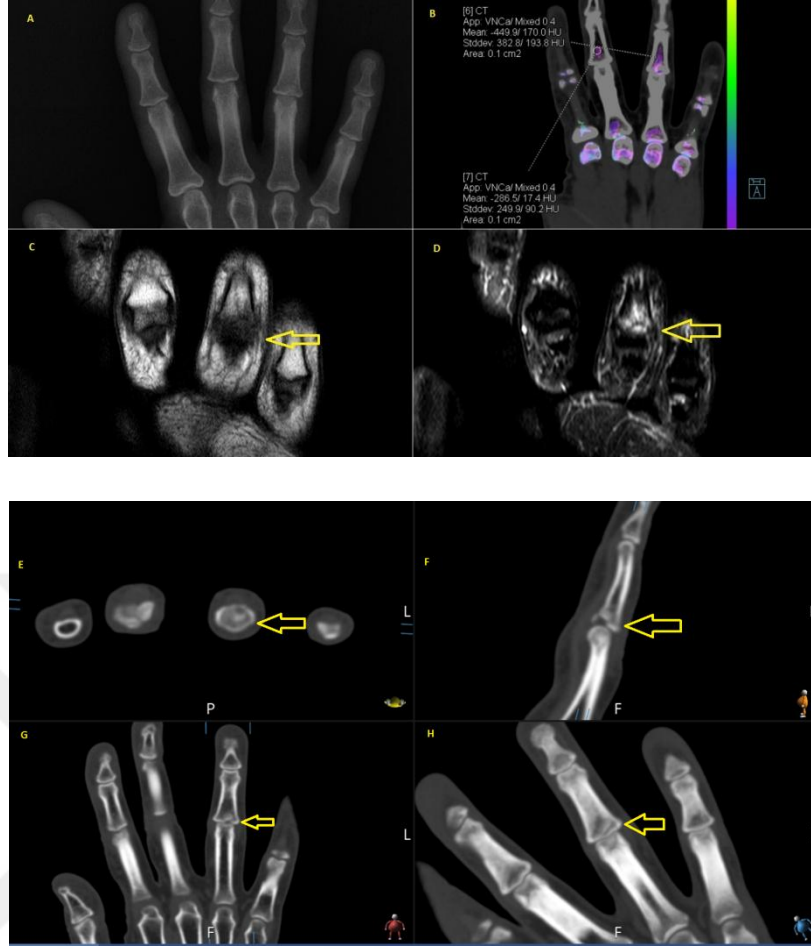
bir iş istasyonuna aktarıldı. Hastalara çekilen DEBT görüntüleri iş istasyonuna transfer edildikten sonra, işlenmemiş görüntülerin oluşturulması için "Dual Energy" protokolü seçildi. Öncelikle hastada gri skala BT görüntülerinde MPR (multiplanar reformation) yapılarak birden fazla düzlemde kırık varlığı araştırıldı. Daha sonra kemik iliği haritalandırılması yapılabilmesi için "Bone Marrow" protokolü seçilip renkli görüntüler oluşturuldu.. Daha sonra renkli olarak kodlanmış bu kemik iliği haritasında, kemik iliği ödeminin olduğu alanlar belirlendi.

Birinci ve ikinci radyolog, kırık ve kemik iliği ödemi varlığını DEBT'de değerlendirdi. Her gözlemci, pencere ayarlarını ayarlamakta serbest bırakıldı. Aynı zamanda üçüncü radyolog DEBT görüntülerinden ve diğer iki radyoloğun sonuçlarından habersiz olarak MRG'de KİÖ'ü varlığını tüm kemiklerde ayrı ayrı olacak şekilde “ödem var veya yok” olarak değerlendirdi. İleri istatistiksel değerlendirme için, birinci ve ikinci radyolog, yine MRG görüntülerinden habersiz olarak, DEBT görüntülerinde ödem ve kırık varlığını birlikte değerlendirip, farklı değerlendirdikleri hastalarda ortak bir karara vardılar.

3.4.1 Kalitatif değerlendirme

İki ayrı radyolog (değerlendirici 1 ve 2) DEBT görüntülerini, birbirinden bağımsız, rastgele ve MRG bulgularına kör şekilde, ilk aşamada görsel olarak değerlendirdi. Kemik iliği ödemi için üçlü sınıflama sistemi kullanıldı (1=kesin var, 2=şüpheli var, 3=kesin yok) (Resim 14a)

Doğru analizi engelleyebilecek artefaktları asgariye indirebilmek için bitişik kortekse 2 mm'den daha uzak mesafedeki kemik iliği lezyonları dahil edildi. Değerlendiriciler arası uyumsuzluk bulunan hastalarda, fikir birliği sonuçlarına göre ileri analiz (doğruluk, özgüllük, duyarlılık, kestirim değerleri) yapıldı. Manyetik rezonans görüntüleme ödem varken DEBT'nin normal olması yalancı negatif, MRG'de ödem yokken DEBT'de ödem saptanması yalancı pozitif bulgu olarak kabul edildi (Resim 15).



Resim 15: DEBT'de yalnızca negatif olarak değerlendirilen sol 4. parmakta akut dönem travması olan 40 yaşında bayan hastanın direkt grafi görüntüsü (A), DEBT kemik iliği görüntüsü (B), T1A(C), yağ baskılı T2A MRG, BT'nin MPR görüntüsü (E, F, G, H). Hastada BT'de kortikal kırık (sarı oklar) ve MRG'de aynı alanda kemik iliği ödemi görülürken DEBT'nin renkli kemik iliği haritasında ödem lehine bulgu yoktu.

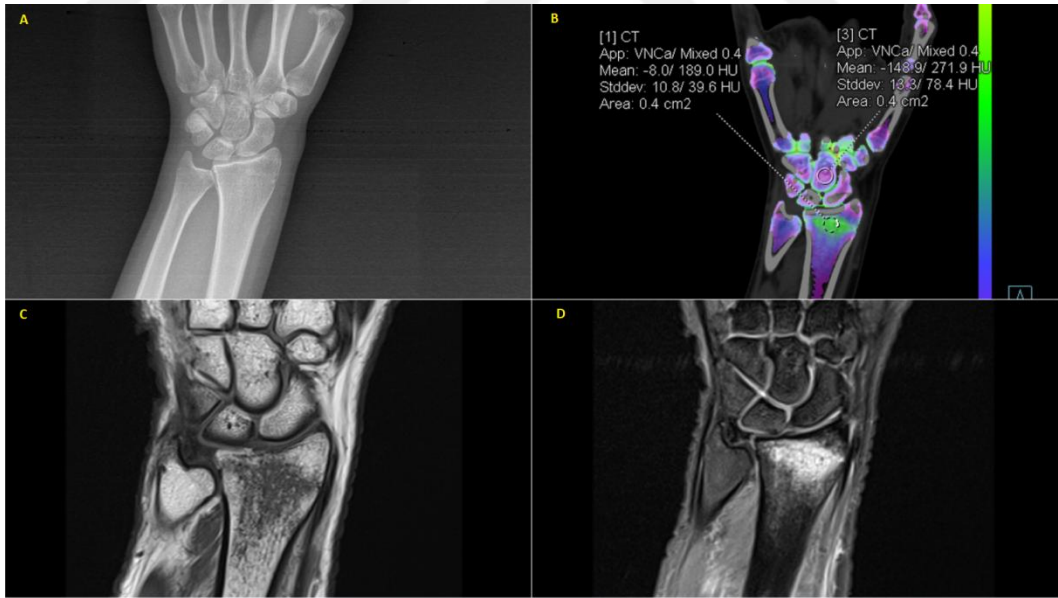
3.4.2 Kantitatif değerlendirme

Görsel değerlendirmeden ortalama 1 ay sonra dual enerji BT görüntüleri, bu defa MRG ile birlikte olacak şekilde değerlendirildi. Bu analizde iki hastanın ölçümü kortekse 2mm'den yakın alana karşılık geldiğinden değerlendirmeye dahil edilmedi. Bu değerlendirmeye 38 hasta (18 el bileği, 22 ayak bileği) dahil edildi. Dual enerji BT'de Hounsfield unit (HU) numaraları, MR'da en yüksek sinyal intensitesi bulunan alanın karşılığı olacak şekilde, "circular region of interest" (ROI) kullanılarak VNCA görüntüleri üzerinden ölçüldü. ROI büyüklüğü 0,1-0,4 cm² aralığındaki boyutlarda seçilerek ölçüm yapıldı. ROI kortekse 2 mm'den daha uzak mesafedeki kemik iliği alanına yerleştirildi (Resim 15 b). Bu hastalardan yapılan ölçümlerde bir eşik değeri

elde edebilmek için, ölçüm yapılan kemikte ödem dışında normal yerinden veya ödem olmayan komşu başka kemikte ROI ile ölçüm yapıp, elde edilen HU değerleri kaydedildi. Ödemli ve ödemi bulunmayan kemikten yapılan ölçümlerde aynı alana sahip ROI çemberleri kullanıldı. Bu sonuçlarla ROC analiz kullanılarak bir eşik değeri elde edildi.



Şekil 14a: DEBT’de kalitatif değerlendirme. Akut el bileği travması sonrası değerlendirilen 21 yaşındaki kadın hastanın koronal düzlemde BT (A), üç boyutlu BT (B) ve üç boyutlu kemik iliği haritası (C) izlenmektedir. Kemik iliği haritasında radyus distalinde yeşil renk ile kodlanmış ödem alanı görülmektedir.



Şekil 14b: DEBT’de kantitatif değerlendirme. Aynı hastanın direkt grafi (A), renkle kodlanmış koronal düzlemde DEBT (B) ve koronal düzlemde T1A (C) ve T2A (D) MRG görüntüleri izlenmektedir. Radyus distalinden ve ödem bulunmayan kapitat kemikten yapılan ROI ölçümleri arasındaki fark dikkat çekicidir (B).

3.5 İstatiksel Analiz

Verilerin normal dağılıma uygunluk Shapiro-Wilk testi ile yapıldı. İstatistik analizlerde nitel verilerin analizinde, Pearson ki-kare testi kullanıldı. Gözlerde beklenen değerin sıfır olduğu, göz oranı %25'den büyük olduğunda Monte Carlo Exact Pearson Ki Kare testi kullanılmıştır. $P < 0,05$ değeri istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Analizlerde IBM SPSS Statistics 17.0 paket programı kullanıldı.

ROC analiz, bir çözümlene yöntemi olup, belirli bir tanım aralığında sürekli değerler alan bir değişkenin (continuous variable, sürekli değişken) tanı testi olarak kullanımı amaçlanmaktadır. Bizim çalışmamızda travma sonrası DEBT'de ölçülen HU sayılarının sürekli değişken olarak alınıp KIÖ tanısı için kullanımında çalışmayı amaçladık. Pozitiflik eşik değeri (cut-off value), hastalığın tanı almasındaki eşik değeridir. Bu değerin üstündeki sonuçlar tanı açısından anlamlı kabul edildi.

HU değişkeninin tanı değeri gücü (hasta ve sağlamı ayırt edebilme gücü) ROC eğrisinin altında kalan alan ile ifade edilir. Alan değeri 1'e yaklaştıkça tanı değeri yükselir. % 100 'lük tanı gücünde alan değeri 1'e eşit olur. ROC analizde % 50'dan büyük eğri altındaki alan (Area Under the Curve: AUC) değerleri, istatistiksel olarak anlamlı bir tanı değerinden bahsedebiliriz.

Gözlemciler arası uyumun derecesini elde edilen kappa katsayısı 0.20'ye eşit ya da küçük ise “zayıf uyum” , 0.21-0.40 aralığında ise “ortanın altında uyum” , 0.41-0.60 aralığında ise “orta düzeyde uyum” , 0.61-0.80 aralığında ise “iyi düzeyde uyum” ve 0.81-1.00 aralığında ise “çok iyi düzeyde uyum” olarak tanımlanmıştır.

4 BULGULAR

Çalışmamıza toplam 41 hasta katılmış olup, bir hasta MRG görüntülerindeki katlanma artefaktı nedeniyle çalışmaya dahil edilmemiştir. Mevcut 40 hastadan ikisinde her iki el bileğinde travma öyküsü olduğundan 22 ayak bileği, 20 el bileği olmak üzere toplam 42 bölge incelendi. Bu bölgelerden 1. ve 2. radyoloğun belirlediği toplam 104 kemik çalışmaya dahil edildi. Çalışmaya katılan hastaların cinsiyet sayısı ve oranları **Tablo 8' de** gösterildiği gibidir. Çalışmaya katılan hastaların ortalama yaşı $37,2 \pm 15,54$

olup, DEBT çekimi ile MRG çekimi arasında geçen süre ortalama olarak $0,25 \pm 0,66$ gün olarak hesaplandı.

Tablo 8: Çalışmaya katılan hastaların cinsiyet sayısı ve oranları

	Kişi sayısı(n)	Yüzde(%)
Erkek	29	72,5
Kadın	11	27,5
Toplam	40	100,0

1. ve 2. radyoloğun kemik iliği ödemi belirlenmesi ve sınıflandırması arasında yapılan uyum analizinde kappa kat sayısı=0,44 olup orta derecede uyum vardır. (Tablo 9) Bu kappa değeri istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,001$).

1. ve 2. radyoloğun kemik kırığı sayıları arasında yapılan uyum analizinde kappa kat sayısı=0,74 olup iyi derecede uyum vardır. (Tablo 10) Bu kappa değeri istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,001$).

Üç radyologdan elde edilen kalitatif veriler 7 gruba ayrılmıştır.

1. Grup: Birinci radyoloğun KIÖ sınıflamasının sayıları; 2. Grup: Birinci radyoloğun kırık sayıları; 3. Grup: İkinci radyoloğun KIÖ sınıflamasının sayıları; 4. Grup: İkinci radyoloğun kırık sayıları; 5. Grup: Her iki radyoloğun KIÖ sınıflamasının sayıları; 6. Grup: Her iki radyoloğun ortak kırık sayıları; 7. Grup: Üçüncü radyoloğun KIÖ sayıları olarak gruplara ayrıldı.

Tablo 9: KIÖ varlığının 1. (Grup 1) ve 2. (Grup 3) radyolog arasındaki uyum analizi

		Grup 3			Toplam
		Var	Şüpheli	Yok	
Grup 1	Var	18	2	0	20
	Şüpheli	1	1	1	3
	Yok	10	16	55	81
Toplam		29	19	56	104

Tablo 10: 1. (Grup 2) ve 2. (Grup 4) radyoloğun kemik kırığı sayıları arasında yapılan uyum analizi

		Grup 4		
		Yok	Var	Toplam
Grup 2	Yok	84	4	88
	Var	3	13	16
Toplam		87	17	104

Tanı testini değerlendiren her iki radyoloğun, KİÖ için ortak değerlendirmesi ile altın standart testin karşılaştırılması (Grup 5 ile grup 7) duyarlılık % 36,90, özgüllük % 55, pozitif kestirim değeri % 77,5, negatif kestirim değeri % 17,18, doğruluk oranı % 40,38, yanlış pozitiflik oranı %22,5, yanlış negatif oranı % 82,81 olarak hesaplandı.

Tablo 11: : DEBT'de ve MRG'de KİÖ varlığının değerlendirilmesi

		Grup 7 (MRG KİÖ)		
		yok	var	Toplam
DEBT KİÖ (ortak karar)	yok	11	53	64
	var	9	31	40
Toplam		20	84	104

Grup 6 ile grup 7 arasında yapılan Fisher Ki-Kare testinde $p= 0,295$ olup gruplar arasında istatistiksel olarak olup anlamlı farklılık saptanmadı ($p<0, 05$).

Grup 1 ile grup 7 arasında yapılan Pearson Ki-Kare testinde puan: 7,031; $p= 0,032$ olup gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptandı.

Grup 3 ile grup 7 arasında yapılan Pearson Ki-Kare testinde puan: 9,309; $p= 0,010$ olup gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptandı.

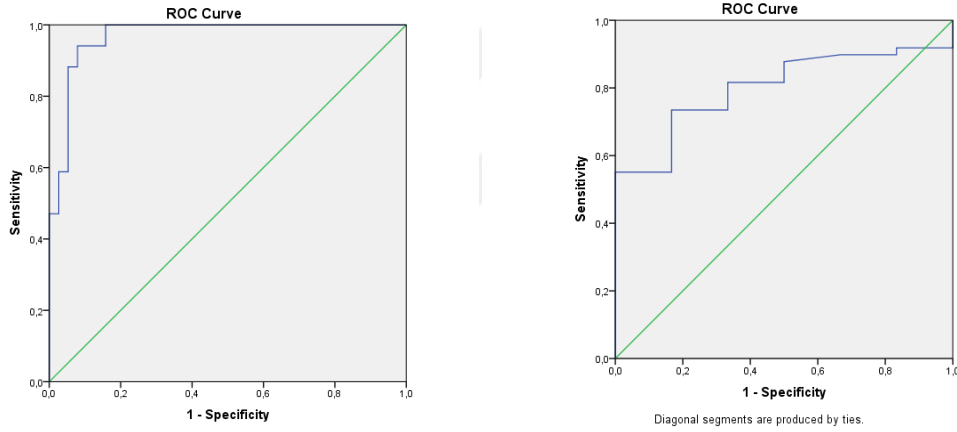
İncelenen 28 kemikten ROI ölçümü sonrası elde edilen HU değerlerinin test değişkeni, ortak alınan kemik iliği ödemi kararları durum değişkeni olarak alındığında yapılan ROC analizinin sonucunda, duyarlılık: % 94, özgüllük: % 92 olmasını sağlayan eşik değeri -61,4 HU olarak bulunmuştur. Yapılan ROC analizinin istatistiksel olarak

anlamlı bulundu ($p=0,001$). Bu analizde AUC alanı 0,967 (% 96) olarak hesaplandı. Durum değişkeni MRG olarak alındığında duyarlılık: % 73, özgüllük: % 83 olmasını sağlayan eşik değeri -131,9 HU olarak bulunmuştur. Yapılan ROC analizinin istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p=0,017$). Bu analizde AUC alanı 0,801 (% 80) olarak hesaplandı. (Şekil: 15)

Tablo 12: Durum değişkeni olarak DEBT ve MRG' nin alındığı ROC analiz verileri.

Durum Değişkeni	AUC	p değeri	Duyarlılık	Özgüllük	Cut off değeri
Grup 5	0,967	0,001	% 94	% 92	-61,4
Grup 7	0,801	0,017	% 73	% 83	-131,9

Test değişkeni ROI ile ölçülen ödemli ve normal alanlardaki HU değerleridir.



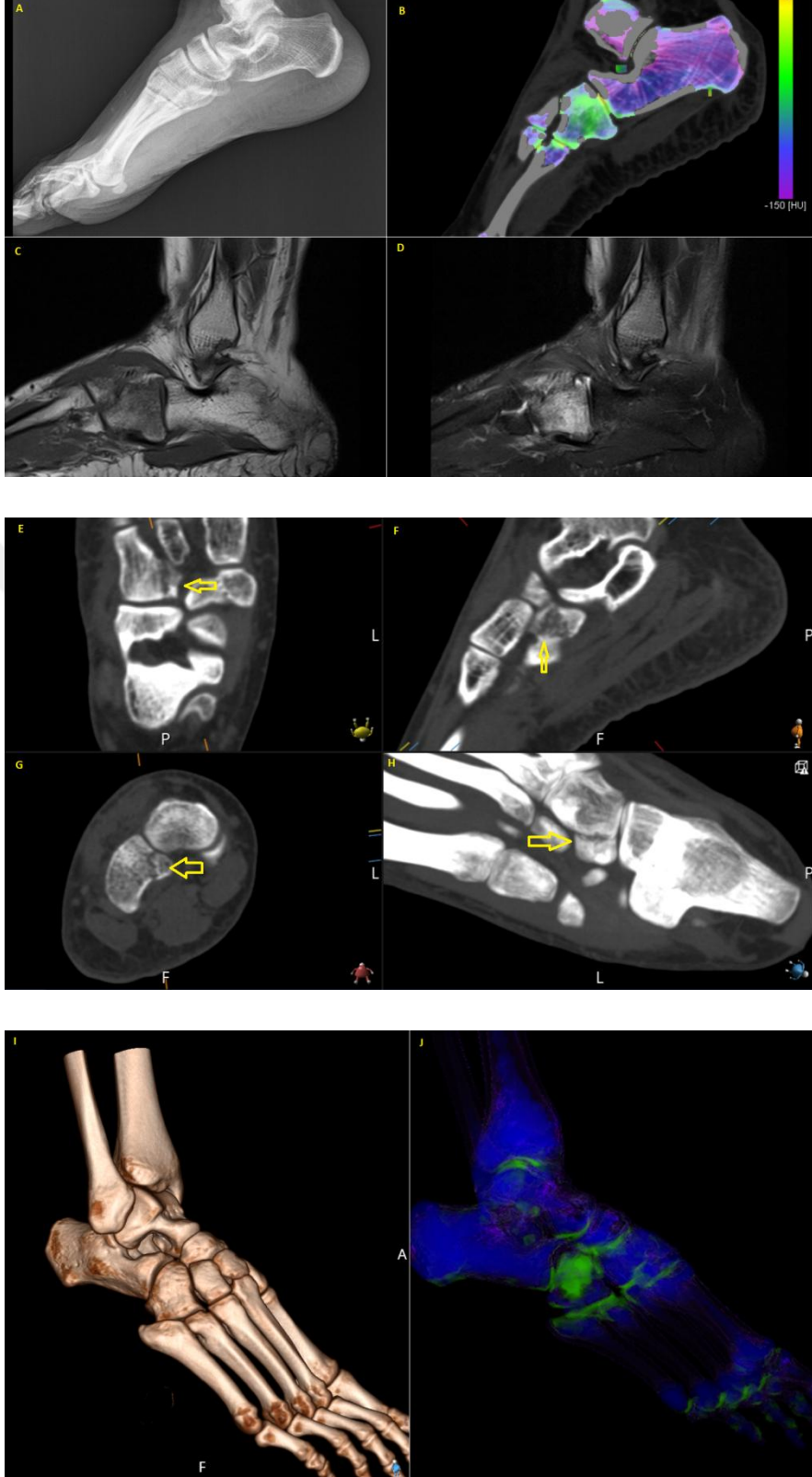
Şekil 14: Solda Grup 5 ile yapılan ROC analiz eğrisi, sağda grup 7 ile yapılan ROC analiz eğrisi gösterilmekte

İncelemeye dahil edilen 104 kemiğin kırık yerleşimlerine bakıldığında %60 oranı ile en sık radyus olduğu belirlendi.

Tablo 13: DEBT'de yapılan ödem ve kırık değerlendirmelerinin MRG ile karşılaştırılması

DEBT'de KİÖ (ortak karar)		MRG'de KİÖ		Toplam	
		yok	var		
Yok	Kırık	Yok	11	49	60
		Var	0	4	4
	Total		11	53	64
Var	Kırık	Yok	8	22	30
		Var	1	9	10
	Total		9	31	40
Toplam	Kırık	Yok	19	71	90
		Var	1	13	14
	Total		20	84	104

Tablo 13'de görüldüğü gibi grup 5, grup 6 ve grup 7 arasında yapılan karşılaştırmada 9 kemikte, DEBT ile tespit edilen ödem MRG ile doğrulandı (Resim 16). Bir kemikte DEBT kırık varlığına ve ortak alınan ödem kararına karşın MRG'de ödem tespit edilmedi. Kırık olan 4 kemikte MRG'de ödem tespit edilmesine rağmen DEBT ödemi tespit edemedi.



Şekil 15: DEBT'de kırık ve eşlik eden KİÖ. Ayak bileğinde burkulma nedeni ile başvuran 19 yaşında kadın hastanın direkt grafi (A), DEBT renkli kemik iliği haritası (B), T1A (C) ve yağ baskılı T2A(D), gri skala BT'nin MPR görüntüleri (E,F,G) ile MIP görüntüsü (H), 3D VRT ile renkli kemik iliği 3D VRT görüntüleri izlenmektedir. Gri skala BT'de kuboide oblik kırık (sarı oklar) renkli kemik iliği haritasında ise yeşille kodlanmış eşlik eden yaygın kemik iliği ödemi izlenmektedir.

5 TARTIŞMA

Kırık şüphesi olan hastalarda rutinde konvansiyonel radyografi sonrası BT gerekmektedir, fakat tıbbi merkezlerin büyük çoğunluğunda bu inceleme tek enerjili, tek tüplü standart BT' ler ile gerçekleştirilmektedir. KİÖ açısından fayda sağlamayan bu modalite ilave MR görüntülemesi gerektirmektedir. Bu da hasta muayenesi, teşhisi ve tedavisinde gecikmelere ve maliyetlerin artmasına neden olabilir. İlave MRG incelemelerine olan ihtiyacı azaltmak için DEBT potansiyel olarak yardımcı olabilir. Teşhisi hızlı bir şekilde yapmak, özellikle vertebroplasti, dorsal stabilizasyon veya ekstremitte stabilizasyonu planlanan vakalarda önemlidir (Wang vd., 2013).

Küçük kırıklar bile belirgin kemik iliği ödemi ilişkili olabilir. Direkt grafilerde ve hatta BT'de kolayca kaçırılabilen bu lezyonlar çeşitli komplikasyonlara neden olabilir. Sanal kalsiyumsuz DEBT incelemesi ise akut travmatik kemik iliği ödemini erken tespit edebilir. DEBT ile kemik iliği ödeminin erken teşhisi, ileri komplikasyonları önlemek için fiziksel aktivitenin kısıtlanması veya durdurulması gibi erken tedaviye uygun hastaların seçilmesinde yardımcı olabilir. Ayrıca DEBT belirgin travmatik kemik iliği ödemini dışlamak ve bu endikasyon için gereksiz yere istenen MR tetkiklerini ortadan kaldırmak için alternatif görüntüleme yöntemi olabilir. DEBT, MR görüntüleme için kontrendikasyonları olan ya da MR görüntülemenin mümkün olmadığı hastalara da alternatif olabilir (Guggenberger vd., 2012).

DEBT ile KİÖ potansiyel olarak saptanabilir olmasına rağmen, bu tekniğin MR görüntüsünden üstün olduğu düşünülmemektedir. Standart BT'lerdeki gri skala görüntülerdeki gibi DEBT'de bu görüntüler üzerine sanal kalsiyumsuz ve renk kodlu görüntülerin eklenmesi ile yanlış negatif olarak değerlendirilme ihtimali olan kırıkların sayısının önemli ölçüde azaldığı gösterilmiştir. Özellikle, daha az deneyimli radyologların DEBT avantajları sayesinde kırık tespit etme başarıları artmıştır (Kaup vd., 2016a, s. 8).

Osteoporotik akut vertebral kompresyon kırıklarında, yeterli deneyime sahip olmayan bir radyolog tarafından değerlendirildiğinde konvansiyonel BT ile doğruluk, %61, sanal kalsiyumsuz görüntüleme tekniği ile doğruluk, %83'e ulaştı. Deneyimli bir

radyolog ile bu oran %81'den, %95'e olacak şekilde artmış olup MR görüntülemelemedeki başarıya yaklaşmıştır (Kaup vd., 2016a, s. 1).

Metastatik yayılım gibi, kemik iliğinin diğer patolojik süreçlerinin konvansiyonel tek enerjili BT'den daha doğrulukla ve daha erken olarak DEBT kullanılarak saptanabilir (Pache vd., 2010).

Daha fazla teknik iyileştirme yapılmasına rağmen, kırmızı ve sarı kemik iliğinin belirli bir karışımda su molekülleri içermesi nedeniyle sanal kalsiyumsuz görüntülemenin yetersiz kaldığını kabul etmek gerekir. Bu nedenle, çalışmalar ağırlıklı olarak yağlı kemik iliği komponenti belirgin olan kemiklerle sınırlandırılması gerekebilir (Pache vd., 2010).

Kemik iliği ödemi, şiddetli osteoporozlu hastalarda, hafif dereceli osteoporotik kemik yapısına sahip hastalara göre, trabeküler kemikteki kalsiyum oranı azalacağı için daha görünür hale gelir (Kaup vd., 2016a). Fakat VNCA görüntülerde kalsiyumdan zengin kompakt kemik çıkarıldığı için, ROI ile yapılan ölçümlere etki etmesi beklenmez (Wong, Liang, & Jalal, 2018).

Çalışmamızda MRG'de KIÖ'nin en yüksek olduğu alanlardan yapılan ROI örneklerinin ortalama DECT zayıflamaları anlamlı derecede yüksekti ($p < 0.0001$).

Guggenberger ve ark. akut ayak bileği eklem travmasında kemik iliği lezyonlarını % 90 duyarlılık ve % 80.5 özgüllük ile tanımlamışlardır (Guggenberger vd., 2012). Bizim çalışmamızda DEBT'yi değerlendiren her iki radyoloğun, KIÖ için ortak değerlendirmesi sonucunda duyarlılık % 36,90, özgüllük % 55 olarak hesaplandı. Ai ve ark. yaptığı çalışmada, DEBT ile travma sonrası belli zaman aralıklarında alınan DEBT / VNCA ile en az 10 hafta boyunca KIÖ'nin tespit edilebildiğini göstermişlerdir. MRG'de ise KIÖ'nin 4 haftada gerilemeye başladığı ve haftalarca sürdüğü gösterilmiştir (Ai vd., 2014). Biz de bu çalışmadaki verilerden yola çıkarak akut ile subakut dönem travmalı hastaları çalışmaya dahil ettik. Guggenberger ve ark yaptığı çalışmaya göre bizim çalışmamızdaki sonuçların daha düşük olmasının nedenleri arasında akut-subakut dönem gruplandırılmasının yapılmaması ve çalışmaya falankların da dahil edilmesi olabilir. Her hastayı akut, subakut ve kronik dönem grupları içerisinde ayrı ayrı olarak

değerlendirmek daha doğru duyarlılık, özgüllük ve eşik değeri vereceğini düşünmekteyiz.

Petritsch ve ark. direkt röntgen filmlerinde vertebral kırık olan hastalara yönelik yaptıkları çalışmada, % 64 duyarlılık, % 99,3 özgüllük tespit etmişler. Çalışmalarında travma süresi belirtilmemiş olup, DEBT sonrası MRG çekimi olabildiğince en kısa sürede yapılmıştır (Bernhard Petritsch vd., 2017). Pache ve ark.'nın akut diz travmalı hastalara yönelik çalışmalarında DEBT ile MRG arası süre 0,9 (0-5) gün olup bizim çalışmamızda 0,25 (0-3) gündür. Diz eklemine komşu femur için duyarlılık % 78,9, özgüllük % 97,6; tibia için duyarlılık % 95, özgüllük % 91,5 olarak hesaplamışlar (Pache vd., 2010). Bizim çalışmalarımızı literatürdeki bu çalışmalar ile kıyasladığımızda duyarlılık ve özgüllük değerlerimizin düşük olmasının diğer bir nedeni distal ekstremite olması ve küçük kemiklerin olması olarak düşünmekteyiz.

Ali ve ark. sadece karpal kırıkları değerlendirdikleri ve altın standart test olarak MRG kullanımı olmayan çalışmalarında, travma sonrası oluşan ödeme bağlı olarak, meydana gelen HU değerlerindeki artışı baz alarak, bir eşik değeri bulmaya çalıştılar. 5.90 HU olarak bir eşik değeri tespit ettiler ve bu değerde % 100 duyarlılık, % 99.5 özgüllük tespit ettiler. Bu değeri akut travma sonrası 7 gün içerisinde değerlendirdikleri kırığı olan hastalarda hesaplamışlardır (Wong vd., 2018). Bizim yaptığımız çalışmada ise akut ve subakut dönemde kırığı olan veya olmayan hastalar çalışmaya dahil edildi. Her iki radyoloğun ortak aldığı ödem ve kırık varlığı kararları, altın standart test olarak MRG ile karşılaştırıldı. Çalışmamızdaki bu özelliklerin, Ali ve ark.'nın çalışmasına göre duyarlılık ve özgüllükteki değerlerin daha düşük olmasının nedeni olduğunu düşünmekteyiz. Ayrıca çalışmamızda akut ve subakut dönem travma hastaları dahil edildiği için, ortak alınan kemik iliği ödemi kararları durum değişkeni olarak alındığında -61,40 HU değerinde eşik değeri hesaplandı. Bizim hesapladığımız eşik değerinde, duyarlılık: % 94, özgüllük: % 92 değerleri tespit edildi. MRG durum değişkeni olarak alındığında ise -131,9 HU değerinde cut-off değeri, % 73; özgüllük % 83 olarak tespit edildi. Eşik değeri hesaplarken MRG'yi altın standart olarak kullanmak, Ali ve ark.'nın yaptığı çalışmaya göre bizim çalışmamızın üstünlüğü olup bu şekilde hesaplamanın daha doğru bir sonuç verdiğini düşünmekteyiz.

Radyologlar arasındaki tecrübe farkı, küçük ve gizli kırıkların teşhisinde önemli olarak değerlendirildi.

Bu çalışmanın bazı sınırlılıkları vardır. Öncelikle akut ve subakut dönemi beraber değerlendirmek, bizim çalışmamızın önemli sınırlılıklarından biridir. Radyologlar arasında kas-iskelet radyolojisi alanındaki tecrübe farkı çalışmada gözlemciler arasındaki uyumun değerlendirilmesi açısından diğer bir sınırlamadır. Bu çalışmada birden fazla ekstremitenin ve buna bağlı çok sayıda kemiğin değerlendirilmiş olması da örneklem heterojenitesi yarattığı için bir diğer sınırlılıktır.

6 SONUÇ

Akut ve subakut dönem travma sonrası kemik iliği ödemi tespit etmede literatür verilerine göre DEBT proksimal grup büyük ekstremitelerde altın standart tanı yöntemi olan MRG'ye yakın duyarlılık ve özgüllüğe sahipken bizim çalışmamız distal ekstremitelerde yer alan falanks, karpal ile tarsaller gibi daha küçük kemiklerde kalitatif değerlendirmede düşük duyarlılık ve özgüllük oranlarının olduğunu ortaya koydu. Kantitatif değerlendirmede ise KIÖ'nin tespitinde ROI ölçümlerinden elde edilen eşik değerinin kullanılabileceği sonucuna vardık. Özellikle daha az deneyimli radyologların bu kantitatif değerlendirme sayesinde, kemik iliği ödemi açısından yanlış negatif değerlendirmelerini azaltacağını düşünmekteyiz.

7 KAYNAKLAR

1. Ai, S., Qu, M., Glazebrook, K. N., Liu, Y., Rhee, P. C., Leng, S., & McCollough, C. H. (2014). Use of dual-energy CT and virtual non-calcium techniques to evaluate post-traumatic bone bruises in knees in the subacute setting. *Skeletal Radiology*, *43*(9), 1289–1295. <https://doi.org/10.1007/s00256-014-1913-7>
2. Bernhard Petritsch, M., Aleksander Kosmala, M., Andreas M. Weng, P., Bernhard Krauss, P., Anke Heidemeier, M., Richard Wagner, M., ... Thorsten A. Bley, M. (2017). Vertebral compression Fractures: Third-Generation Dual-Energy CT for Detection of Bone Marrow Edema at Visual and Quantitative Analyses. *Radiology*, *000*, *Ahead*(0), 1–8. <https://doi.org/10.1148/radiol.2017162165>
3. Bierry, G., & Venkatasamy, A. (2014). Dual-energy CT in vertebral compression fractures : performance of visual and quantitative analysis for bone marrow edema demonstration with comparison to MRI, 485–492. <https://doi.org/10.1007/s00256-013-1812-3>
4. Bierry, G., Venkatasamy, A., Kremer, S., Dosch, J. C., & Dietemann, J. L. (2014). Dual-energy CT in vertebral compression fractures: Performance of visual and quantitative analysis for bone marrow edema demonstration with comparison to MRI. *Skeletal Radiology*, *43*(4), 485–492. <https://doi.org/10.1007/s00256-013-1812-3>
5. Bone, D. P., Krauss, B., Strohm, P., Saueressig, U., Bulla, S., Schäfer, O., ... Baumann, T. (2010). Dual-Energy CT Virtual Noncalcium Technique : Marrow Lesions — Feasibility Study 1 Purpose : Methods : Results :, *256*(2), 617–624.
6. Clyde A. Helms, M. (2009). *Musculoskeletal MRI (Helms, 2nd Ed (2. baskı))*.
7. Dareez, N. M., Dahlslett, K. H., Engesland, E., & Lindland, E. S. (2017). Scaphoid fracture: Bone marrow edema detected with dual-energy CT virtual non-calcium images and confirmed with MRI. *Skeletal Radiology*, *46*(12), 1753–1756. <https://doi.org/10.1007/s00256-017-2730-6>
8. Guggenberger, R., Gnannt, R., Hodler, J., Krauss, B., Wanner, G. A., Csuka, E., ... Alkadhi, H. (2012). Diagnostic Performance of Dual-Energy CT for the Detection of Traumatic Bone Marrow Lesions in the Ankle: Comparison with MR Imaging. *Radiology*, *264*(1), 164–173. <https://doi.org/10.1148/radiol.12112217>
9. Kaup, M., Wichmann, J. L., Scholtz, J.-E., Beeres, M., Kromen, W., Albrecht, M. H., ... Bauer, R. W. (2016a). Dual-Energy CT–based Display of Bone Marrow Edema in Osteoporotic Vertebral Compression Fractures: Impact on Diagnostic Accuracy of Radiologists with Varying Levels of Experience in Correlation to MR Imaging. *Radiology*, *280*(2), 510–519. <https://doi.org/10.1148/radiol.2016150472>
10. Kaup, M., Wichmann, J. L., Scholtz, J.-E., Beeres, M., Kromen, W., Albrecht, M. H., ... Bauer, R. W. (2016b). Dual-Energy CT–based Display of Bone Marrow Edema in Osteoporotic Vertebral Compression Fractures: Impact on Diagnostic Accuracy of Radiologists with Varying Levels of Experience in Correlation to MR Imaging. *Radiology*, *280*(2), 510–519. <https://doi.org/10.1148/radiol.2016150472>

11. Kellock, T. T., Nicolaou, S., Kim, S. S. Y., Al-Busaidi, S., Louis, L. J., O'Connell, T. W., ... McLaughlin, P. D. (2017a). Detection of Bone Marrow Edema in Nondisplaced Hip Fractures: Utility of a Virtual Noncalcium Dual-Energy CT Application. *Radiology*, 284(3), 922–922. <https://doi.org/10.1148/radiol.2017174014>
12. Kellock, T. T., Nicolaou, S., Kim, S. S. Y., Al-Busaidi, S., Louis, L. J., O'Connell, T. W., ... McLaughlin, P. D. (2017b). Detection of Bone Marrow Edema in Nondisplaced Hip Fractures: Utility of a Virtual Unenhanced Dual-Energy CT Application. *Radiology*, 0(0), 161063. <https://doi.org/10.1148/radiol.2017161063>
13. Öncel, G., Ad, R., & Ad, R. (2014). Çift Kaynak Çift Enerji Bilgisayarlı Tomografi Teknik ve Klinik Uygulamaları, 7(2), 1–11.
14. Pache, G., Krauss, B., Strohm, P., Saueressig, U., Blanke, P., Bulla, S., ... Baumann, T. (2010). Dual-Energy CT Virtual Noncalcium Technique: Detecting Posttraumatic Bone Marrow Lesions—Feasibility Study. *Radiology*, 256(2), 617–624. <https://doi.org/10.1148/radiol.10091230>
15. Stoller, D. W., & Wilki, L. W. and. (2007). *Magnetic Resonance Imaging in Orthopaedics And Sports Medicine* (3. baskı).
16. Tokgöz, N., Ad, R., & Ad, R. (2012). Kemik İliği Ödemi Sendromu, 72–78.
17. Wang, C. K., Tsai, J. M., Chuang, M. T., Wang, M. T., Huang, K. Y., & Lin, R. M. (2013). Bone marrow edema in vertebral compression fractures: detection with dual-energy CT. *Radiology*, 269(2), 525–33. <https://doi.org/10.1148/radiol.13122577>
18. Wong, W. D., Liang, T., & Jalal, S. (2018). Analysis of Bone Marrow Edema in, (April), 1–6.
19. Yalçın, E. (2008). Kemik İliği Ödemi ve Ayırıcı Tanısı, 19(1), 62–70.
20. Zbijewski, W., Sisniega, A., Stayman, J. W., Thawait, G., Packard, N., Yorkston, J., ... Siewerdsen, J. H. (2015). Dual-Energy Imaging of Bone Marrow Edema on a Dedicated Multi-Source Cone-Beam CT System for the Extremities. *Proceedings of SPIE--the International Society for Optical Engineering*, 9412, 94120V–94120V–6. <https://doi.org/10.1117/12.2082304>

