



**T.C.
YÜZÜNCÜ YIL ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI**

BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİNİN HU (hounsfield unit) DEĞERİ ile DEXA (dual enerji X-ışını absorbsiyometri) SKORLAMALARININ KARŞILAŞTIRILMASI ve BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİNİN DENSİTOMETRİ DEĞERİNİN OSTEOPOROZ TANISINA KATKISI

**DR.MUHAMMED ALPASLAN
UZMANLIK TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. AYDIN BORA**

VAN-2015

İÇİNDEKİLER

	SAYFA
İÇİNDEKİLER.....	1
ŞEKİL, GRAFİK, RESİM VE TABLOLAR.....	2
KISALTMALAR VE SEMBOLLER.....	3
TEŞEKKÜR.....	4
ÖZET.....	5
ABSTRACT.....	10
1.GİRİŞ VE AMAÇ.....	15
2. GENEL BİLGİLER.....	16
3.MATERYAL METOD.....	75
4-BULGULAR.....	82
5. İSTATİSTİK ANALİZ VE SONUÇLAR	92
6-OLGU SUNUMLARI	112
7.TARTIŞMA VE SONUÇ	127
8.ÖZGEÇMİŞ	133
9.KAYNAKLAR	134

ŞEKİLLER : 4 adet

RESİMLER : 13 adet

TABLolar : 45 adet

GRAFİKLER: 25 adet



KISALTMALAR VE SEMBOLLER

3D	Üç boyutlu
BT	Bilgisayarlı tomografi
ÇDBT /MDCT	Çok dedektörlü bilgisayarlı tomografi
mA	Miliamper
mAs	Miliamper saniye
msn	Milisaniye
lt	Litre
kV	Kilovolt
mm	Milimetre
HU	Hounsfield Unit
ROI	Örnekleme alanı (Region of interest)
BMD/KMY	Bone mineral density, Kemik mineral yoğunluk
WHO	Dünya sağlık örgütü
DEXA	Dual enerji X ışını absorbsiyometri
DPA	Dual photon absorbsiyometri
SPA	Single photon absorbsiyometri
SXA	Single X- ray absorbsiyometri
KBT	Kantitatif bilgisayarlı tomografi
MR	Manyetik rezonans
SEKBT	Single enerji kantitatif BT
DEKBT	Dual enerji kantitatif BT
KUS	Kantitatif ultrasonografi
MPR	Multiplanar reformasyon
ALP	Alkalen fosfataz
OC	Osteokalsin
TRAP	Tartrat rezistan asit fosfataz
OHP	Hidroksiprolin

TEŞEKKÜR

Tez çalışmamda ve uzmanlık eğitimim sırasında bilimsel katkı, destek ve ilgisini esirgemeyen tez hocam Doç.Dr. Aydın Bora' ya, uzmanlık eğitimim süresinde bilgi ve deneyimlerinden faydalandığım değerli hocalarım Yrd. Doç. Dr. Alpaslan Yavuz'a, Yrd. Doç. Dr. M. Deniz Bulut'a, Yrd. Doç. Dr. Abdussamet Batur'a, Yrd. Doç. Dr. Harun Aslan'a, Yrd. Doç. Dr. Mesut Özgökçe'ye teşekkür ederim.

Bilgilerini paylaşan, birlikte çalışmaktan her zaman mutluluk duyduğum tüm asistan arkadaşlarıma, teknisyen ve sekreter arkadaşlarıma, tez çalışmamda tezin istatistik kısmında yardımlarını esirgemeyen sayın Prof. Dr. Sıddık Keskin'e teşekkür ederim.

Sevgi ve desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen zor günlerimde beni anlayışla karşılayan sevgili eşim Kübra Yağcı' ya, beni büyük zahmetlerle büyüten ve bu günlere ulaştıran annem babama ve tüm aileme teşekkürlerimi sunuyorum.

Dr. Muhammed Alpaslan

ÖZET

Amaç:

Bu çalışmada amacımız osteoporoz tanısında altın standart yöntem olan Dual X ışını absorbsiyometri (DEXA) skorlamasının Bilgisayarlı Tomografide(BT) ölçülen hounsfield unit(HU) değerleri ile karşılaştırılması ve BT dansitometrinin osteoporoz tanısına katkısını araştırmaktır. Ayrıca lomber vertebraların ve femur baş-boyun kesiminin volümetrik ölçümleri yapılarak Dünya sağlık örgütü (WHO) klasifikasyonuna göre değişimin önemli olup olmadığını ve osteoporozda kemik kütlesindeki kaybı radyolojik olarak göstermeye çalıştık.

Materyal-Metod:

Ocak 2013 ile Mayıs 2015 tarihleri arasında Yüzüncü Yıl Üniversitesi Tıp Fakültesi Dursun Odabaş Tıp Merkezi Radyoloji ünitesinde çeşitli kliniklerce istenmiş ve rutin olarak hem Abdominal BT'si hemde DEXA' sı çekilmiş 10 yaş üstü tüm hastalar cinsiyet farkı gözetilmeden araştırmamıza dahil edildi. Arşivimizden lomber ve femoral cerrahi geçirmemiş, protezi olamayan, kemik neoplazisi bulunmayan, romatoid artrit ,SLE ,ankilozan spondilit , multipl miyelom gibi hastalıkları olmayan toplam 102 hasta belirlendi. L1-L2-L3-L4 vertebralardan ve femur boynundan DEXA yöntemiyle ölçülen T skoru, BMD, WHO klasifikasyonu ile Abdomen BT de L1-L2-L3-L4 vertebra korpuslarından ve femur baş-boyun kesiminden ölçülen HU değerleri ile BT volum ölçümleri yapıldı. DEXA ölçümleri Hologic 2000 dexa cihazı ile standart pozisyonda yapıldı. Femur boynundan ve lomber L1-L2-L3-L4 vertebralardan kemik mineral yoğunluk(BMD), area, T-Z skoru ölçülüp WHO klasifikasyonu belirlendi. WHO klasifikasyonuna göre T skoru -1 ve üzeri normal, -1 ile -2,5 arası osteopeni, -2,5 ve altı osteoporoz olarak tanımlanmaktadır. BT görüntüleri 16 dedektörlü çok kesitli bilgisayarlı tomografi cihazı(Somatom Emotion 16-slice; CT2012E- Siemens AG Berlin and München- Almanya) ile elde edilmiştir. Hastaların abdomen BT lerinde lomber vertebraların(L1-L2-L3-L4) korpusundan ve femur boynundan üç farklı seviyeden ROİ ler kurularak HU değerleri ölçüldü ortalaması alındı. Ayrıca volümetrik ölçüm yapmak için alt sınır 100 ve 200 HU gibi iki farklı değer , üst sınır ise 1500 HU olarak belirlendi.Vertebra korpusları ve femur baş-boyun bölgesi sınırları çizilerek kemik dışındaki dokuların girmesi önlenildi.Ardından volüm değerleri otomatik-interaktif olarak ölçüldü. DEXA ya göre belirlenen WHO kalsifikasyonu, T skoru , BMD değerleri ile BT yöntemiyle ölçülen lomber

vertebra-femur boyun HU değerleri ve volümleri arasındaki ilişki istatistiksel olarak araştırıldı.SPSS paket programı kullanıldı.

Sonuçlar:

Çalışmamıza 102 hasta dâhil edilmiş olup bunların 51 i erkek 51 i kadındı(%50). 10 yaş ve üzerinde bulunan tüm hastalarımız üç gruba ayrıldı.10-30 yaş arası 1. grup, 31-60 yaş arası 2. grup ve 60 yaş üzeri 3.grup olarak tanımlandı. 1. grupta 21 kişi(%20,6) , 2. grupta 52 kişi(%51) ve 3. grupta 29 kişi(%28,4) mevcuttu. Hastaların boy ortalaması 163,3($\pm$ 8,9) cm, ortalama kilosu ise 69.5($\pm$ 14,9) kg olarak ölçüldü.

Lomber bölgeden yapılan ölçümlerde DEXA WHO klasifikasyonuna göre 44 hastada normal (24 erkek, 20 kadın, yaş ortalaması 44), 35 hastada osteopeni(19 erkek, 16 kadın, yaş ortalaması 45) ve 23 hastada(8 erkek, 15 kadın, yaş ortalaması 55) osteoporoz saptandı. 102 hastada L1 vertebranın T skoru ortalaması -1,27 L2 vertebranın T skoru ortalaması -1,06 L3 vertebranın T skoru ortalaması -1,25 ,L4 vertebranın T skoru ortalaması -1,32 ve total lomber bölge T skoru ortalaması -1,24 olarak bulundu.

Femurdan yapılan DEXA ölçümlerinde WHO ya göre normal hasta sayısı 50(30 erkek, 20 kadın yaş ortalaması 44) , osteopenik hasta sayısı 41(19 erkek, 22 kadın yaş ortalaması 50) , osteoporoz hasta sayısı 11(2 erkek, 9 kadın, yaş ortalaması 52) kişiydi. 102 hastanın femur total T skoru ortalaması -0,83 idi.

L1-L2-L3-L4 lomber vertebralardan ayrı ayrı ölçülen BT dansitometri HU değerlerinin yaş grupları ile karşılaştırması yapıldı ve üç yaş grubunda HU değerlerinin yaş arttıkça ters orantılı olarak azaldığı görüldü , p değerleri < 0,01 olup anlamlıdır.

Femur boynundan ölçülen HU değerleride yaş grupları ile karşılaştırıldı. Grup yaşı arttıkça HU değeri orantılı olarak düşük bulundu. p değerleri < 0,01 olup anlamlıdır.

DEXA ya göre lomber vertebraların kemik mineral yoğunluğu (BMD) değerlerinin BT HU değerleri ile yapılan korelasyon testinde her vertebranın (L1-L2-L3-L4) HU sonuçları ve BMD değerleri uyumlu bulunmuştur. P değerleri < 0,01 olup anlamlıdır. Yani BMD değeri arttıkça korele olarak HU değerleride artmaktadır.

DEXA ya göre femurun kemik mineral yoğunluğu (BMD) değerlerinin BT HU değerleri ile yapılan korelasyon testinde femur boynundan ölçülen HU sonuçları ve BMD değerleri uyumlu bulunmuştur. p değerleri $< 0,01$ olup anlamlıdır. Yani BMD değeri arttıkça korele olarak HU değerleride artmaktadır.

Lomber vertebralarda L1-L2-L3-L4 ten ölçülen BT HU değerleri ve vertebra volümleri, ayrıca femur boynundan ölçülen BT HU değerleri ve volümleri aynı bölgelerden ölçülen DEXA skorları ile karşılaştırıldı. DEXA ya göre normal osteopeni ve osteoporoz olarak üçe ayrılan gruplar göz önünde bulunduruldu. Lomber ve femoral bölgeden yapılan HU ölçümleri ve volüm değerleri DEXA'nın üç grubu ile de uyumlu bulundu. Normal hastalardan osteoporotik hastalara doğru gidildikçe HU değeri ve volüm belirgin azalmaktaydı. Lomber vertebra ve femur için p değerleri $< 0,01$ olup anlamlıdır.

Lomber vertebralardan ölçülen volüm değerleri ile DEXA BMD değerleri arasında korelasyon testi yapıldı. Volümetrik incelemede eşik değerlerinde alt sınır 100HU olarak seçilen volüm 1, alt sınır değeri 200HU seçilen volüm 2 olarak belirlendi. İki değişken arasında korelasyon katsayısı anlamlı bulundu. p değerleri $< 0,01$. BMD değeri arttıkça volüm artış göstermektedir.

Hastalarımızın femur baş-boyun bölgesinin volümetrik ölçümleri DEXA yönteminde femurdan ölçülen BMD değerleri ile korelasyon testi yapıldı. Volümetrik incelemede eşik HU değerleri alt sınır olarak 100HU olanlar volüm 1, 200HU olanlar volüm 2 olarak belirlendi. Volüm 1 ve volüm 2 değerleri Femur BMD ile uyumlu bulundu. p değerleri $< 0,01$ BMD arttıkça volüm artışı görüldü.

Her bir lomber vertebradan (L1,L2,L3,L4) ve femur boynundan ölçülen BT HU değerleri aynı bölgelerden ölçülen T skorları tek tek eş testi yapılarak karşılaştırıldı. Tüm ölçümlerde eşler arasında pozitif yönde doğrusal bir ilişki gözlenmiştir. Bu ilişki istatistik olarak önemlidir. (p değerleri $< 0,01$). T skoru yükseldikçe BT HU değerleride doğrusal artış göstermektedir.

Ayrıca lomber vertebradan ve femur baş-boyundan yapılan BT volümetrik ölçümler T skoru ile eş testi yapılarak karşılaştırıldı. Aynı doğrusal ilişki volüm ile T skoru arasında da görüldü. (p değerleri $< 0,01$). T skoru arttıkça ölçülen volüm değeri artış göstermektedir.

Herbir lomber vertebra (L1,L2,L3,L4) ve femurdan ölçülen HU değerleri aynı yerlerin T skoru arasında uygun cut-off değerleri elde etmek için ROC (Alıcı işlem karakteristikleri, Receiver Operating Characteristic) analizi yapıldı.

Lomber vertebraların ortalama HU değeri ile Tskoru değerlendirilmesinde ROC analizinde eğri altındaki alan % 68 bulunmuştur. En ideal yer lomber için L1 vertebra olup kesim değeri 161 HU dur. Yani L1 vertebradan BT ile ölçüm yapıldığında 161 HU altındaki değerler osteoporoz açısından risk taşımaktadır.

Femur boynundan ölçülen BT HU -Femur boyun T skoru değerlendirmesinde ROC analizinde eğri altındaki alan % 83, femur boynundan ölçülen BT HU ile femur total T skoru değerlendirilmesinde eğri altındaki alan %88 bulunmuştur. Femur boyun için kesim değeri 110 HU , femur total için kesim değeri 96 HU dur.Yani femur boynundan BT ile ölçülen HU değeri 96 nın altında ise osteoporoz açısından risk taşımaktadır.

Tartışma :

Yaptığımız çalışmada lomber vertebralardan ve femur boynundan ROİ kurarak ölçülen HU değerlerinin DEXA T skoru, BMD ve osteoporoz dereceleri ile karşılaştırılması yapıldı. BT HU değerleri T skoru ve BMD ile pozitif yöne güçlü korelasyon göstermekteydi WHO klasifikasyonuna göre ise normalden osteoporoza doğru gidildikçe HU değerlerinde belirgin azalma gözlemlendi. Ayrıca yaş arttıkça BT HU değerlerinin düşmesi beklediğimiz sonuçlardandı. Bulduğumuz sonuçlar literatürler ile benzer şekildeydi. Çalışmamızda ilk olarak vertebra korpuslarının ve femur proksimalinin volumu ölçüldü. Normalden osteoporotik hastalara ve genç hastalardan yaşlı hastalara doğru gidildikçe volümün anlamlı şekilde düştüğü görüldü. Osteoporotik hastalarda korteksin incilmesi ve meduller yapının yoğunluğunun azaldığı görsel olarakta ortaya konuldu. Literatürlerin ortak vurgusu yaşlı hastalarda dejeneratif değişiklikler (osteofit , skleroz), aort kalsifikasyonu , kemik adacıkları , skolyoz , fraktür gibi nedenler DEXA nın güvenli sonuç vermesine engel olmaktadır. Bizim hasta grubumuzda da benzer kısıtlamalar ile karşılaşıldı.

Sonuç:

Dünyanın önemli bir sağlık problemi olan osteoporoz tanısında altın standart yöntem olan DEXA'nın yukarıda bahsedilen kısıtlılıklarından dolayı ve korektif medulla ayrımını yapamaması nedeniyle yeni arayışlar devam edecektir. Bir çok çalışmada T Skoru , yaş ve BMD ile güçlü uyum gösteren BT HU değerlerinin üç boyutlu incelemeye de imkan tanınması nedeniyle gelecekte osteoporoz tanısında kullanılacağı kanısındayız. Özellikle standardize edilmiş ve spesifik bölgeye yönelik düşük doz BT uygulamaları ile hastalara osteoporoz ve fraktür riski açısından DEXA'dan daha önemli bilgiler sunacağını düşünmekteyiz . Bunun için daha geniş çapta araştırmalara ihtiyaç vardır. Ayrıca yapmış olduğumuz volüm ölçümleri ile osteoporozda kemik kütlelerinde kayıp olduğunu radyolojik olarak kanıtlamış olduk.



ABSTRACT

Purpose:

In this study, our goal is to make a comparison between the values of dual energy X-ray absorptiometry, the gold standard method to diagnose osteoporosis (DEXA) scoring and Computed Tomography (CT) measured in Hounsfield units (HU) and to investigate the contribution of CT densitometry to osteoporosis diagnosis. In addition, by making volumetric measurement of lumbar spines and femoral head-neck cut, we tried to show radiologically whether the volume change is significant or not and the bone mass loss according to the World Health Organization (WHO) classification.

Materials and Methods:

Between January 2013 and May 2015, at Yuzuncuyıl University School of Medicine Dursun Odabaş Medical Center Radiology unit, all patients above 10 years of age without gender differences were included in this study whose both abdominal CT and DEXA 's taken and requested by the various clinics. From our archives total of 102 patients were defined who hadn't had lumbar and femoral surgery, no implants, no bone neoplasia, and not had the diseases as rheumatoid arthritis, SLE, ankylosing spondylitis, or multiple myeloma. From L1-L2-L3-L4 vertebrae and femoral neck, T score which measured by the DEXA method, BMD, with WHO classification, the CT volume measurements were made, whose HU values were measured by Abdominal CT in the L1-L2-L3-L4 vertebral bodies and femoral head-neck. DEXA measurements were performed in the standard position with the Hologic 2000 dexa device. From femoral neck and lumbar spine and L1-L2-L3-L4 vertebrae, bone mineral density (BMD), area, T-Z score was measured and WHO classification was determined. According to the WHO classification T-score of -1 or above normal, between -1 and -2.5 osteopenia, and -2.5 and below is defined as osteoporosis. CT images were obtained by 16-detector multislice computed tomography device (Somatom Emotion 16-slice; CT2012E-Siemens AG Berlin and München- Germany). By establishing three different levels ROI from the abdomen CT of the lumbar spine of patients (L1-L2-L3-L4) and femoral neck of the corpus, HU values were measured and the average of it was taken. In addition; to make volumetric measurement, two different values, such as the lower limit of 100 and 200 HU , the upper limit 1500 HU was set. Vertebral bodies and femoral head-neck area boundaries drawn and entry of tissues outside the bone prevented Then, volume values were measured

automatically-interactive. DEXA calcification determined according to the WHO, T score, the relationship between BMD values and lumbar spine-femoral neck HU values and volumes measured by CT method were statistically analyzed SPSS was used.

Results:

102 patients were included in our study, of which 51 men and 51 were women (50%). All our patients whose age was 10 and above were divided into three groups. Group 1 between 10-30 years old, 31-60 years of age Group 2 and Group 3 was defined as over 60 years of age. There were 21 people in the first group (20.6%), 52 people in the second group (51%) and 29 people in the third group (28.4%). The average height of patients 163.3 ($\pm$ 8.9) cm and the average weight measured as 69.5 ($\pm$ 14.9) kg .

In measurements made from lumbar region based on DEXA WHO classification, 44 patients were normal (24 males, 20 females, mean age 44), 35 patients had osteopenia (19 male, 16 female, mean age 45) and 23 patients (8 male, 15 female, mean age 55) had osteoporosis. In 102 patients; L1 vertebra T-score average -1.27, L2 vertebra T-score average -1.06, L3 vertebra T-scores average -1.25, L4 vertebra T-score average -1.32 and total lumbar area T-score average -1,24 was found.

In DEXA measurements made from the femur, according to WHO; the number of normal patients 50 (30 male, 20 female, mean age 44), osteopenic patient number 41 (19 male, 22 female, mean age 50), osteoporosis patient number 11 (2 men, 9 women average age 52) . The average femur T score of 102 patients' was -0.83.

The comparison of HU values of CT densitometry which was measured from L1-L2-L3-L4 lumbar spine separately with age groups was made and in three age groups, HU values were decreased as age increases inversely proportional. p values are <0.01 and this is meaningful.

HU values measured at the femoral neck compared with the age groups. As age group increased HU values decreased. p values are <0.01 and this is meaningful.

According to DEXA, in the correlation tests which made by lumbar spine bone mineral density (BMD) value and CT HU values , the HU results of each vertebrae (L1-L2-

L3-L4) and BMD values were consistent. p values <0.01 are meaningful. That is, as long as BMD value increases, the HU values increase correlatively.

According to DEXA; the results of femur bone mineral density (BMD) with CT HU values and HU results and BMD values measured from femoral neck in correlation test were consistent. p values are <0.01 and this is meaningful. That is, as long as BMD value increases, the HU values increase correlatively.

CT HU values in the lumbar vertebrae measured from L1-L2-L3-L4 and spine volumes compared with DEXA scores which measured from femur neck and CT HU values and volumes from same neck of the femur. According to DEXA, divided into three groups as normal, osteopenia and osteoporosis were considered. HU measurements and volume values made in the lumbar and femoral area were also compatible with the three groups of DEXA. Progressed towards the osteoporotic patients to normal patients, HU value and volume were significantly reduced. P-values for the lumbar spine and femoral <0.01 is meaningful.

A correlation test done between volume values measured at the lumbar spine and DEXA BMD values. In volumetric analysis, volume 1 the lower limit of the threshold value 100 HU and volume 2 the lower limit of the threshold value 200 HU was selected. There was a significant correlation coefficient between the two variables. p values <0.01 . BMD increases, the volume is increasing.

A correlation test between femoral head-neck region of volumetric measurements our patients and femur BMD values of femur measured by DEXA method was done. In volumetric analysis, volume 1 the lower limit of the threshold value 100 HU and volume 2 the lower limit of the threshold value 200 HU was determined. Volume 1 and volume 2 values were compatible with femoral BMD. p values <0.01 . As BMD increased, volume growth was also observed.

Each of the values taken from lumbar spine (L1, L2, L3, L4) and CT HU values measured from femoral neck were compared with T scores through spousetest. A positive linear relationship was observed between the spouses in all measurements. This relationship is statistically significant. (p values <0.01). As T score gets higher, CT HU values also show a linear increase.

In addition, CT volumetric measurements made from lumbar spine and femoral head-neck were compared through spousetesting with T scores. The same linear relationship was observed between volume and T scores. (p values <0.01). T-score increases, the measured volume value is also increasing.

In order to obtain the appropriate cut-off value of each lumbar vertebrae (L1, L2, L3, L4) and HU values measured from and femur from the T score of the same place , ROC (Receiver Operating Characteristic) analysis was performed.

In the average HU value of lumbar spine and T-score assessment, in ROC analysis the area under curve was 68%. The ideal place for lumbar vertebrae is L1, cut-off value of 161 HU. So, when measured by CT from L1 vertebrae, values below 161 HU are at risk of osteoporosis.

In CT HU-DEXA T- score evaluation measured of femur neck, the area under the curve in ROC analysis 83%, CT HU from the femur and the total DEXA T-score under the curve 88% was found. The cut-off value for femoral neck 110 HU, the total femur cut-off value is 96 HU. So, if the height of the femur measured by CT is under 96 HU, bears risk of osteoporosis.

Discussion:

In our study, DEXA T-score of the HU values of the lumbar spine and femoral neck measured by establishing ROI were compared with BMD and osteoporosis degrees. CT HU values, showed a strong positive correlation with T score and BMD, according to the WHO classification, from normal towards osteoporosis, a significant decrease was observed in HU values. In addition, the falling of CT HU values as age increases , was one of the results we expected. The results we found were in similar manner as literature. In our study, first, the volume of the vertebral bodies and proximal femur was measured . The volume significantly reduced from normal to osteoporotic patients and from elderly patients to the young patients. The thinning of the cortex and reducing medulla density was demonstrated visually in patients with osteoporosis . With emphasis on common literature, degenerative changes in elderly patients (osteophytes, sclerosis), causes such as aortic calcification, bone islets, scoliosis, fractures causes impede the safe DEXA results. We faced with similar restrictions in our study group . CT can largely overcome these limitations.

Conclusion:

In the diagnosis of osteoporosis which is a major health problem in the world, new searches will continue due to the limitations of the gold standard method DEXA, mentioned above and not being able to make cortex medulla differentiate. We believe, in the future, T-score which enables three-dimensional examination CT HU showing strong compliance with BMD values and age in many studies can be used for the diagnosis of osteoporosis. In particular, we believe that standardized and low-dose CT applications towards specific area offer more important information for patients than DEXA, in terms of osteoporosis and fracture risk . For this, there is a need for wider research. In addition, with the volume measurements that we have done, we have proved radiologically loss of bone in osteoporosis and reduction in its density.

GİRİŞ VE AMAÇ

Bir kırık oluşuncaya kadar fark edilmeyen ve daha çok ileri yaştaki kadınları etkileyen osteoporoz, gelişen dünyamızda ortayaş kadınının önemli bir sağık sorunu haline gelmiştir. Osteoporozun pek çok sebebi bulunmasına rağmen en önemli sebebi kadınlarda menopoş ile başlayan ve yaşla beraber ilerleyerek devam eden kemik kaybıdır. Dünya Sağık Örgütünün(WHO) yayınladığı raporlarda, dünyadaki 50 yaş ve üstündeki postmenopozal kadınların %30'unun osteoporoz tanımı içerisine girdiğı ve kırık için yüksek risk taşıdığı bildirilmiştir.

Osteoporozun giderek bir halk sağığı problemine dönüşmesindeki başlıca neden,osteoporoza bağı gelişen kırıklar ve buna bağı ortaya çıkan morbidite, mortalite artışı ve oldukça büyük ekonomik kayıplardır. Osteoporozun önlenmesi ve tedavisine yönelik uygun yaklaşımlar zamanında başlatılmadığı sürece konu ile ilgili olarak sağık harcamalarının artacağı ileri sürülmektedir.

Son yıllarda kemik mineral yoğunluğunu (Bone Mineral Density-BMD) kantitatif olarak ortaya koyan en güvenilir metodlardan birisi "Dual Enerji X-Işını Absorbsiyometrisi" (DEXA)'dır. Bu metod klinik olarak kesin sonuçlar vermekte olup, lomber vertebralardaki trabeküler kemiklere ait yoğunluk ölçümlerinde %1'den az hata içermektedir.¹⁻³ BMD ölçümü osteoporoz tanısında hızlı, güvenli, pahalı olmayan, etkin bir yöntemdir.(kaynak 50-51)

Bilgisayarlı tomografi yöntemi ile vücut dokularının hemen her dokusu için oluşturulan imajlarda voksel düzeyinde X ışını tutma derecesi farklıdır. Bu fark dokuların birbirinden ayırımında kullanılabilir. BT nin bu özelliğinden faydalanılarak kemik yapılarında dansitesi ölçülebilir ve birim olarak hounsfield unit kullanılır.

Biz bu çalışmamızda hastalarımızın lomber vertebralardan ve femur baş-boyun bölgesinden DEXA yöntemi ile yapılan skorlamaların ve ölçülen diğeri sayısal parametrelerin (T skoru, BMD, total area), BT ile aynı düzeylerden ölçülen HU değeri lerinin karşılaştırılması ve iki yöntem arasındaki uyumu literatürler eşliğinde sunmayı amaçladık. BT de ölçülen HU değeri lerinin osteoporoz tanısında ne kadar etkili olduğunu ve standart bir HU cetveli oluşturmanın mümkün olup olmadığını ayrıca lomber vertebra korpuslarından - femur baş bölgesinden BT ile volumetrik ölçümler yapılarak normal ve patolojik bireylerde vulomün ne düzeyde değiştiğini tesbit etmeye çalıştık.

GENEL BİLGİLER

OSTEOPOROZUN TANIMI VE SINIFLANDIRILMASI

Osteoporoz düşük kemik kütlesi ve kemik dokunun mikromimari yapısının bozulması sonucu kemik kırılabilirliğinde ve kırığa yatkınlıkta artış ile karakterize olan sistematik bir iskelet hastalığıdır (1). Osteoporozu tanımlamak için gram kemik cinsinden değerle belirtilen Bone Mineral Content (BMC) ya da bu değer in santimetrekare cinsinden düzeltilmesi ile elde edilen Bone Mineral Density (BMD) değerlerinin bilinmesi gerekmektedir. Yapılan in vivo ve in vitro çalışmalarda kemiğin kırılmaya karşı dayanıklılığının sponjöz kemiğin bulunan BMC ve BMD değerlerinin karesi ile % 70-80 paralellik gösterdiği belirlenmiştir. (Dalen ve arkadaşları, 1976) Yani BMD'deki küçük değişiklikler kemik direncinde büyük değişikliklere yol açmaktadır. Bu yüzden BMD ve BMC değerleri osteoporoz tanımında oldukça güvenilir kriterlerdir (2).

1996'da Amsterdam'daki Dünya Osteoporoz Kongresi sonunda yapılan Konsensusa göre osteoporoz tanımı yeniden düzenlenmiştir. Buradaki tanımlama tanı yöntemlerinden Dual Enerji X-Ray Absorbsiyometre (DEXA) kullanılarak elde edilen değerlere ve kırık varlığına göre yapılmaktadır (3):

NORMAL: Genç erişkine göre kemik mineral yoğunluğunun (BMD) veya kemik mineral içeriğinin (BMC)-1 standart sapmanın (SD) altında olması.

OSTEOPENİ (Düşük Kemik Kütlesi): Kemik mineral yoğunluğunun (BMD) genç erişkine göre -1,0 standart sapma (SD) ile -2,5 standart sapma (SD) arasında olması.

OSTEOPOROZ: Kemik mineral yoğunluğunun (BMD) genç erişkine göre - 2,5 standart sapmadan (SD) fazla olması.

YERLEŞMİŞ OSTEOPOROZ: Kemik mineral yoğunluğunun (BMD) genç erişkine göre - 2,5 standart sapmanın (SD) üstünde olması ve eşlik eden bir veya daha fazla kırık bulunması.

SINIFLANDIRILMASI:

Her hastalıkta olduğu gibi osteoporozda da çok değişik sınıflamalar yapmak mümkündür. Örneğin (4);

- **Yaşa göre;** - Jüvenil - Adult - Senil
- **Lokalizasyona göre;** - Genel - Lokal
- **Etiyolojiye göre;** - Primer - Sekonder
- **Tutulan kemik dokuya göre;** - Trabeküler - Kortikal

Osteoporozun etiyolojik sınıflaması klinik olarak yararlıdır, çünkü osteoporozun sekonder bir nedeninin tanımlanması bu özel nedenin spesifik tedavisine yol açabilecektir (5).

Etiyolojik sınıflamaya göre (2);

- **Primer osteoporoz nedenleri;**

- a- İdiyopatik osteoporoz
- b- Postmenopozal osteoporoz (Tip I)
- c- Senil osteoporoz (Tip II)

- **Sekonder osteoporoz nedenleri;**

- a- Endokrin nedenler (Hipogonadizm, hipertiroidi, hiperparatiroidi, diabetes mellitus)
- b- Gastrointestinal nedenler (Subtotal gastrektomi, malabsorbsiyon)
- c- Bağ dokusu hastalıkları (Romatoid Artrit, Ehler Danlos Sendromu, Osteogenezis İmperfekta ...vs)
- d- Diyetle ilgili (yetersiz kalsiyum alımı, aşırı protein alımı)
- e- İmmobilizasyon f- Malign hastalıklar
- g- İlaç kullanımı (Heparin, glikokortikoidler, antikonvülzanlar)

Primer osteoporozda hastalığa neden olabilecek bilinen bir hastalık veya olay yoktur. Sekonder osteoporozda ise altta yatan birçok hastalık veya neden olabilir (3).

Riggs primer osteoporozu Tip I veya postmenopozal osteoporoz, Tip II veya senil osteoporoz ve juvenil osteoporoz olarak ayırmıştır (6). Tip I ve Tip II osteoporoz arasında yaş, seks, kemiğin tutulma yeri, kemik kırıklarının özellikleri, kemik kaybının hızı, olayın fizyopatolojik özellikleri yönünden farklılıklar vardır.

Tip I osteoporoz, temel olarak erken postmenopozal kemik kaybı ile ilişkili osteoporozdur; kortikal kemiğin rölatif korunması ile beraber belirgin trabeküler kemik kaybı söz konusudur. Klinik sendrom Colles fraktürü ve vertebral fraktürü içerir. Diğer faktörlerle birlikte östrojen yetersizliği önemli görünmektedir (6). Tip I osteoporoz bir overr yetersizliği hastalığı olarak düşünülebilir. Östrojenler, kemiği paratiroid hormonun yıkıcı etkisine karşı korumaktadır. Östrojen azalınca normal düzeylerdeki paratiroid hormonu bile aşırı rezorbsiyon meydana getirmektedir. Kemik rezorbsiyonunun artması paratiroid hormonu düzeylerinin düşmesine neden olur. Kadınlarda mensesler sona ermeden osteoblast fonksiyonu azalarak osteopeni başlayabilir.

Tip II osteoporozda ise kortikal ve trabeküler kemik kayıpları birbirine yakındır. Tip II osteoporoz patogenezi çok açık değildir; ancak 1,25 dihidroksivitamin D'nin böbrekte üretiminde yaşla ilgili bir azalmadan sonuçlandığı öne sürülmüştür ki; bu da sekonder hiperparatiroidizmle birliktedir. Aşırı kortikal kemik kaybından büyük oranda hiperparatiroidizm sorumludur. Tip II osteoporozla ilişkili kırık sendromu kalça kırığıdır (6).

Tablo 1. Tip I ve Tip II Osteoporoz Karşılaştırması (3)

	Tip I (Postmenopozal Osteoporoz)	Tip II (Senil Osteoporoz)
Yaş	51 – 75	75 yaş üzeri
Kadın – Erkek	6 : 1	2 : 1
Tutulan Kemik	Trabeküler	Kortikal + Trabeküler
Kırık Lokalizasyonu	Vertebra, El bileği	Kalça, Pelvis, Tibia, humerus üst uç
Muhtemel Etyopatogenez	Östrojen Ø	Yaşlanma, ikincil hiperparatiroidi
Kemik Kayıp Hızı	Hızlı	Hızlı değil
PTH Fonksiyonu	Azalmış	Artmış
Kalsiyum Emilimi	Azalmış	Azalmış
25 (OH)D 1.25(OH) ₂ D Metabolizması	İkincil Azalmış	Birincil Azalmış

KEMİK REMODELLİNGİ:

Bütün bir yaşam süresince iskelet homeostazının sağlanması ve yapısal bütünlüğünün korunması için hem kortikal hem de trabeküler kemikte “remodeling” adı verilen bir dizi değişim izlenir. Bu değişimin iki ana bileşimi kemik rezorbsiyonu ve formasyondur. Geçmişte bu iki olayın birbirinden tümüyle bağımsız olduğu düşünülüyordu: Çünkü rezorbsiyon ve formasyon iki değişik hücre tipi tarafından yapılıyordu. Oysa şimdi bilindiği gibi, her iki olay da osteoblast ve osteoklastların ortak hareket ettikleri bir aktivite paketi içinde gelişmektedir. Söz konusu bu paket Frost’un tanımladığı şekilde “Kemik Remodelasyon Ünitesi” veya “Temel Multisellüler Ünite” olarak adlandırılmaktadır (2). Yetişkin bir insanda kemik remodelasyonu temelde bir yerine koyma mekanizmasıdır. Formasyon, daha önceden rezorbsiyonun tamamlandığı yüzeylerde gerçekleşir. Remodelasyonun ilk halkasını “Aktivasyon” dönemi oluşturur. Osteoklastların ortaya çıktığı bu dönemin amacı, sessiz bir yüzeyin aktif bir remodelasyon bölgesine dönüştürülmesidir. Aktivasyonu, rezorbsiyon dönemi izler. Osteoklastların etkinliği ile yaklaşık 50 mikrometre derinliğinde bir kavite açılır. Kavite yeterli bir derinliğe ulaştığında osteoblastlar ortadan kaybolmakta, mononükleer hücreler devreye girerek rezorbsiyon yüzeyini formasyon için hazırlamaktadır. Formasyon dönemi sırasında osteoblastlar gittikçe basık duruma gelirler ve tüm kaviteyi doldururlar. Erişkin bir kimsenin iskeletinde normal koşullar altında bu olaylar son derece dengeli bir şekilde devam eder ve meydana gelen net kemik dokusu miktarı; rezorbe olan kemik dokusu miktarına eşittir. Bir kemik yapısal ünitesinin yakılıp, tümüyle yeniden yapılanması 3-5 aylık bir zaman gerektirir (6,7).

OSTEOPOROTİK KEMİĞİN ÖZELLİĞİ

Osteoporoz, “düşük kemik kütlesi ve kemik dokusunda gelişen mikroyapısal bozukluklara bağlı olarak kemik dayanıklılığında azalma ve sonuçta kırık riskinin artması ile seyreden sistematik bir iskelet hastalığı” olarak tanımlanır. Bu tanım, kemiğin nicelik ve mikroyapısal açıdan bozukluğunu vurgularken matriks içeriği veya mineralizasyondaki olası bir niteliksel bozukluğu içermemektedir. Ancak kırığı olan ve olmayan olgularda kemik mineral yoğunluğu her zaman belirgin fark göstermez. Bu nedenle kemikteki çeşitli niteliksel değişikliklerin iskelet dayanıklılığında azalmaya (fajilite artışı) yol açması büyük bir olasılıktır.

Hücresel düzeyde kemik kaybının iki temel mekanizması vardır. Bunların en önemlisi aktivasyon frekansındaki artmadır. (artmış turnover) Kemik rezorbsiyon yüzeyinde remodeling ünitlerin sayısını artırarak etki gösterir. Kemik kaybının bir diğer mekanizması tek başına etki eden yada artmış turnover ile beraber etki gösteren remodeling imbalansıdır. Remodeling imbalansı erozyon derinliğinin artmasından dolayı ve/veya rezorbsiyondan daha az miktarda kemik oluşturulmasından dolayıdır. Kemik kaybının bu oluşumu remodeling siklusu bir kere tamamlandığında remodeling ünitenin içinde geri dönüşümsüzdür. Postmenopozal kemik kaybı hem artmış aktivasyon frekansı hem de remodeling imbalansı ile birliktedir. Menopozlu hastalarda selüler düzeyde azalmış kemik formasyonunun göstergesi duvar kalınlığının azalmasıdır (3). Resim 1

Resim 1: Normal kemik ile osteoporotik kemik arasındaki fark



Trabeküler Kemikte Menopoza İlişkin Hızlı Kayıp:

Trabeküler kemikte menopoza ilişkin hızlı kemik kaybı artmış kemik döngüsü ile birliktedir. Bu dönemde hızlı kemik kaybı öncelikle trabeküla kopması sonucu oluşur. Böylece trabekülaların birbiriyle ilişkisi, bozulur.

Trabeküla kaybının değişik nedenleri vardır:

- 1- Yıkım kavitesinin derinliğinin artışı (1 aylık östrojen yetersizliğinden sonra yıkım kavitesinin derinliği yaklaşık % 23 artar)
- 2- Yeniden yapılanma ünite aktivasyon frekansında artış.

Yıkım kavitesinin derinliğinin ve yeniden yapılanma ünite sayısının (frekans) artışı sonunda trabekülanın bir yüzeyinde veya sıklıkla iki yüzeyinden başlayıp, ortada birleşen lakünalar nedeniyle trabekülalarda kopma oluşur (3,6)

Kortikal Kemikte Değişiklik:

Trabeküler kemikte olduğu gibi kortikal kemikte de her iki cinsten yaş artışına paralel yavaş bir kayıp vardır. Kadınlarda kayıp hızı menopozdan sonra artar. Kortikal kemik kaybı sonucu aşağıdakiler oluşur:

- Kortekste incelmeye
- Kortikal porosite artışı

Kortikal porositedeki artış, yaşa bağlı gelişen osteoblast yetersizliği sonucudur. (Sayısal farklılaşma ve matriks sentez yeteneği açısından)

Korteks incelmesindeki birincil rol osteoklasta aittir. Endosteal yüzeyde yıkım kavitesinin derinliğinin artması, negatif kemik dengesine yol açarak, iç kortekste giderek artan incelmeye oluşur. Periost yüzeyindeki çok hafif pozitif kemik dengesi ile bu kaybı kompanse edilemez ve net sonuç yaş arttıkça endosteal çapın (kemik iliği boşluğunun büyümesi) periosteal çaptan daha hızlı artması ve korteksin incelmesidir. Korteks incelmeye menopoz döneminde daha da belirginleşir. (Korteks kalınlığı %20 azalırken, trabeküler kemik volümü % 7 azalır.) Korteks incelmeye postmenopozal osteoporozlu olan vertebral deformiteli olgularda endosteal yüzeydeki aşırı osteoklastik yıkım sonucu daha fazladır (3).

OSTEOPOROZ PATOGENEZİ

Osteoporoz, birden çok faktörün etkileşmesi sonucu gelişen iskeletin tüm kemiklerinde aynı düzeyde değişikliğin oluşmadığı bir hastalıktır. Birden çok faktörün söz konusu olması patogenezin iyi anlaşılmasına yol açmıştır. Primer osteoporozun patogenezi üzerinde fikir birliğine varılmış görüşler vardır. Sekonder osteoporoz patogenezi ise daha iyi anlaşılmıştır (8).

Osteoporozun patogenezinde rol oynayan en önemli iki faktör; maksimum (doruk) kemik kütlesi ve kemik kaybı hızıdır (3).

Puberteye gerçekleşen longitudinal kemik büyümesinden sonra bir süre daha kemik kütlesi artabilir. Ulaştığı son sınıra pik (doruk) kemik kütlesi denir (6). Yeniden yapılanma

intrauterin hayatta başlayıp, yaşam boyu devam eder. Büyüme dönemi ve genç erişkin yaşlarda trabeküler ve kortikal kemikte, her yeniden yapılanma evresinde yapılan kemik, yıkılandan fazla olduğu için denge pozitifdir. Buna ek olarak “yeniden yapılanma frekansı” da yüksektir. Sonuçta yaşamın bu döneminde “kemik kütlesinde” hızlı artış olur. Doruk kemik kütlesine ulaştıktan sonra her iki cinste de miktar ve mekanizma farklı olsa da kemik kaybı başlar (3).

Osteoporozun patogeneğinde pik kemik kütlesi üzerinde en çok durulan bir konudur. Normalde kemik kütlesi kadınlarda erkeklerden daha azdır. Erkeklerde pik kemik kütlesi % 25-30 daha yüksektir. Bunun sonucunda kadınlarla erkekler arasında ileri dönemlerde osteoporoz gelişiminde fark oluşur ve bu durum kırık görülme sıklığını da etkiler (8).

Doruk kemik kütlesine ulaşıldıktan sonra premenopozal kadınlar ve sekonder osteoporoz nedeni olmayan erkekler her yıl kemik kütlesinin % 0.25 - % 1’ini kaybeder. Perimenopozal ve erken postmenopozal dönemdeki kadınların kemik kayıp hızı % 2- 5/yıldır. Kadınlar menopoza sonra her 10 yılda kemik mineral yoğunluğunun % 15’ini, erkekler ise tüm yaşamları boyunca kemik mineralinin %20-30’unu yitirirler. Kemik mineral yoğunluğunun her % 10 azalışında kırık riski 2 katı artar. Doruk kemik kütlesinin gelişiminde genetik ve çeşitli çevresel faktörlerin etkisi vardır. Çeşitli endokrinolojik disfonksiyon, kronik hastalıklar, genel olarak malnutrisyon, özel olarak da kalsiyum ve protein malnutrisyonu ve immobilizasyon gibi olumsuz koşullar doruk kemik kütlesinin yeterince artmamasına yol açarak, yaşamın daha sonraki yıllarında osteoporoz riskini artırır (3).

Doruk Kemik Kütlesinin Oluşumuna Etki Eden Faktörler:

1- Genetik

- Osteoporoz yönünden olumlu aile
- Irksal
- Vitamin D reseptör gen
- Kemik kollajen sentezindeki genetik

2- Çevresel

- Beslenme: Kalsiyum, protein, kalori...

- Fizik

Cinsiyet ve genetik özelliklerin pik kemik kütlesi üzerinde belirleyici rolleri vardır. İkizlerde yapılan çalışmada kemik yoğunluğu aynı bölgelerde aynı düzeyde bulunur. Postmenopozal osteoporozu olan kadınların, henüz menopoz öncesi dönemde olan kızlarında; aynı yaş grubundaki normallere göre lomber bölge kemik dansitesinin daha az olduğu gözlenmiştir (8,9). Bu bulgular pik kemik kütlesi üzerine genetik faktörlerin katkısını doğrular niteliktedir. Pik kemik kütlesinin yeterli oluşması üzerine beslenme önemli bir etki gösterir. Özellikle puberte-genç erişkinlik döneminde yeterli kalsiyum alınmasının kemik kütlesi üzerine olumlu etki gösterdiği epidemiyolojik çalışmalarda gösterilmiştir (8). Büyüme sırasında yeterli kalsiyum alınmazsa genler tarafından programlanan iskelet yapısının doruk noktasına ulaşamayacağı savunulmaktadır. 1977-1979 yıllarında Matkoviç ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışma ile iskelet formasyonu sırasında kalsiyum ilavesi ile kemik kütlesinin artabileceği görüşü ilk kez ortaya atılmıştır. Bu çalışmada düşük kalsiyum alan bölgedeki kadın ve erkeklerde yüksek kalsiyum alınan bölgelere göre kemik kütlesinde azalma ve kırık hızında artış saptanmıştır. Farkların 30 yaş civarında yoğunlaşması nedeniyle eğer kalsiyum alımı önemli ise bunun büyüme sırasında en fazla sağlanacağı görüşüne varılmıştır. Puberte için önerilen miktar 1500 mg/gündür (10).

Pik kemik kütlesinin yeterli oluşmasında fizik aktivite ve egzersizin olumlu etkileri gösterilmiştir. Balerinlerde alt extremité kemik kütlesi artmaktadır. Atlet ve uzun mesafe koşucularında kemik kütlesi fazladır (8). Yaş ortalaması 24,6 olan 11 bayan voleybolcu üzerinde yapılan çalışmada, proksimal humerusta kemik kütlesi kontrol grubuna kıyasla daha yüksek bulunmuştur (11). Çeşitli yaş gruplarındaki bayan futbolcularda yapılan çalışmada ise çeşitli iskelet alanlarında BMD değeri kontrol grubundan daha büyük bulunmuş. Bu farklılıkların 18-28 yaştaki grupta daha belirgin ve bölgeye spesifik olduğu belirtilmiş (12).

Japon kadınlar üzerinde yapılan çalışmada hem genetik (vitamin D reseptörü) hem de çevresel faktörlerin kemik yoğunluğunun saptanmasına yardımcı olduğu gösterilmektedir (13).

Doruk kemik kütlesinin düşüklüğü bireyin kırık riskini artırır ve yaşa bağlı yavaş kemik kaybına karşı kemiğin yedek gücünde azalma yapar. Bu nedenle osteoporozdan

korunmada birincil koşul, genetik şifrenin olanak tanıdığı ölçüde doruk kemik kütlesinin yüksek değere çıkabilmesidir (3). Doruk kemik kütlesine ulaşıldıktan sonra kemik kaybı başlar. Kemik kaybını etkileyen faktörler arasında menopoza ve yaş ön sıralarda yer almaktadır (4).

Yaşlanma İle İlgili Kemik Kaybı:

Yaşlanma kemik yapıda önemli değişikliklerle birlikte (8). Yaklaşık 40 yaşından sonra her bir yeniden yapılanma odağında yapım, yıkılan kemiğe oranla daha azdır. Bu dengesizlik giderek artar. Ayrıca yaş arttıkça kalsiyum emilim yetersizliği sonucu hiperparatiroidi oluşur. Artan PTH doku düzeyinde yeniden yapılanma ünite sayısını artırarak kemik döngüsünü artırır. Yapım deprese olduğu için (osteoblast fonksiyon azalması) artan kemik döngüsü, kemik kaybına yol açar (3). Erişkinlerde kemik kaybına yol açan en önemli faktör gonadların fonksiyon kaybıdır. Seks steroidleri özellikle östrojen kemikteki yeniden yapılanma sırasında, yeniden yapılanma siklus sıklığını “(frekans) ve her siklusağı yıkım ve yapım arasındaki dengeyi” kontrol eden en önemli faktörlerden birisidir (3). Premenopozal overden salgılanan temel östrojen olan estradiol menopoza döneminde 100-1000 pmol/L’den 20-50 pmol/L’e iner. Östrojenlerin kemik mineralizasyonu üzerine etkisi indirekt olarak düşünülmektedir. Tedavi yöntemi olarak estrogen verilenlerde kırık görölme sıklığının azaldığını gösteren çalışmalar vardır. Ayrıca hiperandrojenik kadınların trabeküler kemik dansitesinin daha yüksek olduğu görölmüştür. Oysa hipogonadizm osteoporoza yol açmaktadır (3).

Östrojen yetersizliğinde yıkımın arttığı bilinmektedir. Aktivasyon sıklığının artışı, bir trabükulanın her iki yüzeyinde aynı anda yıkım kavitesinin oluşma olasılığını artırır ve iki kavitenin farklı yönlerden ilerleyerek birleşmesi ile trabekülalarda kopma ve sonuçta mikroyapısal bozukluk oluşur.

Östrojen eksikliğinin diğer 3 olası sonucu ise şöyle sıralanabilir:

- 1- Osteoklastlar daha aktif özellik alır ve daha derin yıkım kaviteleri oluşur.
- 2- Yıkım – yapım örtüşmesi bozulur.
- 3- Osteoblastların yeni kemik yapımı azalır.

Menopoz veya overiektomi sonrası kişilerin kemik kayıp hızları overin kalan salgı kapasitesi ile orantılıdır. Bu kapasite ilk 5-10 yıl devam eder. Bu noktadan sonra kemik kütle kaybını olasılıkla androjenler kontrol eder. Menopozdaki kemik kaybının hücre düzeyindeki mekanizmaları da çok açık değildir. Östrojen hem osteoblast hem de osteoklosttaki östrojen reseptörleri aracılığı ile dolaylı veya dolaysız çeşitli yollarla “kemik döngüsünü” ve sonuçta kemik yıkımını azaltır. Osteoklast farklılaşması ve aktivasyonunu sağlayan IL-1, IL-6, TNF alfa ve GM-CSF gibi uyarıcı parakrin mediatörlerin osteoblasttaki sentezini azaltır. Ayrıca osteoklasta doğrudan etki ederek osteoklastın proteolitik enzim salgısını azaltır. Osteoklast apoptozisini artırır (Olasılıkla TGF- beta salgısını artırarak). “Östrojen yetersizliğinde” ise tam tersi etkilerin gelişimi söz konusudur.

Menopozda ayrıca kalsiyum dengesini sağlayan endokrin sistemde de bazı önemli değişiklikler olur. Bunlar,

- 1- İdrarla kalsiyum atımının artışı
- 2- Barsaktan kalsiyum emiliminin azalışı
- 3- PTH ve 1,25 (OH)₂ Vit. D azalışı
- 4- Kemikte PTH’a duyarlılığın artışı
- 5- Böbrekte PTH’a duyarlılığın azalışı
- 6- Barsağın 1,25 (OH)₂ Vit. D’ye duyarlılığının azalışıdır.

Postmenopozal dönemdeki tüm kadınlarda östrojen yetersizliği olduğu halde oldukça az bir kısmında (yaklaşık % 20) osteoporoz gelişir. Bu nedenle bireysel yatkınlığı ortaya çıkaran östrojen eksikliği ile etkileşime giren başka koşulların varlığı gereklidir. Postmenopozal osteoporozda kemiğin PTH’a duyarlılığı artmıştır. Gerçekten normal PTH düzeylerinde bile östrojen azalmasına bağlı olarak kemik yıkımı (rezorbsiyonu) artar. Kemikten sökülen kalsiyum kandaki PTH düzeylerini baskılar, daha fazla yıkımın olmasını engeller. PTH serasyonunun bu şekilde azalması, serumda fosfatın artması, 1,25 (OH)₂D₃’ün azalması ve barsaktan kalsiyum emiliminin azalması sonucuna götürür. Ayrıca PTH azalması böbrek kalsiyum geri emilimini de azaltmaktadır. Aslında kan kalsiyumunu düzeltici olan bu mekanizmalar, kemik dengesinde bozulmalara yol açmaktadır (8). Kemik kütlesinde

düşüklüğe yol açan “menopoz” ve “yaşlanma” dışında, hayatın her döneminde sekonder osteoporoza yol açan pek çok hastalık ve ilaç kullanımı söz konusu olabilir (3).

RİSK FAKTÖRLERİ

Osteoporoz, büyük bir sağlık problemi olarak giderek güncelleşmekte, olayın sosyoekonomik boyutlarının devleşmesiyle, korunma çok daha fazla önem kazanmaktadır. Korunma stratejilerinin de belirlenebilmesi için risk faktörlerinin iyi ayırt edilmesi gerekmektedir. Bunu düşünürken de, osteoporozun gelişmesinde birçok faktörün bir arada olabileceği de göz ardı edilmemelidir (14).

Osteoporozun risk faktörlerini antropometrik, genetik, hormonal, beslenme, yaşam stili, birlikte olan hastalıklar ve kullanılan ilaçlar olarak sıralayabiliriz (4):

- 1- Antropometrik (Minyon tip, ince ten)
- 2- Genetik (Aile anamnezi, beyaz ten, D vitamini geni, morfolojik iskelet yapısı)
- 3- Hormonal (Erken menopoz, geç menarş, doğum yapmamış olmak, 45 yaşın altında total histerektomi/overektomi geçirmiş olmak)
- 4- Beslenme (Kalsiyumdan fakir diyet, aşırı protein alımı)
- 5- Yaşam stili (Sedanter yaşam, aşırı sigara, alkol, kahve tüketimi)
- 6- Birlikte olan hastalıklar (Hiperparatiroidi, Parkinson, Gastrektomi)
- 7- Kullanılan ilaçlar (Diüretikler, antikonvülzan ilaçlar, glikokortikoidler)

Antropometrik Faktörler:

Literatürde sarışın, mavi gözlü, ince ciltli, ince narin ve minion tiplerde ve beyaz ırkta osteoporozun daha fazla görüldüğü belirtilmektedir. Açık ten renginde güneş ışığındaki ultraviyole ışıklarını emmek zorlaşır. Beyaz ve asya ırkının ve ince narin vücut yapısının siyah ve obez kişilere göre daha fazla risk faktörü olduğu belirtilmiştir (15,16,17). Vücut ağırlığı kemik kitlesinin en kuvvetli belirleyicilerindendir. Ağırlık kemik yoğunluğunu çeşitli yollardan etkileyebilir. Kilo, iskelet sistemine daha fazla mekanik yük bindirerek yoğunluğunun artmasına neden olabilir. İkincisi kilosu fazla olan kadınlarda kalsiyum emilimi

daha efektiftir ve bu kişiler paratiroid hormona karşı daha az duyarlıdır. Ayrıca yağ dokusu androjenlerin östrojene dönüşümünü kolaylaştırırken düşme sırasında şok emici bir rol oynayarak kırık olasılığını azaltır (18,19). Vücut kitle indeksi küçük olan postmenopozal kadınların risk grubunda olduğu özellikle MEDOS (6 Akdeniz ailesi ve 14 merkezde yapılan osteoporoz risk grupları ve kalça kırıkları çalışması) araştırmaları sonucunda saptanmıştır (20).

Genetik Faktörler:

Kemik yoğunluğunda önemli ırksal farklar vardır. Vücut ağırlığı ve boya göre düzenlendiğinde bile kemik dansitesi daha yüksek olan siyah halk buna iyi bir örnektir (2). Osteoporoz, beyaz ırkta siyah ve sarı ırka göre daha çok görülmektedir. Bell ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada aynı yaş gruplarında siyah ve beyaz pre-postmenopoz kadınların ve çocukların kemik kitlelerini (BMD) değerleri ile kıyaslamış ve siyahlarda daha yüksek değerler bulmuşlardır. Irksal değişiklikler özellikle osteoporotik kırıklarla ilgili epidemiyolojik çalışmalarda belirgindir. Genel olarak beyaz ırkta siyah ve Asya toplumlarına oranla kalça kırığı hızı daha yüksektir (20). Kemik kitlesini belirleyen yaş, cins gibi faktörlerin yanında en önemlisi genetik faktörlerdir. Ancak kemik kaybında rolü yoktur. Kemik kaybı oranından ziyade doruk kemik kitlesinin tespitinde majör genetik unsur önemlidir (1). Son yıllarda yapılan çalışmalarda; D vitamini geninin osteoporozda önemli rolü olduğu saptanmıştır (20). Postmenopozal osteoporozu olan kadınların, henüz menopoz öncesi dönemde olan kızlarında; aynı yaş grubundaki normallere göre lomber bölge kemik dansitesinin daha az olduğu gözlenmiştir. İkizlerde yapılan çalışmada kemik dansitesi aynı bölgede aynı düzeyde bulunur (8,9).

Yapılan çalışmalarda ailesinin kadınlarında (anne, teyze, hala gibi) fraktür saptanmış postmenopozal kadınlar risk grubunda kabul edilmiştir (20).

Hormonal Faktörler:

Menopoz ile ortaya çıkan gonadal yetersizliğe bağlı gelişen östrojen eksikliği kadınlardaki hızlı kemik kaybindan sorumludur. Menopoz ile östrojen düzeyleri düştüğünde kemik yıkımı hızlanır. Doğal erken menopoz veya geç menarş ile birlikte gelişen doğurganlık süresinin kısa olması perimenopozal kadınlardaki düşük kemik kütlesi ile ilişkilidir. Birçok çalışmada geç menarş hikayesi olan kadınlarda daha düşük mineral dansitesi saptanmıştır. Bu

da iskelet gelişiminin en kritik dönemi esnasında yetersiz hormon seviyelerine neden olmasına bağlanmıştır (3). Beslenme açısından üzerinde durulan temel mineral kalsiyumdur. Vücuttaki kalsiyumun %99'u kemiklerde, kemik hücrelerinin ürettiği protein iplikçiklerinin oluşturduğu matrikse oturarak kemiklerin dayanıklılığını sağlarlar (20). Menopozdan sonra iskelet kayıpları düşük kalsiyum diyeti tarafından arttırılabilir ve kalsiyumun farmakolojik dozları kemik kayıp oranını geciktirebilir (1). Yapılan çalışmalar kalsiyum desteğinin geç postmenopozal dönemde (menopozdan > 6 yıl sonra) faydalı olduğunu ve trabeküler kemik kaybından çok kortikal kemik kaybını önlediğini göstermiştir. 60 yaşındaki İsveçli kadınlar üzerinde yapılan bir çalışmada düşük (ortalama 465 mg/gün), orta (ortalama 1006 mg/gün) ve yüksek (ortalama 1645 mg/gün) miktarda kalsiyum alan 3 grup karşılaştırılmış ve sadece yüksek miktarda kalsiyumun (> 1400 mg/gün) kemik mineral yoğunluğunu anlamlı arttıracığı gösterilmiştir (21). Erken postmenopozal dönemde kemik kitlesi ~ % 2-3 / yıl azalır. 70 yaşından sonra ise kayıp her iki cinste ~ % 1 / yıldır (22). Östrojenin eksikliği nedeniyle barsaklardan kalsiyum emilimi azalması, böbreklerden atılımının artması, mekanik yüklenmeyle cevabın değişmesi kalsiyum ihtiyacını arttırır. Bu dönemde kemik kitlesi % 15 azalır. Eğer yeterli kemik birikimiyle bu döneme girilirse kayıp daha kolay 18 karşılanır.

Erken postmenopozal dönemde sadece kalsiyum desteğinin östrojenin yerine geçemeyeceği konusunda görüş birliği vardır (23). Kalsiyum tek başına verildiğinde kemik yıkımını azaltıcı etkisi ilk 6-12 ayda daha çok kortikal kemik üzerinedir, bu ufak değişiklikler PTH'yı etkileyerek kemik rezorbsiyonunu önler. Yapılan çalışmalarda geç postmenopozal ($\geq$ 6 yıl) osteoporozda ilave kalsiyum verilmesinin erken postmenopozal (< 5 yıl) döneme göre daha etkili olduğu önceden düşük kalsiyum ile beslenenlerde daha iyi sonuç verdiği saptanmıştır (24). Postmenopozal kadınlar östrojen alıyorsa 1000 mg/gün, almıyorsa 1500 mg/gün kalsiyum verilmesinin pozitif kalsiyum balansı maksimal kemik sağlığı ve rezorbsiyonunu minimale indirmek için gerekli olduğu görüşü hakimdir (24). Kalsiyum kemik mineral fazının esas kimyasal içeriğidir. Bu sebeple kalsiyum olmadan kemik oluşamaz. İskeletin genetik olarak belirlenmiş büyüklüğüne ulaşması için yeterli kalsiyum alımı gereklidir (23). ABD Ulusal Sağlık Enstitüsü (NIH)'nin ön gördüğü alınması gereken optimal kalsiyum ihtiyacı Tablo II'de gösterilmiştir.

Optimal kalsiyumun, diyet ile alınması tercih edilmektedir. Gıdalardaki kalsiyumun biyoyararlanımı % 30'dur. Kalsiyum kaynaklarının başında süt ve süt ürünleri gelmektedir. Ayrıca koyu yeşil yapraklı sebzeler, soya fasulyesi, baklagiller, fındık, pekmez, tahin, küçük

balıklar ile kalsiyum ihtiyacı karşılanabilmektedir. Ancak kalsiyum emilimine yardımcı faktörlerin ve bunun yanında emilimi zorlaştıran faktörlerinde iyi bir şekilde takibi ve değerlendirilmeleri gerekmektedir. Günlük alınması gereken kalsiyum gıdalarla karşılanamıyorsa kalsiyum tuzları şeklinde ilave kalsiyum verilmelidir (25).

Diyetle yüksek protein alımının, yaşlılıkta hem fraktür riskini arttırması hem de düşük kemik kitlesine yol açtığına dair tartışmalar bilinmektedir. Ancak yüksek protein alımı sülfür içeren amino asitleri arttırarak, idrarla kalsiyum kaybına neden olur ve sonuçta vücutta negatif bir kalsiyum dengesi oluşturur (26,27). Yüksek fosfat alımı ise geçici hipertiroidizm ve bunun sonucunda da kortikal kemik kaybına neden olur. Düşük fosfat alımı ise idrarda kalsiyum itrahını arttırarak kalsiyum dengesini bozar ve düşük kemik kitlesine neden olur (20).

Yaşam Stili:

Birçok çalışmada sigaranın kemik mineral yoğunluğu ve kemik kayıp hızı üzerine etkileri görülmektedir (25). Sigara, premenopozal kadınlarda dolaşımdaki östrojen seviyelerini düşürerek menopozun gelişimini hızlandırır (28). Sigara osteoblastları inhibe eder, östrojen yıkımına ve erken menopoza sebep olur (29). Ayrıca sigara içen kişiler içmeyenlere göre daha zayıftır. Daniel, sigaranın osteopeninin gelişiminde bir risk faktörü olduğunu belirtmiştir. Düşük vücut ağırlığı ve kemik rezorpsiyonu üzerindeki direkt veya indirekt etkileriyle kemik kitlesi üzerine zararlı etki gösterdiğini söylemiştir (15,30). 27-73 yaşlar arasında sigara içimi yönünden uyumsuz olan ikizlerde yapılan bir çalışmada, sigara içen grupta lomber vertebra kemik yoğunluğunun azaldığı görülmüştür. Sigara içen yaşlı postmenopozal kadınlarda aynı yaş ve kiloda olan sigara içmeyen kadınlara göre daha hızlı kemik kaybı olduğu bir başka araştırmada gösterilmiştir (25).

Yüksek miktarda alkol tüketiminin kalsiyumun absorpsiyonunu azalttığı ve itrahını arttırarak düşük kemik kitlesine neden olduğu bilinmektedir (20). Alkol karaciğer fonksiyonlarını bozarak D vitamininin normal metabolizmasını engeller ve barsaktan kalsiyum absorpsiyonunu azaltır, kemik hücreleri üzerinde toksik etkili olup, osteoblastları inhibe eder. Ayrıca kötü beslenmeye yol açarak fiziksel aktiviteyi azaltarak da osteoporoz oluşumu için risk teşkil eder (31). Kahve tüketiminin osteoporoz riski olduğu konusu da tartışmalıdır. İsveç'te yapılan bir çalışmada kahve tiryakileri ile kemik kitlesi kaybı arasında anlamlı bir ilişki bulunmamıştır (20). Verilere göre günlük 150 mg kafein alımı idrar kalsiyum

atılımını günde 5 mg arttırmaktadır. Ancak günlük 2-3 fincan kahve içilerek kafein alımı azaltılınca kafein etkisi önemsizdir (32).

Sedanter yaşayan, günlük aktivitelerinde yürüyüş ve egzersizin yer almadığı masa başı çalışan insanlarda ve spor yapmayan kişilerde kemik kitlesinin zayıf kaldığı ve osteoporozun sıkça yerleştiği görülmektedir. Ağırlık taşıma ve kas kasılmalarından kaynaklanan iskeletsel streslerinin osteoblast fonksiyonunu stimüle ettiği bilinmektedir (20). İmmobilizasyon, kemik kitlesi kaybının önemli bir nedenidir. İmmobilizasyon ve kemik kaybının önlenmesinde ağırlık yüklemenin önemi uzay uçuşlarında yoğun izometrik egzersiz uygulamalarına rağmen progressif kayıpların olması ile ortaya çıkmıştır. Sedanter yaşamın fraktür riskini arttırdığı çalışmalarla saptanmıştır. Sağlıklı kişilerde ve hastalarda immobilizasyon progressif kemik kaybına neden olur; 6 ay içinde total iskelet kitlesinin % 40'ına varan kayıplar ve fraktür riski gelişebilir. Geçici immobilizasyonda mobilitenin düzenlenmesi ile kemik restore edilebilir; ancak uzun süreli immobilizasyon ve hızlı kayıplarda mobiliteye tam dönülse bile iskelet kitlesinin tam restorasyonu sağlanmayabilir (33).

Finlandiya popülasyonundan seçilen 48-60 yaşlar arasında olan 1873 kadın 5-8 yıl boyunca izlenmiştir. Bu çalışmada perimenopozal kemik yoğunluğu ve kemik kaybı için seçilen faktörleri karşılaştırılmıştır. Sonuçta sigara içme, fiziksel aktivite, kalsiyum kullanımı, sağlık durumları ve birkaç diğer faktörün başlangıç BMD ya da kemik kaybının herhangi birisiyle ilgili olmadığı bulunmuştur (34).

Hansen, Bauer gibi birçok araştırmacı, düşük kalsiyum ve D vitamini alımının, yüksek alkol ve kahve tüketiminin, sigara alışkanlığının, kötü yaşam biçiminin ve fiziksel aktivite yetersizliğinin düşük kemik kitlesine neden olabileceği konusunda ortak görüşe sahiptir (20).

İbn-i Sina Hastanesine başvuran 200 osteoporozlu kadınlar arasında kırık riski taşıyan bireylerin belirlenmesinde kemik mineral yoğunluğu ile ilişkili çevresel risk faktörleri araştırılmıştır. Sonuçta sorgulanan çevresel risk faktörlerinden hiçbirisi kemik mineral yoğunluğunun yerine kullanılabilecek kuvvetli bir gösterge olarak tespit edilmemiştir. Halen osteoporoz ve buna bağlı kırıklar için riskli adayların belirlenmesinde kemik mineral yoğunluğu ölçümleri değerini korumaktadır (35).

Tablo 2: Optimal kalsiyum ihtiyacının yaş farklılıklarına ve cinsiyete göre dağılımı

Optimal Kalsiyum İhtiyacı

	Ortalama Günlük Alım
İnfantlar	
0 – 6 ay	400 mg
6 ay – 1 yaş	600 mg
Çocuklar	
1 – 5 yaş	800 mg
6 – 10 yaş	800-1200 mg
Adolesan- Genç Erişkinler	
11 – 24 yaş	1200-1500 mg

Erkek	
25 – 65 yaş	1000 mg
65 yaş üzeri	1500 mg
Kadın	
25 – 50 yaş	1000 mg
50 yaş (Postmenopozal)	
Östrojen alan	1000 mg
Östrojen almayan	1500 mg
65 yaş üzeri	1200 mg
Gebelik ve Laktasyon	

Hipertansiyonda olduğu gibi, osteoporozda da klinik semptomların ve komplikasyonların gelişmesinden önce uzun süren sessiz bir dönem vardır. Eğer osteoporozlu bir kişide kırık gelişmemişse hiçbir semptom yoktur (6). Osteoporozun tüm klinik bulguları kırığın doğrudan veya dolaylı sonucu olduğundan, osteoporotik hastalarda en sık semptomun kemik ağrısı olduğu belirgindir (36).

Trabeküler kemik kaybı % 30-40'a erişinceye kadar asemptomatik olabilir (36,37). Osteoporozda en sık görülen fiziksel yakınmalar; kırıktan dolayı ağrı, mobilitede azalma, spinal deformite ve boyda kısalmadır (4).

Ekstremitelerdeki kırıklar klinik olarak aşıkardır. Fakat vertebral kırıklar özellikle kama şeklindeki kırıklar doktorların dikkatinden kaçabilir. Böyle kırıklar sıklıkla alt dorsal ve üst lomber bölgede oluşur. Servikal ve üst dorsal vertebralarda daha nadirdir (36). Osteoporozun erken dönemlerinde vertebra korpuslarında görülen bikonkav durum ağrısızdır. Kemik kırılgenliğindeki artış, bir süre sonra kemikte mikrofraktürlerin ortaya çıkmasına sebep olur. Bu dönemde kemikte yetmezliğe bağlı ağrı başlar. Bu ağrının sebepleri arasında kemiği besleyen damarların kollarıktan etkilenmesi de sayılabilir (4). Osteoporozda ağrının kemiğin trabeküler yapısını zayıflatan küçük kırıklar nedeniyle çoğu olguda ortaya çıktığı

belirlenmektedir. Çoğunlukla sırt ağrısı görülür. Ağrı çoğu kez hareketle, yük kaldırma ile hatta eğrilip doğrulma gibi bir aktivite ile başlayıp istirahat ile geçebilir (36). Kemiklerin yüzeyelleştiği yerlere basmakla hassasiyet vardır. Akut sırt ağrıları vertebraların kompresyon kırıklarında aniden, çok şiddetli ve saplanıcı karakterde ortaya çıkar. Hastalar ağrının tam olarak ne zaman başladığını söyleyebilir ve ağrıyı tam olarak lokalize edebilirler. Kompresyon kırıklarında hastaların yürüyüşü normal, ancak yavaştır. Omurga hareketleri ileri derecede sınırlıdır. Bu sınırlama ekstansiyondan çok fleksiyondadır. Paravertebral adale spazmı vardır. Medulla basısı gibi nörolojik bulgular nadirdir. Oturmak veya ayakta durmakla artan ağrı yatmakla büyük ölçüde azalır. Öksürme, hapşıрма ve ıkınma ağrıyı arttırabilir (36,37).

Osteoporotik kırık insidansı yaşla birlikte artış göstermekte olup; beyaz ırkta zencilerden, kadınlarda erkeklerden daha yüksektir. Kadın erkek oranı Colles kırığında yaklaşık 1,5 / 1, vertebra kırıklarında 7 / 1, femur üst uç kırıklarında 2 / 1 kadardır.

Osteoporotik kemik kırıkları iskeletin herhangi bir kısmında oluşabilir. Lokalizasyon olarak vertebra dışı ve vertebral bölgede lokalize olan kırıklardan bahsedilmektedir. Tip I osteoporozda en sık vertebralarda, distal radius, tip II osteoporozda ise en sık femur üst ucunda kırıklar oluşmaktadır. Distal radius ile femur üst uç kırıkları çoğunlukla düşme sonucu oluşurlar (36). (Tablo 3)

Tablo 3 :Osteoporoz nedeniyle oluşan kırıklarda düşmenin ve kemik yapısındaki değişikliklerin rolü

Osteoporoz nedeniyle oluşan kırıklarda düşmenin ve kemik yapısındaki değişikliklerin rolü.

Kırık Bölgesi	Düşmenin Rolü	Kemiğin Rolü
Distal Radius	+ + +	+
Femur Üst Uç	+ +	+ +
Vertebra	+	+ + +

kolles kırığı şeklinde oluşmaktadır. Genellikle açık gergin el üzerine düşme sonucu oluşurlar. Menopozdan sonraki ilk 5 yıldan sonra insidansı artar (3). Appendiküler iskelet kırıkları 23 redükte ve immobilize edilmelidir. İmmobilizasyon ağrıyı dindirir ve kırığın uygun pozisyonda iyileşmesini sağlar (6). El bilek kırıkları ağrılıdır, çoğunlukla bir veya daha fazla

redüksiyonu gerektirebilir. Kaynaması için 4 – 6 hafta alçıda immobilize edilir. Çoğunlukla bu sürede kırık iyileşir, ancak bazı hastalarda sürekli ağrı ve fonksiyon kaybının kaldığı da bildirilmektedir. Hastaların hospitalize edilme gereksinimleri yaş ile artmaktadır (36).

Femur Üst Uç Kırıkları: En ciddi osteoporotik kırıklardır. Bu bölgenin kabaca iki tip kırığından bahsedilmektedir. Bunlar, transservikal kırıklar ve intertrokanterik kırıklardır. Trokanterik kırıklar osteoporotik kişilerde daha sık oluşur. Trokanterik kırıklar senil kortikal kemik kaybının postmenopozal trabeküler kemik kaybına eklendiği, sıklıkla 70 – 85 yaşlar arasındaki kadınlarda görülür (36).

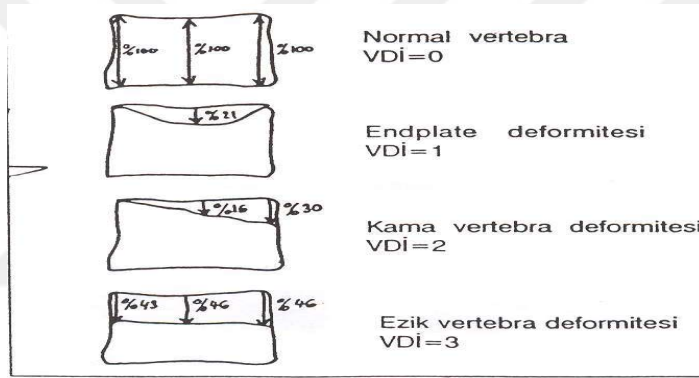
Femur üst uç kırıkları tipik olarak ayaktaki pozisyonundan düşme sonucu oluşur. Ancak spontan olarak da oluşabilir. Yalnız yaşayan yaşlı kişilerin yere düşüp femurlarını kırdıkları ve başkaları tarafından fark edilene kadar yerden kalkamayıp orada kaldıkları bilinmektedir. Bu konuda hastaların düştükten sonra mı femur üst uç kırıkları oluştuğu veya femur kırığından sonra mı düştükleri tartışması halen devam etmektedir. Çoğu femur üst uç kırıkları travmanın kalça üzerine olan doğrudan etkisi sonucu oluşmaktadır. Düşme doğrudan femur üst ucunu etkilemez ise kırık riski önemli derecede düşüktür. Bu bize düşmenin önemini göstermektedir. Femur üst uç kırıkları daima hospitalizasyonu gerektirir. Mortalite oldukça yüksektir (Yaklaşık % 20) (36). Kalça kırığını takiben görülen artmış mortalite genellikle kırığa maruz kalan kişilerin genel medikal sağlığı ve beslenme durumu ile ilişkilidir. Fazla ilaç alan, mental durumu bozulmuş yaşlı kişilerde mortalite en yüksektir. Osteoporotik kalça kırığından sonra erken müdahale edilen hastaların üçte birinden azı kırık öncesi fonksiyonel duruma döner ve bunlarda ya enstitülerde bakıma ihtiyaç gösterir ya da ambulatuar bir desteğe gereksinim duyar. Bu fraktürler sadece morbidite ve mortaliteye sebep olmamakta aynı zamanda sağlık bakım kaynaklarında geniş miktarda harcamalara yol açmaktadır (6).

VERTEBRAL KIRIKLAR

Osteoporoza bağlı vertebra deformiteleri üç şekilde sınıflandırılabilir:

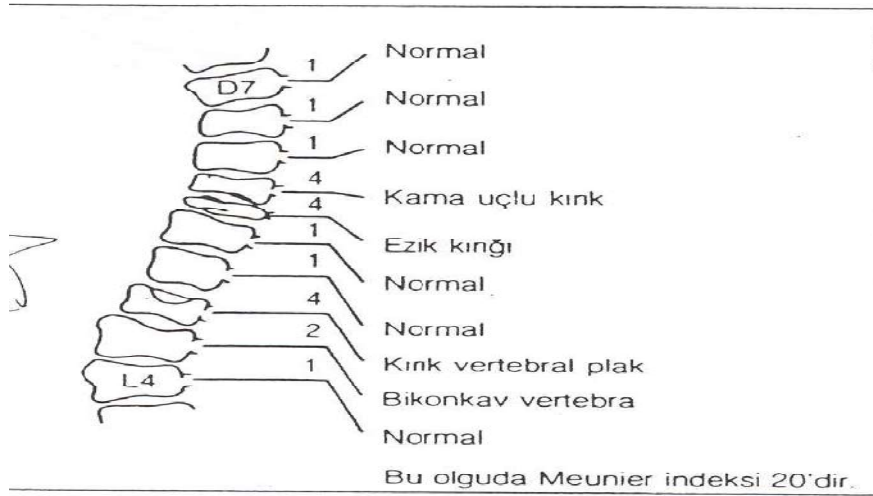
- 1. Kama (wedge) Vertebra:** Anteriorda kollaps ile ön yükseklik azalır, genellikle torakal omurgada görülür.
- 2. Bikonkav (fish) Vertebra:** Üst ve alt yüzlerde santral kollaps ile orta yükseklik azalır, genellikle lomber omurgada görülür.
- 3. Ezik (crush) Vertebra yada Kompresyona Uğramış Vertebra:** Total kollaps ile ön, orta ve arka yükseklik azalır.

Resim 2: Osteoporoza bağlı gelişen vertebral deformitelerin görünümü



Meunier İndeksi: Torakolomber lateral grafide T7-L4 arası vertebraları; normal vertebra 1 puan, bikonkav vertebra 2 puan, kama ve ezik vertebra ise 4 puan olarak değerlendirilir. Normal olgularda Meunier indeksi 10 puandır, 10 puanın üzeri patolojik kabul edilir(59).

Resim 3: Meunier indeksi (59)



Vertebra korpuslarının kompresyon kırıkları ağrı ve şiddet açısından değişiklik gösterir. Sürekli vertebral deformiteye neden olan olaylar vertebra korpuslarının artmış bikonkavitesi ile başlayıp, sıklıkla yükseklik kaybına kadar devam eder. (Devre 1) Devre 2’de vertebra korpusu kamalaşmıştır. Devre 3’de ise vertebra korpusunda tam çökme oluşmuştur. 1. Devrede ağrı yoktur veya hafif olup trabeküler mikrofraktürler veya spinal postürdeki değişikliklerden kaynaklanan ligament ve kas zorlanmaları ile ilişkilidir. 2. ve 3. devrede kemikte kollaps oluştuğunda ağrılıdır. Çoğu vertebral kırıklar orta ve alt torakal ile üst lomber vertebralarda (T8 – L3), en sık T12 ve L1 vertebrada oluşur. Multipl kırık sıklığı, tek kırık sıklığının yaklaşık yarısı kadardır (36,38).

Osteoporozun genel özelliği iskeletin kırılabilirliğidir. Kırıklar çoğu kez herhangi bir travma olmaksızın veya minimal bir travmayla oluşabilir. Bu kırıklar bazen hiç belirti vermez, bazen geçici bel ağrısı veya kronik ağrılara neden olur (36,39,40).

Vertebra kırıkları genellikle akut sırt ağrısına neden olurlar. Ancak sırt ağrısı nonspesifik olup, 70 yaşa kadar çeşitli nedenlerden kaynaklanabilir. Vertebral kırıklarda kırık yeri üzerine yapılan perküsyon ile lezyon seviyesindeki kemik ağrısı belirlenir. Paravertebral kas spazmı gelişerek palpasyon ile hassasiyete neden olabilir. Lomber lordoz giderek azalır. Ağrı sıklıkla 2 – 3 hafta şiddetlidir. Akut torakal kompresyon kırığından sonra hasta oturma, ayağa kalkma sırasında sırt ağrısından yakınır. Yatak istirahati ile azalır. Kompresyon kırığı sonucu oluşan akut ağrı çoğunlukla 3 – 4 hafta sonra azalmaya başlar.

Kronik ağrı daha hafif, künt ve sızlanma şeklindedir. Kronik ağrı vertebra korpus kırıkları ve bunların sonucunda bozulan vertebral kolon statığı nedeni ile oluşur. Vertebral kolon statığının bozulması ile ligamentler ve küçük eklemlerin kapsülleri de gerilerek ağrı oluşturlar. Yanlış ve aşırı yüklenme nedeni ile paravertebral kaslarda spazm gelişir. Vertebral kolon postürü bozulur, duruş bozuklukları ortaya çıkar. Dorsal kifoz ve lomber lordoz artar, omuzlar öne doğru çıkar.

Segmetal vertebral kollaps ve progresif kifoz sonucu hastaların boyları giderek kısalır. Her kompresyon fraktürü boyda yaklaşık 1 cm kısaltmaya neden olur. Multipl kırıkları olan olgularda boyda 10 – 20 cm’lik kısaltmalar oluşabilir ve tipik “Dowager’s (yaşlı kadın) kamburu” gelişir (36).

Vertebralarda sayıları giderek artan kompresyon kırıkları toraksın ve karın boşluğunun küçülmesine neden olabilir. Göğüs kafesi giderek aşağıya inerken alt kaburgalar pelvise dayanarak ağrıya neden olur. Göğüs boşluğu küçülerek egzersiz toleransı azalır. Karın giderek sarkar. Gastrointestinal sisteme ait semptomlardan hazımsızlık ve kabızlık gelişir. Hasta az miktarda yemek yese bile doyduğu hissine kapılabilir. İleri düzeydeki kifozlu bazı hastalarda toraks volümü azalır, total akciğer volümü ve egzersiz toleransı bozulabilir. Restriktif tipte solunum problemleri de gelişebilir (36,37,39,41,42). Postürün ilerleyici kaybı paraspinal kas yapısının progresif kısılması ile sonuçlanır, yani paraspinal kasların aktif kontraksiyonu kas yorgunluğu şeklinde sonuçlanır. Bu spinal osteoporozda kronik sırt ağrısının en büyük nedenidir.

Kronik ağrı depresyona neden olabilir. İleri düzeydeki kifoz yatakta sırt üstü yatma, ayakkabılarını giyme gibi basit günlük aktivitelerin yapılışını bozabilir. Kifoz kişinin görünüşünü de bozar. Tüm bu etkenler hastanın evden dışarı çıkma ve sosyal aktivitelere katılmalarında isteksizliğe yol açar. Kronik ağrı, boy kısalması ve belirgin kifoz da depresyonu arttırabilir. Depresyon ve günlük yaşam aktivitelerinde kısıtlılık, hastalarda sedanter bir yaşam tarzı meydana getirir (5,36).

KEMİK MINERAL YOĞUNLUĞU ÖLÇÜM YÖNTEMLERİ

Osteoporozun tanısall yaklaşımlında olgunun ayrıntılı öyküsü ve fizik bakısı ile birlikte kemik mineral yoğunluğu (BMD), kemik biyopsisi ve biyokimyasal incelemeleri de önemlidir. Kemik histolojisiyle hastalığın fokal, kemik kütlesi veya radyografi ile bölgesel ve biyokimyasal işaretlerle de bozukluğun aktivitesinin tümüyle değerlendirilmesi sağlanır (1).

Osteoporozun tanı ve takibinde önemli bir yer tutan görüntüleme yöntemleri osteoporozun derecesini ve kırık riskini belirleme, kemik kayıp hızını takip etme ve uygulanan tedavinin etkinliğini izleme gibi genel amaçlara yönelik olarak kullanılmaktadır (43).

OSTEOPOROZ TANI VE TAKİBİNDE LABORATUAR YÖNTEMLERİ

Osteoporozun tanısı, tedavisi ve izlenmesi için kemik metabolizmasının çok yönlü değerlendirilmesi gereklidir. Kemik metabolizması, osteoblastlar aracılığıyla yeni kemik oluşumu ve osteoklastlar ile eski kemiklerin yıkımı olmak üzere iki karşıt aktivite ile tanımlanır. Bu remodeling hayat boyu bir denge içinde devam ederken osteoporoz ise yapım ve yıkım arasındaki dengesizlik ve kemik döngüsündeki (turnover) artış sonucu ortaya çıkar (51). Biokimyasal göstergeler, metabolik kemik hastalıklarının değerlendirilmesinde tarama yada tanısall amaçlı kullanılabildikleri gibi tedavi rejimlerinin yararını değerlendirmek içinde başvuru olan yöntemdir. Tedavi yanıtı BMD ve biokimyasal markerlar ölçülerek izlenebilir. Yaklaşık % 1,5'lik bir değışikliğı BMD'de saptamak için 18 aylık bir terapötik süreç gerekirken, biokimyasal belirleyicilerle tedavi yanıtı 3 – 6 aylık sürede alınabilir. Biokimyasal belirleyiciler idrar ve serum göstergeleri olup, osteoblast yada osteoklastlar tarafından salgılanan enzimler veya kemik yapımı yada yıkımı sırasında kemik matriksinden kaynaklanan nonenzimatik peptitlerdir (43,52,53).

A- KEMİK YAPIMI BELİRLEYİCİLERİ

Kemik yapımını izlemek için kullanılan tüm belirleyiciler osteoblastların ürünleridir. Alkalen fosfotaz osteoblastların enzimatik aktivitelerinin belirleyicisidir. Osteokalsin ve prokollajenler ise osteoblastlar tarafından kemik yapımı sırasında salgılanır (51,52).

1- Total ve Kemiğı Spesifik Alkalen Fosfataz: Alkalen fosfataz (ALP) yıllarca kemik yapımının tek uygun belirleyicisi olarak kullanılmıştır. İskelet alkalen fosfatazı osteoblast

membranında lokalize bir enzimdir ve açıklanamayan bir mekanizma ile dolaşıma salınmaktadır. Ayrıca karaciğer, böbrek, barsak ve plasenta gibi çeşitli dokularda önemli miktarlarda alkalen fosfataz izoenzimi içerir. Bunlardan yalnızca kemik ve karaciğer normal erişkinlerdeki serum seviyelerine en fazla katkıda bulunan izoenzimlerdir. Barsak izoenimleri tokluk kan örneklerinde gözlenir. Plasental alkalen fosfataz izoenzimi ise hamilelik döneminde dolaşımda bulunmaktadır (51). Kemik alkali fosfataz isoformunun, diğer isoformlardan ayrı olarak ölçülebilmesi, bu proteinler arasındaki sialik asit ve N-asetil glukozamine rezidülerindeki farklılık sayesinde olur (54). Serumda, kemik alkali fosfataz aktivitesi kemik mineralizasyonunu ve kemik formasyonunu yansıtmaktadır. Kemik demineralizasyonunda, kemik alkali konsantrasyonlarının arttığı bilinmektedir. Ayrıca Paget hastalığında, primer hiperparatiroidizmde, osteomalaside, metastatik karsinomalarda BALP konsantrasyonu artmaktadır. Hipotiroidizmde BALP değerlerinin azaldığı gözlenmiştir (55).

2- Osteokalsin (OC): Osteokalsin sadece osteoblastlar tarafından sentezlenen, serumda bulunan ve kemik dokusu ile dış minesini için özel olan, non-kollojen proteindir (1). Birçok çalışmada serum osteokalsin düzeyleri iliak kemik histomorfometrisi ve kalsiyum kinetik verileri ile karşılaştırılarak, kemik yapımı için oldukça spesifik bir belirleyici olduğu gösterilmiştir (51). Osteokalsin, osteoblastlar tarafından sentez edilirler. Sentezin tamamlanmasından sonra osteokalsinin büyük bir bölümü kemik matriksinde yer alır, kalan kısmı da kan dolaşımına katılır. Osteokalsinin kan dolaşımına katılan miktarı kemik yapımını bize yansıtmaktadır. Osteokalsin, kemiğin ekstraselüler matrisinde hidroksiapatite bağlı olarak yer almaktadır (55). Günlük değişimi gece en yüksektir, giderek azalır; öğleye doğru ve öğleden hemen sonra % 50'ye düşer (1). Kemik döngüsü yüksek olan postmenapozal kadınlarda osteokalsin düzeyi artabilir. Osteoporozun tanısından ziyade tedavi izleminde kullanılır. Ayrıca puberte, primer hiperparatiroidi, hipertiroidi, renal osteodistrofi, tedavi edilmemiş osteomalazi, metastatik kemik hastalıklarında ve immobilizasyon boyunca serum osteokalsin düzeyi artar. Hipoparatiroidi, hipotiroidi, cushing sendromu, multibl myelom ve malign hiperkalsemi gibi glukokortikoidle tedavi edilen hastalıklarda ve östrojen kullanımında osteokalsin seviyesi düşer (51).

3- Prokollajen Tip I Propeptidleri: Kollojen I'in hücre dışında fibril yapımından önce aminoasit içeren (aminoterminal propeptid – PINP) ve karbon içeren (karboksiterminal propeptid – PICP) peptidler oluşur. Bu peptidler kanda dolanırlar ve kemik yapımı belirleyicileri olarak vücuttaki tip I kollojen sentezi hızı hakkında fikir verirler. Tip I kollojen

kemiğin organik matriksinin yaklaşık olarak % 90'ını oluşturur. PICP'ın dolaşımdaki seviyesi kemik yapımının biokimyasal belirleyicisi olarak kullanılmakla birlikte deri, tendon ve dişler gibi diğer dokularda da değişen miktarlarda oluşumu nedeniyle kemik yapımının spesifik belirleyicisi olarak kabul edilmeyebilir (43). Birçok klinik çalışmada PICP ölçümleri kemik ALP veya osteokalsine göre daha az sensitif ve spesifiktir. Bu durum değişken metabolik klirensin yanı sıra kemik dışı dokuların katkısına da bağlı olabilir. Menopoz, serum PICP seviyelerinde belirgin bir artış meydana getirir. Ancak bu değerler sonradan dansitometre ile yapılan kemik kaybı ölçümleri ile korelasyon göstermemektedir. Aminoterminal propeptid (PINP) ölçümleri henüz histomorfometrik incelemeler ve kalsiyum kinetik çalışmaları ile karşılaştırılarak geçerlilik kazanmamıştır. Ancak diğer geçerli bazı yöntemlerle korelasyonu kemik yapımı göstergesi olarak kullanılabileceği yönündedir. Bu iki peptid tip I kollajen sentezine spesifik göstergeler olduğundan dolayı 1,25 D tedavisi veya yatak istirahati gibi serum osteokalsin düzeylerinde yalancı artışların olduğu durumlarda kemik yapımını görmek için kullanılabilir (51).

4- Diğer Kemik Proteinleri: Osteonektin ve kemik sialoprotein II-BSP, osteoblastlar tarafından salgılanan iki majör kemik proteindir ve potansiyel olarak kemik yapım belirleyicisidir. Ancak trombositlerde önemli miktarlarda osteonektin ve BSP içerdiklerinden serumda ölçülen seviyeyi etkiler (51,56).

B- KEMİK YIKIMI BELİRLEYİCİLERİ:

1- Tartrat Rezistan Asit Fosfataz: İnsan asit fosfotazları en az beş izoenzimi olan heterojen bir enzim grubudur ve primer olarak kemikte; ayrıca prostat, trombositler, eritrositler ve dalakta bulunan lizozomal bir enzimdir. Kemikte ise hem osteoblast hem de osteoklastlarda mevcuttur. TRAP, osteoklastlarda bol miktarda bulunur ve osteoklast fonksiyonunun bir belirleyicisi olarak kabul edilmektedir. Tartara dirençli asit fosfataz sadece osteoklastlardan salgılanır ve kan dolaşımında bulunur. Multiple myeloma, paget hastalığı, metastatik kemik hastalıkları gibi kemik döngüsü artışı ile seyreden çeşitli kemik hastalıklarında ve kadınlarda ooforektomi sonrası serum TRAP seviyesi yükselir. Postmenopozal osteoporotik kadınlarda TRAP seviyesi yüksek bulunabilir. Tartara dirençli asit fosfataz matriks yıkım ürünlerine ait piridinolin, deoksipiridinolin ve galaktozil hidroksizilin gibi yeni geliştirilen bazı belirleyiciler kadar spesifik değildir ve bu nedenle rutin kullanım için önerilmemektedir (43,52,56).

2- Hidroksiprolin: Hidroksiprolin (OHP), kemik ve derinin majör kollojen proteindir. İdrardaki atılımı bu dokulardaki kollojen turnoverinden kaynaklanır. Hidroksiprolinin % 90 – 95'i değişik dokulardan salgılanır, karaciğerde metabolize olur ve aminoasitlere dönüşerek küçük bir parçası üriner yolla atılır. İdrar hidroksiprolin düzeyleri, diyetteki protein alımından ve diğer kollajen yapısındaki proteinlerin metabolizmasından etkilendiğinden hassasiyeti ve duyarlılığı düşük bir kemik yıkımı belirleyicisidir. Paget hastalığı, osteomalazi, hiperparatiroidi, hipertiroidi, multiple myeloma, kemik metastazları ve renal osteodistrofi gibi yüksek kemik döngüsü olan olgularda, kemik döngüsünün arttığı puberte dönemi ve menopozun ilk döneminde idrar hidroksiprolin düzeyi yüksek bulunur (56). Antirezorptif ilaçların kullanımında hidroksiprolin seviyesi azalır, bu nedenle tanıdan çok tedavinin etkinliğini değerlendirmede önemlidir. Sonuç olarak; idrar hidroksiprolininin kemik dışı kaynakları, diyetten Emilimi ve yaygın metabolizması nedeniyle kemik yıkımının bir göstergesi olarak spesifiteden yoksun olduğunu söyleyebiliriz (51).

3- Pirodinolin ve Deoksipiridinolin: Pirodinolin (PD) ve deoksipiridinolin (DPP), olgun kollojende bulunan ve indirgenemeyen çapraz bağlardır. Kemik yıkımı sırasında olgun kollajenden salınırlar. Pirodinolin ve deoksipiridinolin % 40 – 50 serbest olarak % 50 – 60 ise peptide bağlı çapraz bağlar olarak idrarla atılırlar. Pirodinolin artiküler kartilaj, kemik, tendonlar ve vasküler yapılarda; deoksipiridinolin ise büyük oranda kemik ve dentinde bulunur (51). Üriner pirodinolin ve deoksipiridinolin konsantrasyonları kemik yıkımını doğrudan yansıttığı kabul edilmektedir (55). Osteokalsine benzer şekilde günlük değişim ritmi vardır. Gece ve sabaha karşı en yüksek düzeylerde, sabah 8 – 11 arası % 30 azalır, öğleden sonra ise en düşüktür. Bu nedenle 24 saatlik idrar toplanarak değerlendirilmelidir (57). Pirodinolin ve deoksipiridinolin ölçümleri farklı vücut ölçümleri ve uygun zamanda toplanmamış idrarın etkisini önlemek için her zaman kreatinin atılımına göre hesaplanmalıdır (51). Metabolize olmadıklarından herhangi bir diyet kısıtlamasına gerek yoktur. Deoksipiridinolin ossöz dokular için pirodinoline göre daha spesifiktir. İdrar pirodinolini ve deoksipiridinolini çocuklarda erişkinlerden daha yüksek miktarlarda bulunur, menopozda da % 50 – 100 artış gösterir ve östrojen tedavisi ile premenopozal değerlerin altına düşer (57). Sonuç olarak üriner çapraz bağ ölçümlerinin kemik yıkımının saptanmasında oldukça spesifik olduğunu söyleyebiliriz. İdrar hidroksipiridinoline göre de çeşitli üstünlükleri mevcuttur (51).

Serumda Pirodinolin ve Deoksipiridinolin: Kemik yıkımı serumda saptanan belirleyicilerle de ölçülebilir ve idrar ölçümlerine göre bazı avantajları vardır. Serum örnekleri hem kolay

elde edilir hem de sonuçların idrar kreatinine göre ayarlanmasına da gerek yoktur. Ayrıca kemik yapımı belirleyicileri serumda saptandığından, yapım ve yıkımın direkt olarak karşılaştırılma imkanı vardır (51).

4- Tip I Kollajenin Çapraz Bağlı Telopektidleri: Kemik yıkımı sırasında çapraz bağların yalnızca % 40'ı serbest piridinium çapraz bağları olarak salınır. Geriye kalan % 60'ı peptide bağlı çapraz bağlar halindedir. Tip I kollajen molekülünün, aminoterminal peptid (INTP) ve karboksiterminal peptid (ICTP) bölgelerinde birer tane olmak üzere iki tane çapraz bağ oluşum bölgesi bulunduğu tespit edilmiştir. Aminoterminal telopeptid (INTP) idrarda en fazla bulunan çapraz bağlı telopeptiddir. İdrarda bağlı bulunan deoksipiridinolinin yaklaşık % 60'ının kaynağını oluşturur. Yapılan çalışmalarda immün yöntemle ölçülen INTP kreatinin seviyeleri idrar hidroksiprolin ve piridinolin ölçümleriyle korelasyon göstermiştir (51). Karboksiterminal telopeptid (ICTP) ölçümü ise serumdaki peptid düzeylerini saptamak için kullanılır. Tip I kollajen karboksiterminal çapraz bağlı telopeptidin büyük miktarı kemikte yer alır, ancak yeni sentezlenen kollajenden de köken alabilir. Tüm çalışmaların değerlendirilmesinde sonuçlar; serum ICTP'nin kollajen döngüsü için iyi bir belirleyici olduğunu, ancak kemik yıkımı için spesifik olmadığını göstermiştir. ICTP'nin serum seviyeleri, kanların alınma zamanına ve glomerul filtrasyon hızına göre değişmektedir. Sonuçlar yorumlanırken bu özellikler dikkate alınmalıdır (51).

Normal sağlıklı kadınlarda yapılan muhtelif çalışmalarda 40 yaşından sonra total ve kemiğe spesifik alkali fosfataz, osteokalsin ve üriner hidroksiprolin düzeylerinde yavaş yavaş artış olduğu gösterilmiştir. Menopozdan sonra ise kemik döngüsünün genellikle belirgin şekilde arttığı görülmektedir. Kesitsel bazı çalışmalarda menopoz sonrasında serum osteokalsin ve kemik alkali fosfatada % 50'den % 100'e varan oranlarda artış saptanır. Üriner çapraz bağ atılımları ise % 50 ile % 100 oranında yükselmektedir. Tartrat dirençli asit fosfataz seviyelerindeki artışların ise daha düşük düzeylerde olduğu görülmüştür. Biyokimyasal belirleyicilerin yaşlı kadınların yanı sıra, erken dönemdeki postmenapozal kadınlarda da, bazı iskelet bölgelerindeki kemik kaybı oranı hakkında bilgi verici olduğuna dair bazı kanıtlar vardır. Biyokimyasal belirleyicilerin omurga, kalça gibi osteoporoz ile ilgili iskelet bölgelerinde uzun dönemdeki kemik kaybı hakkında populasyon bazında tahmine imkan verip vermediği tartışmalıdır. Kemik kütlesi ölçümü ve kemik döngüsünün spesifik belirleyiciler ile tayini, tedavi görmesi gereken osteoporoz riski taşıyan hastaların belirlenmesinde faydalı olacaktır (51,58).

OSTEOPOROZ TANISINDA KULLANILAN RADYOLOJİK YÖNTEMLER

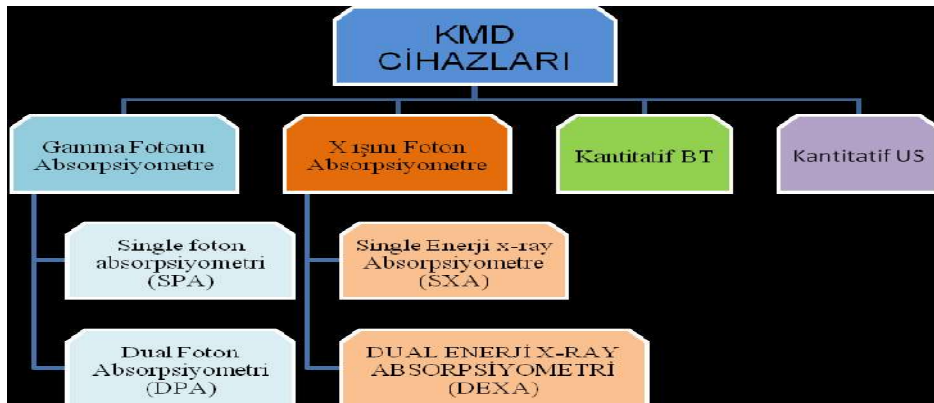
İlk olarak 1963 yılında appendiküler iskelet sisteminde meydana gelen değişimleri belirlemek üzere single photon absorpsiyometri (SPA) yöntemi geliştirilmiştir. Takiben bu yöntem aksiyel iskelet sistemi değişimlerini belirlemek amacıyla dual photon absorpsiyometri (DPA) olarak geliştirilmiştir. Single (SXA) ve dual enerji X-ray absorpsiyometri (DXA) yöntemleri daha sonra geliştirilmiştir. DXA yöntemi şu anda en çok kullanılan yöntemdir. Kantitatif bilgisayarlı tomografi (KBT) ve ultrasonografi diğer kullanılan yöntemleri oluşturmaktadır. Manyetik rezonans (MR) görüntüleme bu alanda en son uygulanım bulan yöntemdir.(61)

Konvansiyonel radyografide, vertebrada osteopeniye ait görünüm Saville osteopeni skoru ile değerlendirilir.

Tablo 4 : Radyografide Saville osteopeni skorlaması (60)

Saville Osteopeni Skoru

<u>Evre</u>	<u>Vertebranın Radyolojik Görüntüsü</u>
0	Normal kemik yoğunluğu
1	Kemik yoğunluğunda minimal kayıp
2	Vertikal trabekülasyonda belirginleşme, end-plateelerde incelmeye
3	Daha şiddetli kemik yoğunluğu kaybı, end-plateeler daha az görünür
4	Vertebrada yumuşak doku yoğunluğuna yakın kemik yoğunluğu



Radiogrammetry

Radiogrammetry ile metakarpalar ve eldeki diğer tubuler kemik yapılar düzeyinde ön-arka kortikal kemik kalınlığı ölçülür. Bu verilerden kortikal kemik hacmi bir çok indirekt indeks ile hesaplanabilir. Çok kolay bir yöntem olan bu teknikle endosteal ve kortikal kemikte meydana gelen değişimler seri radyografiler ile çok rahat tanınabilir. Bununla beraber elde edilen ölçülerin kemik mineral içeri- ğini yansıtırma oranı düşüktür. Bu nedenle bu yöntemde ancak kemik hacminde meydana gelen değişimlerden relatif olarak bahsetmek mümkündür. Çok az radyasyon alımının söz konusu olduğu bu yöntemde aksiyel iskelet ve trabeküler yapıların yoğun olduğu bölgelerde yapılan ölçümlerin değeri çok azdır.

Single photon absorpsiometri (SPA)

İlk olarak 1963 yılında kullanılan bu yöntemde radius ve kalkanus düzeyinde ölçümler gerçekleştirilir. γ -ışını enerji kaynağı olarak I125 (27.3 KeV) kullanılır. Vücudu çaprazlayan fotonlar sodyum iodid sintilasyon dedektörü tarafından algılanır. İncelenen bölgedeki yumuşak dokudan kaynaklanan hatayı en aza indirmek amacıyla su yastığı kullanılır. Ölçümler tercihen daha az kullanı- lan ön-kol bölgesinde gerçekleştirilir. Kemik yoğunluk ölçümü kemik boyuna gr/cm olarak kemik mineral içeriği (Bone mineral content: BMC) veya gr/cm² cinsinden kemik mineral yoğunluğu (Bone mineral density: BMD) olarak hesaplanır. BMC değerleri BMD'ye göre daha doğru ve nettir, bununla beraber BMD hasta kalınlığından daha az etkilenir ve kırık riskini belirlemede daha iyidir. SPA'de alınan radyasyon miktarı 0.6 μ Sv düzeyinde olup çok düşüktür. Toplam görüntüleme zamanı 10-15 dakikadır. Cihazda kullanılan I125 in yarı ömrü 60 gün düzeyinde olup yılda 2 yada 3 kez yenilemek gerekebilir. Radiusun proksimal 9/10'nunda gerçekleştirilen ölçümlerin, radyogrammetriden farklı olmayan, daha çok kortikal ağırlığı veri elde edinimine neden olduğu gözlemlendiğinden uygulamalar, şu anda, radiusun orta diafiz, distal ve en distal olmak üzere üç bölümünde gerçekleştirilmektedir. Bu ölçümlerden orta diafiz alandaki kortikal kemik hakkında bilgi verir. Distal metafizde korteks / trabeküler kemik oranı 6:1 dir. En distalde trabeküler kemik hakimdir (%95). Yapılan çalışmalarda, BMC için varyasyon katsayısı orta bölüm ve distalde %1 olarak bulunmuştur. En distalde kemiğin şekli daha az uniform olduğu ve tekrarlanan çekimler sırasında yerleştirme hatası sorun yarattığından, bu bölgede varyasyon katsayısı %2-3 olarak daha yüksektir. Radius düzeyinden yapılan

ölçümlerin total vücut kemik miktarı ve kalsiyumu ile korelasyon gösterdiği ancak vertebral kemik kütlesi ile korelasyon göstermediği saptanmıştır. Kalkeneus düzeyinde yapılan ölçümlerde fraktürü olan grup ile aynı yaşta olmayan grup sonuçları arasında çakışmanın olduğu gözlenmiştir. Bu uygulamalarda, kemiği saran yumuşak doku kitlesinin uniform bir kalınlıkta olması gerektiğinden spinal sistemde alınan verilerin güvenilirliği düşüktür. Bu yöntemin yerini son zamanlarda X-ışını radyasyon kaynağı olarak kullanan SXA almıştır.

Dual photon absorpsiometri (DPA)

SPA'da güvenilir ölçümlerin sadece periferik iskelet sisteminde yapılabilmesi, spinal sistem ve kalçada daha etkin ve güvenilir sonuç veren DPA'nın kullanıma girmesine neden olmuştur. Bu yöntemde enerji kaynağı olarak kullanılan Gd153, 44 ve 100 KeV'da olmak üzere iki farklı enerji üretir.6 İki farklı enerji düzeyindeki γ -ışını, uniform bir yumuşak doku kalınlığı sağlamak için kullanılan su yastığına ihtiyacı ortadan kaldırır. Bu şekilde femur ve spinal sistemde ölçüm yapmak mümkün hale gelmiştir. Bu uygulama yaş dağılımındaki orantısızlıktan kaynaklanan hataları da minimuma indirmiştir. Sintilasyon dedektörü tarafından bu iki farklı enerji düzeyindeki foton ayrı ayrı algılanır. Düşük ve yüksek enerjili bu fotonlar kemik ve yumuşak dokularda farklı attenuasyon gösterir. Düşük enerjili fotonlar sadece kemiği çevreleyen yumuşak dokuyu geçerken yüksek enerjili fotonlar hem yumuşak dokuyu hem de kemiği geçerler. Bu iki attenuasyon arasında, dedektör tarafından algılanan fark, birbirinden çıkarılarak, kemik dokuya ait gr. cinsinden BMC veya alan olarak gr/cm² tarzında BMD niteliğinde bilgiler elde edilir. Veriler hastanın içinde bulunduğu normal yaş grubu ile karşılaştırılarak değerlendirilir. Aortik kalsifikasyonlar, dejeneratif osteofitik değişimler kompresyon fraktürüne bağlı gelişen kallus formasyonları ve sklerotik alanlar elde edilen sonuçları olumsuz etkileyebilmektedir. Bununla beraber tüm vücut taranarak toplam kemik minerali, kas ve yağ dokusu miktarı hesaplanabilir. Spatial resolüsyon düşük, görüntüleme zamanı uzundur. İnceleme, lumbal vertebralar düzeyinde 30 dakika, tüm vücut düzeyinde 40-60 dakika alır.

Femoral ve vertebral düzeyde yapılan ölçümlerde varyasyon katsayı yüzdesi %2 düzeyinde bulunmuştur.(61) Uzun çekim sırasında hastanın kıpırdamasına bağlı olarak bu katsayı %4'e çıkabilmektedir. Yine vertebral seviyede gerçekleştirilen mineral ölçümleri ile femoral düzeyde yapılan ölçümlerin gösterdiği korelasyonun düşük olduğu izlenmiştir.

İncelemelerde, dokunun yumuşak doku-yağ kompozisyonu sabit, kalınlığı farklı olarak kabul edilirse de bu durumun her zaman bu tarzda gerçekleşmemesi doğruluk oranını düşürebilmektedir. Alınan radyasyon miktarı femur düzeyindeki uygulamalarda 3 μSv , vertebral uygulamalarda ise 5 μSv düzeyindedir. Gerek SPA gerekse DPA geniş olarak kullanılmakta ise de bazı sınırlamalar söz konusudur. Bu durum kullanılan radyonükleid ile sağlanan foton kaynağından kaynaklanmaktadır. Bu kaynaklarda zaman içerisinde gözlenen güç kaybı bu maddelerin düzgün olarak replasmanını gerektirmekte, foton akımının yavaş olması spatial rezolüsyonun düşük olmasına ve çekim süresinin uzamasına neden olmaktadır. Bu sorunların üstesinden düşük doz X-ışını kaynağının kullanıldığı absorptiometrîk yöntemler ile gelinmiştir. DXA'da foton akımında 50-1000 misliye varan artım sayesinde bölge başına tarama hızı 5 dakikanın altına düşmüş ve spatial rezolüsyon belirgin bir şekilde artmıştır.

Single enerji X-ışını absorpsiometri (SXA)

SXA'daki fizik prensipler enerji kaynağı haricinde SPA ile aynıdır. SXA'da enerji kaynağı olarak X-ışını (55 kV, 300 μA) kullanılır. Kemîğin üzerindeki yumuşak dokudan kaynaklanan hataları düzeltmek için ön-kol, radius, su yastığının içine konulur. Dual enerji X-ışını kullanıldığında su yastığına gerek yoktur. Çekim süresi 5 dakika düzeyindedir. Hasta cihaz içinde vertikal olarak yerleştirilmiş bir barı tutar, bu şekilde cihaz içerisinde hastanın kolu sabitlenir. Tarama distal (%87 kortikal kemik) ve en uç kesimde gerçekleştirilir (%65 trabekuler kemik). Sonuçlar gr. cinsinden BMC olarak veya gr/cm^2 cinsinden BMD olarak elde edilir. Doğruluk oranı %3 olup varyasyon katsayısı %1'den düşüktür. Alınan radyasyon dozu 0.1 μSv düzeyindedir.

Dual enerji X-ışını absorpsiometri (DEXA)

(DEXA) Ticari olarak ilk kez 1987 yılında piyasaya sürülen DEXA cihazlarında iki farklı enerji düzeyinde X-ışını ($\cong 40 \text{ kV} - 140 \text{ kV}$) kullanıldığından, SXA'dan farklı olarak vücudun femur ve vertebra gibi daha kalın-hacimli bölgelerini incelemek mümkündür. Diğer bir çok radyolojik incelemede olduğu gibi DXA uygulamalarında da klinik bilgi, kemik mineral yoğunluğunun (KMY) doğru belirlenmesi aşamasında çok önem taşımaktadır. Olgunun yaş ve cinsiyeti yanında kadınsa menapoz süresi, geçirilmiş hastalıklar ve ameliyatlar ile alınmakta olan ilaç tedavisi gibi risk faktörleri bilinmelidir.(62-63) DEXA ölçümlerin çoğu vertebral düzey ve femur baş-boynu seviyesinde gerçekleştirilmektedir.

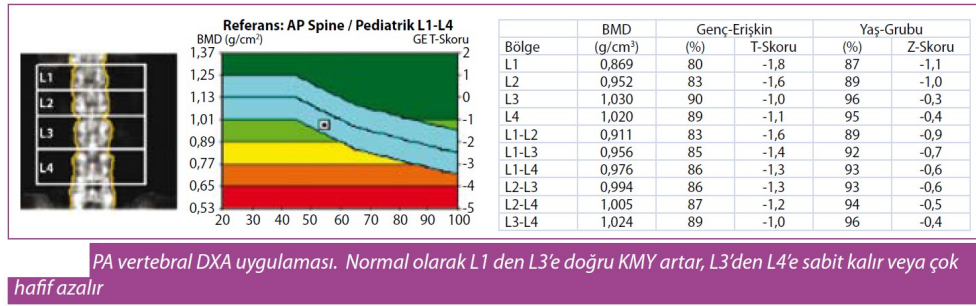
özellikle hiperparatiroidizm gibi sekonder osteoporoz olgularında tüm vücut ve ön kol uygulamalarının yapılması gerekebilmektedir.

DEXA ölçümlerinde X-ışını tüpü ile detektör arasında hastanın yatırıldığı **inceleme masası** yer alır. DEXA cihazlarında **tarayıcı sistem**, X-ışını tüpü ve detektörü içeren C kol şeklindedir. Radyasyon kaynağı olarak kullanılan X-ışını tüpü, C kol sisteminin altında yer almaktadır. Bu sistemde yüksek ve düşük enerjili ışınlar X-ışını tüpünden farklı zamanlarda dışarı çıkmaktadır. X-ışını tüpüne bağlı olan filtrenin yapısında genellikle seryum (cerium) veya samaryum (samarium) kullanılmaktadır. Hastayı geçen X-ışınlarını algılayan detektörler cihazdaki C kolun üst bölümünde yer alır. Detektörlerin çapı 3mm, sayıları ise 40-60 adet arasındadır. Detektörlerde sodyum iyodür (NaI) veya benzer özellikte sintilasyon kristali kullanılır. DEXA'da kesit alma süresi 2-5 dakika kadardır. Detektör tarafından algılanan X-ışınları sintilasyon kristaline çarparak görünen ışık fotonlarına dönüşür. Hastayı geçen X-ışınları sintilasyon kristalinde ışık fotonlarına dönüştükten sonra foto multipliyer tüpler tarafından elektrik sinyallerine çevrilip enerjileri yükseltilir. Foto multipliyer tüplerden gelen elektrik sinyalleri amplifiyer (yükselteç) elemanlarında yükseltilir. Daha sonra görüntü şifrelerini taşıyan sinyaller elektronik devreler ve diğer ara elemanlarla formatlanarak bilgisayar ünitesine aktarılır. Bilgisayar ünitesi, kendisine aktarılan orijinal verileri işleyerek görüntüyü oluşturur. Bilgisayarda oluşturulan görüntü, görüntüleme ünitesine aktararak, monitörden izlenir. Kemik mineral değerleri, mineral miktarına göre farklı renklerde oluşturulur. Monitörde izlenen görüntüler renkli printer vasıtasıyla kağıt üzerine aktarılır. (122)

Vertebral DEXA

Vertebral DEXA incelemeleri L1, L2, L3, L4 vertebralarını içerecek tarzda posterior-anterior (PA) yönde ve daha az olmakla beraber lateral planda gerçekleştirilir. Sonuçlar gr/cm² cinsinden verilir. İncelemelerde lumbal bölge lordozunu ortadan kaldırmaya yönelik olarak hastanın dizleri altına yükseklik konur. Skanogramlarda (DEXA çıktı kağıdı üzerine basılan görüntü ile eşdir), vertebra ve disk mesafe ayrımının yapılabilmesi ölçümün yapılacağı vertebra sınırlarının belirlenmesinde önem taşır (Resim 4). Hastaya yanlış pozisyonun verilmiş olması, vertebral osteofitik dejeneratif değişimler, kompresyon fraktürleri, aort kalsifikasyonları ve vertebral enstrümanlar yanıltıcı sonuçların elde edilmesine yol açar.

Resim 4: PA vertebral DEXA uygulaması ve sonuçları

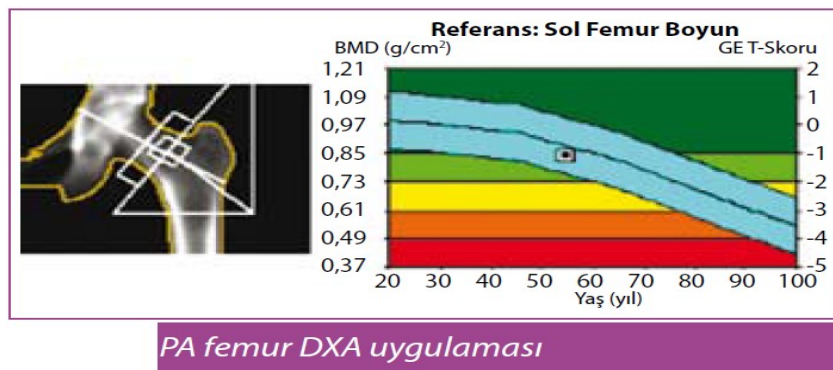


Lateral DEXA incelemeleri özellikle dejeneratif değişimlerin daha fazla gözlemlendiği yaşlı şahıslarda tercih edilir. PA ölçümlerden farklı olarak bu yöntemde, kemik korteks ve posterior vertebral elemanlar ile osteofitik dejeneratif değişimler ve aort kalsifikasyonları gibi patolojik değişimleri inceleme bölgesinin dışında tutarak sadece vertebral trabeküler yapıyı değerlendirmek mümkündür. Bununla beraber lateral DEXA ölçümünü her DEXA cihazında yapmak mümkün değildir. Hareketli C-kola sahip cihazlarda yapılan ölçümler daha geçerlidir.

Femoral DEXA

Femur boynu incelemeleri dominant olmayan femur düzeyinde, femura hafif internal rotasyon ve abduksiyon yaptırılarak gerçekleştirilir (Resim 5). Femur boynu, trokanter, Ward's bölgesi ve intertrokanterik alan olmak üzere, gr/cm² cinsinden, dört ayrı bölgeden veri elde edilir. Femur boynunun çekim sırasında farklı konumlarda olması farklı KMY sonuçlarının elde edilmesine yol açar. Yeni geliştirilen bazı cihazlarda her iki kalçanın aynı anda değerlendirilmesi mümkün olabilmektedir.

Resim 5: PA femur DEXA uygulaması ve sonuçları



Periferik DEXA

Periferik DEXA incelemeleri en sık radius distalinden gerçekleştirilir. Aksiyel iskelet sistemi ölçümlerine göre % 60 farklılık göstermesi nedeniyle primer osteoporoz düşünülen olgularda radius ölçümleri tercih edilmemektedir. Bununla beraber hiperparatroidizm gibi sekonder osteoporozun düşünüldüğü durumlarda ağırlıklı olarak kortikal kemik içeren önkolun görüntülenmesinde fayda vardır.

Tüm vücut DEXA

Tüm vücut görüntülemeye, vücudun kollar dahil olmak üzere görüntüleme alanı içerisinde ve santralize konumda yerleştirilmiş olmasına dikkat edilmelidir. Uygun bir yazılım programının varlığında, bu yöntem ile kas ve yağ kitlesi hakkında yeterli bilgi alınabilir. Bu şekilde belirlenen vücut kompozisyonunun, vücut kütlelerini ölçen diğer indirekt yöntemlerle belirgin bir uyum içinde olduğu saptanmıştır.(64-65)

DEXA sonuçlarının yorumu ve dikkat edilmesi gereken noktalar

DEXA sonuçlarının değerlendirilmesinde hasta kliniği ve risk faktörlerinin bilinmesi çok önemlidir. İnceleme öncesi, mevcut olan olgularda yakın dönemde elde edilmiş direkt radyografilerin gözden geçirilmesi gereklidir. Aksiyel vertebral PA-DEXA uygulamalarında hesaplanan KMY değerlerinde korteks / trabeküler kemik oranı 50/50 dir. Lateral DEXA uygulamalarında ise kortikal / trabeküler kemik oranı 10/90 dır. Çalışmalar normal şahıs ile osteoporoza bağlı vertebral fraktürlü olguların ayırımında lateral DXA'nın daha başarılı olduğunu göstermiştir.(66-67)

65 yaş yukarındaki olguların % 5 ile 10'unda PA DEXA vertebra incelemeleri normal bulunmuşken, aynı olguların lateral incelemelerinde osteoporoz saptanmıştır. Belirgin osteofitik dejeneratif değişimlerin var olup lateral DEXA incelemenin mümkün olmadığı durumlarda femoral DEXA incelemeleri tercih edilmelidir. Vertebral DEXA ölçümlerinde vertebralar arasında aşırı değer farkının varlığı değerlendirmeyi yapan doktoru osteoporoza eşlik eden patoloji yönünden uyarıcı olmalı- dır. Normal olarak L1 den L3'e doğru KMY artar, L3'den L4'e sabit kalır veya çok hafif azalır (Resim 4). Eğer bu patern gözlenmemişse nedeni elde edilen görüntülerde ve mevcut ise direkt radyografilerde araştırılmalıdır. Vertebral fraktürler ve dejeneratif değişimler yine bu tarz değişimlerin en önemli nedenidir. Kalça

düzeyinden yapılan ölçümler sırasında femur boynuna yerleştirilen ölçüm karesinin iskium ve trokanter majörü içermediğine dikkat edilmelidir (Resim 5).

Fraktür yönünden, özellikle boyun düzeyinden alınan verilerle toplam femur değerinin dikkatle değerlendirilmesi gereklidir. Ward's bölgesi çok sınırlı bir alan olduğundan bu bölgeden elde edilen değerlerin belirleyici özelliği düşüktür. Çekim sırasında kalça düzeyinde gerçekleştirilen internal rotasyonun yeterli olup olmadığına dikkat edilmelidir. Skanogramda trokanter minorün izlenmemesi iç rotasyonun yeterli olması lehinedir.

Resim 4'de internal rotasyonun elde edilen sonuçlar üzerine etkisi izlenmekte. Femur baş ve boynu veya shaftı seviyesinde metalik enstrümanın bulunduğu durumlarda veriler özel yazılım programı kullanılmaksızın elde edilmişse değerlendirmeler yanıltıcı olacağından yorumdan kaçınılmalı, diğer kalça görüntülenmelidir. DEXA ile gr/cm² cinsinden elde edilen KMY sonuçları a) elde edilen sonucun genç erişkin döneme ait ortalama kemik mineral yoğunluğuna göre gösterdiği standart sapma; T-skoru b) olgunun kendi içinde bulunduğu yaş grubuna göre gösterdiği standart sapma; Z-skor tarzında yorumlanır.

$$T\text{-skor (SS)} = \frac{(\text{olgunun KMY değeri} - \text{genç erişkin yaş grubun ortalama KMY değeri})}{(\text{genç erişkin yaş grubun ortalama KMY değerine ait SS})}$$
$$Z\text{-skor (SS)} = \frac{(\text{olgunun KMY değeri} - \text{aynı yaşın ortalama KMY değeri})}{(\text{aynı yaşın ortalama KMY değerine ait SS})}$$
Olguların osteoporoz yönünden değerlendirilmesinde L1-L4 vertebalarının ortalama değeri ile toplam femur değerine ait T ve Zskorlar göz önüne alınır. Bu veriler DXA çıktılarında standart sapma ve yüzde olarak T ve Z-skor şeklinde ayrı ayrı bulunur.

Sonuçlar dünya sağlık örgütünün (WHO) koyduğu kriterlere göre dört basamakta yorumlanır (68-69).

- a) $-1 < T\text{-skoru}$: KMY normal
- b) $-2.5 < T\text{-skoru} < -1$: osteopeni
- c) $T < -2.5$: osteoporoz
- d) $T < -2.5$: ve eşlik eden kırık: ileri derecede osteoporoz.

Yukarıdaki formüllerde de gözlendiği gibi T ve Z skorun belirlenmesinde patolojisi bulunmayan normal popülasyonun ortalama KMY değerlerinin bilinmesi gereklidir. KMY yaş ve cinsiyete göre değiştiği gibi toplumdan topluma gerek genetik gerekse beslenme ve spor alışkanlığı, sigara kullanımı gibi faktörler bağıl olarak değişim göstermektedir.(70) Bu nedenle incelemenin yapıldığı bölgedeki toplumu oluşturan sağlıklı bireylere ait normal referans verilerinin bilinmesi gereklidir. Simmons ve arkadaşları İngiltere’de yaptıkları çalışmada ülkenin değişik bölgelerine göre bile KMY değerlerinin farklılık gösterdiğini belirlemişlerdir.(71) Ülkemizde pazarlanan cihazların hemen hepsinde sağlıklı toplum referans değerleri olarak Amerika ve Avrupa verileri kullanılmakta olup normal popülasyon referans değerleri yönünden yapılan araştırmalar ve veri birikimi kısıtlıdır.(72)

Osteoporoz sistemik bir hastalık olmakla beraber aynı olguda vücudun farklı bölgelerinden elde edilen değerler farklılık göstermektedir. Bu farklılık normal karşılanmalıysa, iki bölge arasında T-skor değeri numerik olarak 1.5’den fazla fark gösteriyor ise, bu uyumsuzluk gerek çekim hatası gerekse hastalık yönünden araştırılmalıdır. Vertebra veya femur, ölçüm yapılan bölgelerin herhangi birinde T-skor değerinin -2.5’den küçük olması şahısın osteoporozlu olgu olarak değerlendirilmesinde yeterlidir. Osteoporoza yönelik yapılan DEXA incelemelerinde vertebra ve kalça düzeyinden elde edilen T-skor değerleri olguların fraktür risklerini belirlemede de kullanılmaktadır. Vücudun değişik bölgelerinde farklılık göstermekle beraber genel olarak T-skor standart sapma değerinde izlenen her bir birimlik numerik değişimin fraktür riskini ortalama 2’nin katları tarzında arttırdığı kabul edilir. Bu nedenle hastanın fraktür yönünden riskini saptamada $2^{\square} T\text{-skor}$ formülü kaba fakat kullanılabilir bir formül olarak karşımıza çıkmaktadır. Örneğin 62 yaşında bir olgunun T-skoru -3 bulunmuş ise, fraktür riski $2^{\square} -3 = 8$ olur. Referans alınan normal 30 yaş grubuna göre fraktür riski 8 kez fazla anlamına gelir. Benzer şekilde Z-skor değerinin kullanılması olgunun kendi yaş grubuna göre taşıdığı fraktür riskini belirler.(73) Bununla beraber uzun süreli prospektif çalışmalar gerek T, gerekse Z-skorun tek başlarına hastanın geri kalan yaşam sürecindeki fraktür riskini ortaya koymakta yetersiz kaldığını göstermiştir. Bu nedenle prospektif çalışma sonuçlarının verileri kullanılarak yaş ve KMY’yi beraber içeren fraktür risk tabloları oluşturulmuştur.(74-75-76)

Modern cihazlarda 5 ve 10 yıllık yaşam sürecini içeren fraktür risk çıktısı tarzında bu veriler sağlanmaktadır . Olguların fraktür riskine bu tablolardan yanaşmak mümkündür

hormon düzeyi, genetik, yaşam ve beslenme alışkanlığı gibi bir çok klinik faktöründe fraktür riskine etki göstereceği unutulmamalı ve dolayısıyla sadece bu tablolardan erişilen bilginin sınırlı kalabileceği göz önüne alınmalıdır. Olguların DEXA ile takibinde, takibin aynı DEXA cihazı ve mümkünse aynı merkezde yapılması gereklidir. Ultrasonografi, kantitatif bilgisayarlı tomografi gibi cihazlarda yapılan ölçümlerden elde edilen veriler farklı olabildiğinden veriler birbirine geçişli olarak kullanılamaz. Farklı ticari şirketlere ait cihazlar arasında korelasyon katsayı- ları elde edilmişse de bu katsayıların güvenilirliklerinin ancak belli düzeye kadar olabileceği unutulmamalıdır. Aynı cihazlarda yapılan ölçümlerin karşılaştırılmasında karşılaştırmadan elde edilecek sonucun istatistiksel olarak anlamlı düzeye gelebilmesi için ortalama 2 senelik bir sürenin geçmesi gerektiği konusunda fikirler mevcuttur. Bununla beraber yüksek doz steroid tedavisi gören veya transplantasyon geçirmiş gibi kemik metabolizmasını belirgin bir şekilde etkileyecek durum ile karşı karşıya bulunan olgularda bu süre klinik gerekliliğe bağlı olarak 6 aya kadar düşebilmektedir.

Kantitatif bilgisayarlı tomografi (KBT)

Kantitatif bilgisayarlı tomografi aksiyel görüntü avantajı ile korteks ve trabeküler kemik hakkında ayrı ayrı gr/cm³ cinsinden hacimsel BMD değeri verebilen tek yöntemdir. Yaş ve hastalığa bağımlı olarak kortikal ve trabeküler kemik düzeyinde meydana gelen kemik kaybının aynı olmadığı bir gerçektir. Bu nedenle her iki anatomik bölgeden elde edilen değerlerin birbirlerini minimum dü- zeyde etkilemesi önemlidir. KBT’de trabeküler kemik ile kortikal kemiği ayrı ayrı değerlendirmek mümkündür. Spinal vertebral kolon ve periferik appendikuler iskelet sistemi üzerinde uygulanımı mevcuttur.

Spinal KBT

Genellikle T12-L4 arasında peşpeşe gelen vertebral yapılarıdaki trabeküler kemik düzeyindeki kemik dansitesi değerlendirilir. T12 düzeyinde kotlar, L4 düzeyinde iliak krest X-ışını değerlerinde sapmaya neden olabilmektedir.(77) Bu nedenle x-ışını değerlerinin daha az değişime uğradığı, L1, L2 ve L3 düzeyinden elde edilen ölçümler daha etkin olmaktadır. Cihaz çekim öncesi kalibre edilir. Ölçümlerde standardizasyon sağlamak amacıyla çekimlerde elde edilen değerler önceden hazırlanan potasyum manganat (K₂ HPO₄) içeren sabit fantomlar vasıtasıyla değerlendirilir. Lateral skanogramın alımını takiben ölçüm yapılmak istenen vertebraların (2 ile 4 vertebra arasında değişir) korpusu düzeyinden düşük doz enerji

teknikleriyle 8-10 mm. lik kesitler alınır. Aksiyel kesit üzerinde, kemik yoğunluğu ölçümü 2-4 cm³ 'lük kemik dokuyu içeren eliptik ROI' ler vasıtasıyla vertebral korpusun ön trabeküler bölümü üzerinde manuel olarak gerçekleştirilir. Vertebral trabeküler kemik düzeyinde gerçekleştirilen bu ölçümler sırasında vertebral venlerin ve sklerotik alanların ölçüm alanı içersine girmemesine dikkat edilmelidir. Vertebral korpusda, laterallerde ve önde KMY değerlerinin daha yüksek olduğu ve yaşla beraber en fazla kaybın bu alanlarda olduğu bildirilmiştir. (78) Bu uygulamalarda yoğunluk Hounsfield Birimi (HU; aynı zamanda BT birimi olarak bilinir) alınır. Elde edilen bu sayısal değer fantomda bulunan sabit değerlerle karşılaştırılarak gr/cm³'e çevrilir. Ölçümün gerçekleştirildiği vertebralardan gr/cm³ cinsinden elde edilen değerlerin ortalaması hesaplanarak o yaş grubundaki normal popülasyonla karşılaştırılır. Ölçümler öncesi fantom ve havaya göre cihaz kalibrasyonunun yapılması çok önemlidir. Alınan her kesitte, hastayla beraber fantomunda bulunması hasta iriliğine bağlı olarak ortaya çıkabilecek yanılgıların ölçüm üzerindeki etkisini en aza indirger. Bununla beraber kullanılan fantomların cinsi her cihazda farklılık gösterebildiğinden hasta takibinin ve tekrar çekimlerin aynı fantom ve cihazda gerçekleştirilmesi gereklidir. Ancak kullanılan her iki fantomun da referans değerleri veya birbirlerine karşılık gelen değerleri biliniyor ise farklı fantomlarda elde edilen bu değerler karşılaştırılabilir. Spinal KBT'de inceleme süresi takriben 10-15 dakikadır. İncelemenin yapılacağı yeri belirlemek üzere kullanılan lateral skanogram dahil olmak üzere inceleme sırasında alınan toplam doz 90 µSv düzeyindedir. Spinal KBT tek ve çift enerji düzeyinde olmak üzere iki farklı tarzda uygulanabilir; SEKBT ve DEKBT. Tek enerji düşük doz KBT incelemelerinde verilen X-ışını enerjisi 80 kV düzeyindeyken, çift enerjili incelemelerde 80 kV düzeyindeki X-ışınına ek olarak 140 kV düzeyinde ikinci bir X-ışını uygulanır. SEKBT uygulamalarında trabeküler alandaki kemik iliğinde bulunan yağ, elde edilen BMD değerlerini olumsuz etkiler. BMD'nin %10-15 daha aşağıda sonuçlanmasına neden olur.(79) Bununla beraber yaş ve menapoz grupları arasındaki farkın belirlenmesinde yağdan kaynaklanabilecek bu hatanın düşük doz düzeylerinde önemli olmadığı anlaşılmıştır.(80-81-82-83) DEKBT'de bu hata oranı minimuma inmekle beraber uygulanım prepost processing işlemlerine ihtiyaç duyar. Spinal KBT uygulamalarında varyasyon katsayısı yüzdesi ve doğruluk oranı sırasıyla %2-4 ve %4-15 seviyesinde olup PA-DEXA uygulamalarından yüksek, L-DEXA uygulamaları ile aynı seviyededir. Bununla beraber aksiyel kesit avantajı ile vertebra korpusunda yer alan en aktif kemik metabolizması ve metabolik turn-over'ın olduğu trabeküler kemik ölçümüne izin veren KBT değerlerinin

sensitivitesi, kemik fraktürleri ve kemik kaybını ölçmede, daha indirekt yöntemler olup yansıtma methoduna dayanan DEXA ve DPA'ya göre daha yüksektir.(84-85) Tanıda kullanılan yöntemin sensitivitesi tedvide izlenecek yöntemide etkilemektedir. Bu amaçla Guglielmi ve arkadaşlarının KBT, L-DEXA ve PA-DEXA'nın hassasiyetlerini ROC (reciever operating curve) ile karşılaştırarak yaptıkları çalışmada L-DEXA'yı PA-DXA'ya göre daha hassas KBT'ye göre ise daha az hassas bulmuşlardır.(84) Yine uyguladıkları logistic regresyon testinde KBT ve L-DEXA uygulamalarından elde ettikleri BMD değerlerinin osteoporozu belirlemede daha etkin olduğunu saptamışlardır. Spinal KBT 5-10 mm. kalınlığındaki iki boyutlu kesitte, BMD analizine izin vermektedirse, heliksel yeni generasyon BT cihazları ile femur boynu ve vertebra korpusları düzeyinde hacimsel BMD değer ölçümlerini gerçekleştirmek mümkündür. Bu durum özellikle trabeküler paternin daha karmaşık bir anatomi arz ettiği femur boynunda daha önemlidir. Bununla beraber bu tür hacimsel ölçümler ek bilgisayar programı ve ünitelerine ihtiyaç duymaktadır. VOI'ler (Volume of interest) vasıtasıyla femur boynu ve intertrokenterik alanda gerçekleştirilen bu çalışmalarda varyasyon katsayısı yüzdesi %0.6 ve %1.1 düzeyinde bulunmuştur. Bu yöntemle, kemik mineral yoğunluğu yanında biomekanik strese maruz kalan bölgedeki trabeküler paterninde analizi mümkün olduğundan alınan sonuçlar daha etkin olabilmektedir. Fakat bu uygulamanın yaygınlaşması için bilgisayar programlarının daha etkin hale gelmesi ve longitudinal dahil olmak üzere bir seri çalışmanın yapılmasına ihtiyaç vardır. Spinal düzeyde hacimsel KBT uygulamasının en büyük avantajı daha az kullanıcı bağımlı olmasıdır.

Vertebra korpusuna tam dik geçmek amacıyla tomografi cihazına açı vermek gerekmemektedir. Vertebranın tamamen taranarak incelemenin yapılacağı bölgenin belirlenmesi yeterlidir. Bununla beraber gerek hacimsel gerekse tek kesit çalışmalarda cevaplandırılması gereken sorular mevcuttur. Uygun alandan elde edilmiş tek bir kesitin,

- a) vertebradaki değişik kesit düzeylerinden elde edilen ölçümleri yansıtma oranı
- b) her bir kesitin tek tek çalışılması ile elde edilen ölçümleri yansıtma oranı
- c) hacimsel analiz ile elde edilen değerleri yansıtma oranı ve bunların klinik önemi henüz daha net olarak aydınlatılamamıştır.

Yüksek rezolüsyonlu bilgisayarlı tomografik uygulama ile trabeküler arkitektürü incelemek mümkündür. BMD değeri kemik direncini belirlemede önemli bir ölçütsede trabeküler kemik yapının arkitektürü ve kortikal kalınlıkda bu direncin belirlenmesinde önemli rol oynamaktadır. Bununla beraber, periferik iskelet sisteminde gerçekleştirilen bu tür incelemelerde, trabeküler yapıların kalınlığı 100-150 μ , birbirine uzaklığı 500-700 μ düzeyinde olması nedeni ile spatial rezolüsyonun minumum 200 μ düzeyinde olması gerekmekte. Geliştirme aşamasında olan BT cihazlarında 20-200 μ düzeyinde spatial rezolüsyon elde edilmektesede, şu anda klinikte kullanılan cihazlarla spatial rezolüsyon 600 μ , piksel genişliği 0.18-0.3 mm. Klinik Gelişim kesit kalınlığı 1-1.5 mm. düzeyindedir.

Şu ana kadar gerçekleştirilen çalışmalarda trabekuler paternin analizi fraktürü olan ie olmayan grubu birbirinden ayırmada faydalı bulunmuşsada, kemik direncine yönelik BMD'de elde edilen değerlere bir üstünlüğü saptanmamıştır. Radius düzeyinde periferik KBT (pKBT) uygulaması son dönemlerde popüler hale gelen bir yöntemdir. Bu yöntem ile radius distalinde trabeküler, kortikal ve kortikal + trabeküler olmak üzere kemik mineral yoğunluğu ölçümü gerçekleştirilebilir. pKBT'nin varyasyon katsayısı yüzdesi %0.5- 2.1 arasında değişmekte olup bu değer SEKBT ile eş ve hatta çok hafif daha iyidir.(86-87) Aynı zamanda radial pKBT uygulamalarında alınan radyasyon vertebral KBT'ye göre daha azdır; 1-2 μ Sv'ye 50-100 μ Sv. Bununla beraber Genant ve arkadaşları vertebra ve radius düzeyinde kantitatif bilgisayarlı tomografi verilerini karşılaştırdıkları çalışmada; her iki yönteminde kemik kaybını belirlemede başarılı olduğunu bildirmişlersede, vertebral spinal KBT'nin yaşa bağlı kemik kaybını belirlemede ve fraktürlü osteoporotik şahısları belirlemede daha etkin olduğunu gözlemlemişlerdir.(86)

Kantitatif ultrasonografi (KUS)

Osteoporoza yaklaşımda ideal bir yöntem, kütle kaybı yanında fragiliteyide belirleyebilecek özelliğe sahip olmalıdır. Mikrofraktürler ve kemik yapıdaki arkitektürel değişim kemik zayıflamasında önem taşıdığından kemik elastisitesi, yapısı ve yoğunluğunun kombine olarak belirlenmesi kırık gelişme olasılığını belirlemede daha etkindir. Kemik kalitesini ortaya koyma yönünden kantitatif ultrasonografi en yeni gelişmelerden biridir. Bu yöntem ucuz ve non-ionizan olduğu gibi kemik yoğunluğu ile beraber kemiğin iç yapısı ve elastisitesi hakkında bilgi verebilmektedir.(88-89)

KUS parametreleri

Kemik yapı ultrasonografide 20-100 kHz olarak verilen ses dalgalarının fiziksel ve mekanik özelliğini değiştirici etkide bulunur. Ses dalgasının şeklini, yoğunluğunu, hızını değiştirir. Kemiğin ses dalgasının hızı (SOS) ve attenuasyonunda (BUS) meydana getirdiği değişime bakılarak kemik yapının niteliği hakkında bilgi edinmek mümkündür. Hız ve attenuasyonun beraber değerlendirilerek kuantifiye edildiği bu yöntemde elde edilen sonuç kantitatif ultrasonografik index (QUI) olarak verilir. Stiffness’da QUI ile eş anlamlı olarak başka bir şirketin aynı parametrelerin toplamına verdiği isimdir. Kantitatif ultrasonografik incelemeler periferik iskelet sisteminde kalkaneus, tibia ve falanksların distal metafizinde gerçekleştirilir. Yapılan çalışmalarda BUA’ nın kemik yoğunluğu ve kemik arktitektüründen, SOS’un ise kemik doku elstisitesinden etkilendiği saptanmışsada varılan bu sonuçlar kesin değildir. Gerek etkileşimlerde, gerekse osteoporoza yönelik elde edilen sonuçlarda kemiğin başka özelliklerinde etkin olduğu düşünülmektedir. Elde edilen sonuçların güvenilirliği kullanılan cihazın markası uygulama bölgesi ve parametreye göre değişmekte olup varyasyon katsayısı yüzdesi BUA için % 0.2-2.5, SOS için % 0.2-1.0 iki parametrenin birleşiminde ise %1.0 seviyesinde yer almaktadır. (90-91) BUA değerlerinde yıllık değişim % 0.5-1.0, SOS değerlerinde yıllık değişim % 0.1-0.3. Yaşla KUS parametrelerinin ters orantılı olduğu, SOS ve BUA’nın özellikle postmenapozal dönemde belirgin düşüm gösterdiği saptanmıştır. Bununla beraber KUS parametrelerinde longitudinal değişim üzerine mevcut olan veri birikimi kesin yargı için yeterli değildir. Periferik kemik yapıda hız ve attenuasyon ile BMD değerleri arasında korelasyon mevcut iken spinal vertebral sistemde ve femur boynunda hata oranı kullanıma izin vermeyecek tarzda belirgin bir şekilde yükselmektedir. Fakat spinal ve femoral fraktürü olan osteoporotik grup ile olmayan grubu ayırmada özellikle patellar, tibial, falangial ve kalkaneal SOS verileri etkin bulunmuştur. (92-93) Guglielmi ve arkadaşları ultrasonografik ses dalgası hızı amplitüdünü parametre olarak kullandıkları çalışmada elde ettikleri sonuçları lateral DXA ve KBT sonuçları ile karşılaştırdıklarında ultrasonografik verilerin osteoporotik şahıslardaki kemik kaybını göstermede KBT ile eşdeğerde fakat lateral DXA’ya göre daha hassas olduğunu vurgulamışlardır.

Osteoporozda MR görüntüleme

Kemik mineral içeriği, kemik direnci ve kırılma riskine en çok katkıda bulunan faktördür. Bununla beraber kemiğin kalitesi ve trabeküler iç yapısında, kemik direnci ve kırılma riskine katkıda bulunmaktadır. Bu faktörlerin oluşturduğu katkı, kırığı olan ve olmayan osteoporozlu olgularda, BMD değerlerin gösterdiği çakışmayı açıklayacak niteliktedir. Moseklide vertebral biomekanikte yaşa ve cinsiyete bağımlı meydana gelen değişimleri belirlemek üzere yaptığı çalışmada, kemik dansite ve direncinin yaşla beraber azaldığını saptamış, kadınlarda erkeklere göre daha fazla olmak üzere horizonta trabeküller arasındaki mesafenin yaşla beraber arttığını göstermiştir. (94) Synder ve arkadaşlarında yaptıkları deneysel çalışmalarda Moseklide ile aynı sonuca ulaşmışlardır.(95) Kleerekoper birbirleriyle bağlantılı olan çok sayıda ince trabekülün, birbirleriyle bağlantılı olmayan kalınlaşmış trabeküllere göre biomekanik olarak daha dayanıklı olduğunu göstermiştir. Trabeküler yapı hakkında non-invaziv olarak MR görüntüleme ile bilgi edinmek mümkündür. Bu yapıların incelenmesinde özellikle kullanılan MR sekansı önemlidir. Gerek spin eko, gerekse gradient eko sekanslarında trabeküller gerçek boyutlarından daha farklı gözlenirler. Gradient direncinde yakın zamanda meydana getirilen artımlar sayesinde gradient eko görüntülemelerde eko zamanı (TE) 10 ms'nin altına çekilebilmiş (görüntüleme zamanını belirgin bir şekilde düşürülmesi anlamına gelir), 78 µm'lik spatial rezolüsyon ve 300µm lik kesit kalınlığına ulaşmak mümkün hale gelmiştir. Bu incelemelerde trabeküler kemik alanı oranı (BV/TV), trabeküler kalınlık (TbTh), trabeküller arası aralık (TbSp), trabekül sayısı (TbN) hesaplanır. BMD değerleri periferik KBT ile saptanan menapoz öncesi ve sonrası (normal-osteoporotik) kadın grupları üzerinde radiusun trabeküler paternine dayanılarak yapılan çalışmada BV/TV'nin yaş ile düşük düzeyde korelasyon göstermekle beraber yaş ile azaldığı (p:0.05), TbN'nin yaş ile orta derecede bir korelasyon göstermekle beraber yaş ile azaldığı (0.001), TbSb'nin yaş ile orta derecede bir korelasyon göstermekle beraber yaş ile beraber arttığı saptanmıştır (0.003). TbTh ile yaş arası ilişki zayıf bulunmuştur (0.32). Fraktürü olan grup ile fraktürü olmayan gruplar arasında BV/TV, TbN ve TbSb'nin belirgin bir farklılık gösterdiği saptanmıştır. Kemik-kemik iliğinin temas içinde bulunduğu yüzeylerde manyetik susceptibilite değişimine bağlı olarak MR görüntülemesinde alan inhomojeniteleri meydana gelir.(96)

Transver manyetizasyonda faz bozulmasına bağılı olarak meydana gelen bu değişimi, osteoporoz tayininde kullanmak mümkündür. Bu değişim, gradient eko imajlarda T2* değerlerinde ve sinyal yoğunluğunda azalma tarzında algılanır. Genant ve arkadaşları distal radius ve tibia da T2*, pKBT ve DEXA verilerine dayanarak yaptıkları çalışmada; 1/ T2* değerinin yani R* değerinin trabekuler BMD ile iyi bir korelayon gösterdiğini saptamışlardır.11 pKBT ve DXA'ya göre R* değerlerinin yaş ile daha iyi korelasyon gösterdiğini vurgulamışlardır. Menapoz öncesi ve sonrası sağlıklı şahışların ayırımında R* değerinin, menopoz sonrası dönemde sağlıklı şahışlar ile osteoporotik şahışların ayırımında pKBT ve DXA'nın daha etkin olduğunu vurgulamışlardır. Bununla beraber parametre olarak kullanılan T2* relaksasyon değerinin vücutun değişik bölgelerinde farklı olan trabekül orientasyonu ve MR cihazının gücüne bağılı olarak gösterdiği değişimin belirlenmesi için daha bir çok araştırmaya gerek vardır. (97)

OSTEOPOROZUN ÖNLENMESİ:

Osteoporoz, önemli bir sağlık problemi olup, olayın sosyo-ekonomik boyutlarının devleşmesiyle, korunma çok daha fazla önem kazanmaktadır. Osteoporozda kemik yoğunluğunu arttırmada etkin ve güvenilir yöntemler olmadığı için korunma çok önemlidir. Korunmanın esası doruk kemik kitlesini arttırmak ve postmenopozal ve seniliteye bağılı kemik kaybını azaltmaktır (59).

Kemik yapının büyümesi sırasında kemik kütlesini maksimal düzeye çıkarmak “primer önleme”, menopoz ve yaşlanmayla ilişkili kemik yoğunluk kaybının azaltılması “sekonder önleme” programlarının amacıdır. Doruk kemik kütlesi (peak bone mass) genellikle normal büyümenin sonucunda elde edilen ve kemik kaybı başlamadan önce, kişinin sahip olduğu en yüksek kemik kütlesi olarak tanımlanır.

Doruk kemik kütlesi, kemik kütlesinin en önemli belirleyicisi olup, kırığa direnci veya yatkınlığı belirlemesi açısından önemlidir (25). İskeletin büyümesi ve gelişmesi, intrauterin hayatta başlayıp hemen hemen 20 yıl boyunca devam ettiği bilinmektedir. Mineraller, özellikle kalsiyum, magnezyum, sodyum ve florid, kemiğin büyüme ve gelişmesinde hayati önem taşırlar. Kemiğin formasyonunda östrojen gibi hormonların ve yük bindirici aktivitelerin de rolü vardır. Her ne kadar erişebilecek en fazla kemik yoğunluğu genetik olarak şifrelenmiş ise de, buna ulaşabilmek en azından optimal şartları gerektirir. Ulaşılan kemik yoğunluğu ne

kadar fazla ise, daha sonra olabilecek kayıplardan etkilenme o kadar az olacaktır. Sonuç olarak, ilk iki dekatta kemik gelişimi için yapılabileceklerin, osteoporozu önleme açısından son derece önemli olduğunu söyleyebiliriz. Bu dönem endojen faktörlerin (heredite) çevresel faktörler ile (beslenme, fiziksel aktivite) etkileşerek iskeleti modüle ettiği ve doruk kemik kütleini oluşturduğu dönemdir. Kesin olarak bilinmemekle birlikte kemik gelişimini % 75 – 80 genetiğin, % 20 – 25 çevresel faktörlerin etkilediği ileri sürülmektedir (25). Doruk kemik kütleinin temel iki belirleyicisi olan ırk ve heredite değiştirilemeyen faktörlerdir. Beslenme ve egzersiz gibi diğer potansiyel belirleyiciler ise elimizde koz olarak bulunmaktadır. Çocuğun büyüme ve gelişme çağındaki beslenme alışkanlıkları, kemik gelişimini büyük oranda etkilemektedir. Kemiğin gelişimi için gerekli fiziksel uyarılarında, bu çağda kazandırılan fiziksel aktivitelerden etkileneceği kuşkusuzdur (14).

Beslenme açısından üzerinde durulan temel mineral kalsiyumdur. Yapılan çalışmalarda, günde 300 – 1000 mg kalsiyum desteği verilen çocukların kemik mineral yoğunluğunda, kısa dönemde ortalama % 2 – 5 kazanç gösterilmiştir. Yapılan kalsiyum balans çalışmaları, çocuklukta ve erişkin dönemde net kalsiyum absorpsiyonunun günde 1500 mg'den fazla olması gerektiğini düşündürmektedir (14). Yapılan çalışmalarda, kalsiyum alımının kesilmesiyle kazanılan yararlı etkilerin 2 – 3 yıl içinde kaybolduğu gözlemlenmiştir. Bu nedenle diyet ya da başka kaynaklardan alınan kalsiyumun yararlı etkisinin devamlılığı için, bunun idamesi gerekmektedir. Çocukluğunda ve yetişkin dönemde yüksek doz kalsiyum alan yaşlı kadınlarda kemik yoğunluğu % 3 – 6 daha yüksek saptanmıştır (98). Postmenopozal osteoporozlu olan kadınlarda koruma için kalsiyum ilavesi hakkında yapılan meta-analiz sonucunda; kalsiyum ilavesinin iskeletin tüm alanlarında BMD üzerinde küçük bir pozitif etkisi olduğu belirtilmiştir (99).

Kalsiyum ve D vitamininin günlük kullanımının yanı sıra aşırı et, balık tüketiminin önlenmesi negatif kalsiyum balansını azaltacaktır. Güneş ışınlarından yararlanma da kalsiyum emilimini ve metabolizmasını olumlu yönde etkileyecektir. Yine osteoporozun risk faktörleri arasında sayılan kafeinli içecekler, sodyum ağırlıklı diyet, aşırı alkol tüketimi önemlidir (14).

Fiziksel aktivite, doruk kemik kitlesinin belirleyicilerinden biridir. Büyüme çağındaki aktivitelerin, kemiğin korteksinin ve trabeküler yapısının oluşmasını etkilediği ve güçlü bir iskelet yapısının oluşmasında etken olduğu bilinmektedir (14). Genç yaşlardan itibaren

düzenli spor yapan kişilerdeki toplam kemik kitlesi menopoz dönemine gelindiğinde sedanter yaşam sürenlere kıyasla % 40'a varabilen bir fazlalık gösterebilmektedir. Bu farklılık nedeniyle postmenopozal kemik kaybı da risk oluşturabilecek bir düzeye daha geç dönemlerde ulaşmaktadır (20,100).

Büyüyen iskelet egzersize duyarlıdır ama büyüyen iskeleti egzersizin hangi yoğunlukta ne oranda etkilediği konusunda net bir klinik çalışma yoktur. Ilımlı, kolay yapılabilen, yük bindirici egzersizler puberte öncesi uygulandığında kortikal kalınlığı arttırarak femoral kemiğin volümetrik BMD'sini arttırabilirler (101). Pubertenin geç dönemlerinde yük bindirici fiziksel aktiviteler kemik yoğunluğunun önemli belirleyicisidir. Değişik fiziksel aktiviteler osteojenik bir uyarma gücüne sahiptir. Jimnastik ve paten gibi aktivitelerle uğraşan kızlarda yapılan birçok araştırmada, bu çocukların kemik yoğunlukları diğerlerine göre yüksek bulunmuştur. Ayrıca bu sporla uğraşan çocukların antropometrik özelliklerinin daha narin (zayıf, ince) olduğu göz önünde bulundurulacak olursa bu tip aktivitelerin kemik yoğunluğu üzerine etkisinin önemi daha iyi anlaşılacaktır (14).

Welten ve arkadaşları 13 – 28 yaş arası puberte ve geç erişkinler üzerinde yaptıkları araştırma sonrasında ağırlıklı aktivite ile yapılan egzersizin lomber spinal kemik mineral yoğunluğuna katkısı olduğunu saptamışlardır (102). Üst düzeyde fiziksel aktivitelerde bulunan çocukların kemik yoğunlukları, kendilerinden % 25 daha az aktif olan çocuklarınkine oranla % 8 – 12 daha fazla bulunmuş ve zaman içerisinde de bu kişilerin daha fazla kemik kütlesi kazandığı rapor edilmiştir. Çok aşırı fiziksel aktivitelerin genç bayan sporcularda amenoreye yol açtığı bilinmektedir. Jimnastikçiler örneğinde olduğu gibi birkaç istisna dışında çoğunda kemik mineral yoğunluğu düşük bulunmaktadır. Aktivitenin yeterli ya da aşırı olduğuna karar vermek zordur (14). Büyüme çağında başlanan fiziksel aktivitelerin erişkin yaşlarda da devamı, BMD üzerinde % 7 – 8'lik bir artış sağlayacak, bu da kırık riskini 1,5 kat azaltacaktır. Egzersizlerin tipi yaşam boyunca istenen hedefe göre değişebilecektir. Çocukluk çağında verilen yük bindirici, dirençli çarpma etkisi verebilen yoğun egzersizler, BMD'yi maksimize edebilir, bu genç erişkin döneme kadar uygundur. Yaşa bağlı kaçınılmaz dejeneratif değişiklikler başladığında ise egzersizlerin çarpma komponenti kısıtlanmalıdır (25).

Egzersizizin kemik kaybını önleme çalışmalarında daha önce de belirtildiği gibi tipi, yoğunluğu, süresi konusunda kesin veriler yoktur (14). Perimenopozal 105 kişiye uygulanan kalistenik ve endurans çalışmaları ile 18 ayın sonunda BMD’de artış gözlenmiş, bununda kırıkların önlenmesi açısından önemi vurgulanmıştır (103). Kısa ve yüksek yoğunlukta aynı tip egzersizler (haftada 6 gün 50 vertikal sıçrama) premenopozal ve postmenopozal kadınlara yaptırılarak kontrol grupları ile kıyaslanmıştır. Premenopozal kadınlarda BMD 5. ayda belirgin şekilde artmış, postmenopozal kadınlarda ise 1 ve 1,5 yıl sonunda bile belirgin bir fark bulunamamıştır.

Bu sonuçlara göre premenopozal kadınların, postmenopozal kadınlara göre kısa süreli yoğun egzersizlere daha iyi yanıt verdiği belirtilmektedir (14). Sonuç olarak; ağırlıklı egzersizlerin büyüme döneminde kemik kütlesi üzerine olumlu etkilerini gösteren yeterli sayıdaki araştırmalar, osteoporozun primer önlenmesinde kemik kütlesini arttırmaya yönelik çeşitli egzersiz programlarına yer verilmesi gerektiğini göstermiştir. Ancak bu egzersizlerin tipi ve süresi halen tam olarak belirlenememektedir (25).

Osteoporozun sekonder önlenmesi menopoz ve yaşlanma ile birlikte ortaya çıkan kemik kaybını geciktirmek, kemik kayıp hızı ve kırık riskini azaltmak amaçlarına yönelik basamaklı bir yaklaşım olup, risk taşıyan bireylerde risk faktörlerinin ortadan kaldırılması veya azaltılması ile birlikte farmakolojik müdahaleyi gerektiren tedavi prensiplerini içermektedir. Osteoporozda, tedavi modalitelerinin hiçbirisi kemik dokusunu yeniden onarmak konusunda gerek nitelik gerekse nicelik yönünden beklendiği kadar etkili olmamakta, bu nedenle postmenopozal kemik kaybını önlemeye çalışmak tedavi etmekten çok daha fazla ön plana çıkmaktadır. İlaç tedavisine başlama kararı kemik mineral yoğunluğu ölçüm sonuçlarına bağlı olarak planlanmalıdır (25).

BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ

Tomografi, Yunanca tomos (kesit) ve graphia (görüntü) kelimelerinde oluşmakta ve kesitsel görüntü anlamına gelmektedir. İlk klinik prototip BT cihazı Londra'da kullanılmıştır. Bu BT'de beyin görüntüleri elde olunmuş olup bir kesit için tarama süresi 4.5 dakika ve bu kesit için görüntü oluşum süresi 20 dakika idi. Hounsfield, 1979 yılında bu büyük başarıları nedeniyle Nobel Tıp ödülünü kazanmıştır.(104) Türkiyede ilk BT Hacettepe Üniversitesinde 1976 yılında kurulmuş ve sadece beyin tetkiki için kullanılmıştır. 1970'li yılların başında sadece beyin BT şeklinde kullanıma giren BT günümüzde 256 dedektörlü tomografiler şeklinde baştan ayağa kadar çok hızlı iki ve üç boyutlu görüntüleme haline gelmiştir. Yine başlangıçta bir kesitin çekim ve oluşumu için 20-25 dakika gerekli iken günümüzde tüm vücut, saniyeler içinde görüntülenebilmekte ve bir kesitin görüntülenmesi real time'a yakın şekilde elde edilebilmektedir.(104)

BT çalışma prensibi olarak 4 ünitelerden oluşur:

- 1- Kaynak: X- ışın tüpü
- 2- Dedektör: Hastadan geçen ışınları toplar.
- 3- Bilgisayar: Dedektörden gelen bilgileri alır, depolar ve görünür hale dönüştürür.
- 4- Monitör: Bilgisayarda oluşan dijital görüntüleri gösterir.

Görüntü oluşumu

BT görüntüsü bir kesit görüntüsüdür. Kesit görüntü oluşturabilmek için yapılan işlemler sırasıyla şöyle özetlenebilir:

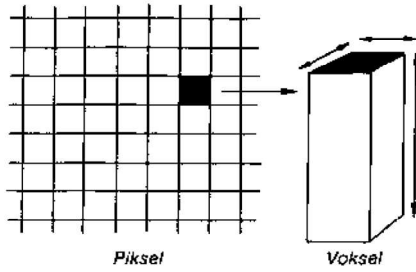
1- İlk koşul X-ışını tüpünün, kesit düzlemi çevresinde 360 derece dönerek dar bir X-ışını demeti göndermesidir. X-ışınları vücuda gönderilirken ölçülür, vücudu geçtikten sonra ölçülür, aradaki fark hesaplanarak dedektörlerin karşısına gelen dokunun X-ışını ne oranda tuttuğu bulunur ve görüntü bu çok sayıdaki ölçümlerden karmaşık bilgisayar işlemleriyle oluşturulur.

2- Bütün dijital görüntülerde olduğu gibi BT'de de görüntü küçük resim elementlerinden (piksellerden) oluşur. Buna görüntü matriksi denir. Matriks sayısı görüntünün

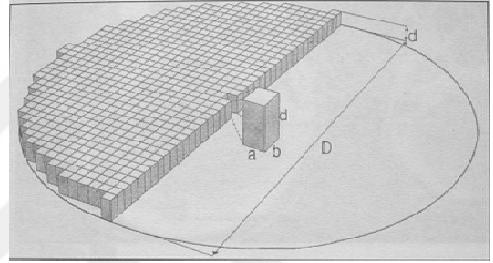
iki kenarındaki piksel sayısının çarpımı şeklinde gösterilir ve günümüzdeki aygıtlarda bu sayı genellikle 512x512' dir.

3- BT'de görüntüler aslında iki boyutlu değildir; bizim tarafımızdan belirlenen bir kalınlıkları vardır. BT'de ölçüm yapılan birimler piksel değil, tabanını pikselin, yüksekliğini kesit kalınlığının yaptığı dikdörtgen prizmalardır. Bu prizmalara volüm elementi anlamına gelen voksel adı verilir (Şekil 1(a-b)). Örneğin kesit kalınlığını 5 mm olarak seçmişsek görüntü matriksi 512x512 olan bir BT aygıtında , 25 cm'lik bir alanın (D) görüntüsünde piksel boyutu yaklaşık 0.5x0.5 mm², voksel hacmi ise 0.5x0.5x5 mm³ olacaktır. Kesit kalınlıkları 0.5 mm'ye düşürülen modern aygıtlarda vokseller küp şeklinde olabilir.

Şekil 1: 1a; Piksel (a x b) ve voksel (a x b x d), 1b; görüntü alanının çapı

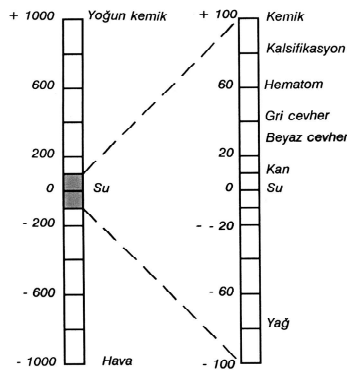


Şekil 1a



Şekil 1b

Şekil-2: Hounsfield ölçeği



4- Dedektörlerin ölçtüğü ve dijitalize ettiği değerler, bilgisayarlar aracılığıyla hervokselin X-ışınlarını tutma değerlerine dönüştürülür. Bu işlem suyun X-ışınını tutma değerini 0 kabul eden, bir ucu –1000 diğer ucu +3,095 olan bir cetvele göre yapılır. Bu cetvele, yöntemi geliştirenlerden biri olan İngiliz fizikçisi Hounsfield'den dolayı **Hounsfield cetveli** ve bu cetveldeki sayılara da **BT ünitesi** veya **Hounsfield ünitesi (HÜ)** adı verilir.(Şekil 2) (105)

5- Sistemin bilgisayarları bu cetvele göre tüm voksellere bir sayı verir. Bu sayı, yoğunluğu sudan yüksek olan dokularda artı, düşük olanlarda ise eksi değerlerdedir .

6- Sistemin yapacağı son işlem Hounsfield cetveline göre sayısal değerler almış vokselleri, aldıkları sayılara uyan siyah, beyaz ve aradaki gri tonlarla boyamaktır.

Bunun için artı ucu beyaz, eksi ucu siyah olan gri bir cetvel kullanılır (**gri skala**) (105).

Vokselin sayısal değeri vokselin içerisine giren tüm yapıların ortalama değeridir. Bir BT kesitinde gördüğümüz piksellerin rengi, aslında ait olduğu vokselin ortalama rengidir. Dijital röntgende ise pikselin rengi, X-ışınının geçtiği tüm kalınlığın X-ışınını tutma değerinin karşılığıdır. Evlerimizdeki televizyonlardaki görüntü ise fotoğrafın dijitalizasyonudur, piksellerinin rengi fotoğrafların rengidir, kalınlığı ve derinliği yoktur. Kesit kalınlığının her tarafta eşit olması nedeniyle, röntgenden farklı olarak, BT'de görüntüleri yorumlarken objelerin kalınlığının hesaba katılmasına gerek yoktur.

Pencereleme: Bir BT görüntüsünde bulunan 4096 gri tonu gözümüzün algılaması olanaksızdır. Radyogramlara baktığımız şartlarda gözümüz ancak 30-90 gri tonu ayırabilir. En iyi şartlarda gözümüzün 90 gri tonu ayırabildiğini varsayalım. Bu durumda bir BT görüntüsünde gözümüzün fark edebileceği iki gri ton arasındaki yoğunluk farkı: $4096/90=45$ HÜ olacaktır. Beyinde gri ve beyaz cevherin gri skala değerleri arasındaki fark 45 HÜ'den az olduğu için böyle bir görüntüde gri cevher ve beyaz cevheri ayırmak mümkün olmayacaktır. Bu ayırımı gösterebilmek için gri ölçeğin değerlerini, beyin dokusunun görüntülendiği değerlerin bulunduğu dar bir alanda dağıtmak gerekir. Bu işleme pencereleme (windowing) adı verilir. Göğüsün BT kesitinde mediastinal yapılar yumuşak doku penceresinde, akciğerler ise parankim penceresinde görüntülenir. Gri tonların dağıtılmasını istediğimiz aralığa pencere genişliği, bu aralığın ortasına ise pencere seviyesi adı verilir. Örneğin pencere genişliğini -

100 ile +200 arasında 300 olarak saptadığımız bir incelemede pencere seviyesi +50 olacaktır. Pencere genişliğinin üzerindeki yapılar beyaz, altındaki yapılar ise siyah tonlar içerisinde görülmez hale gelir. (104)

İnceleme Yöntemleri

BT görüntüleri tümüyle dijitaldir ve sayısal verilerden oluşur. Bu özelliği nedeniyle görüntüler işlenebilir, istenilen bölgelerin yoğunlukları ölçülebilir ve bilgisayar teknolojisinin tüm olanaklarından yararlanılarak değişik düzlemlerde ya da üç boyutlu görüntüler elde edilebilir.

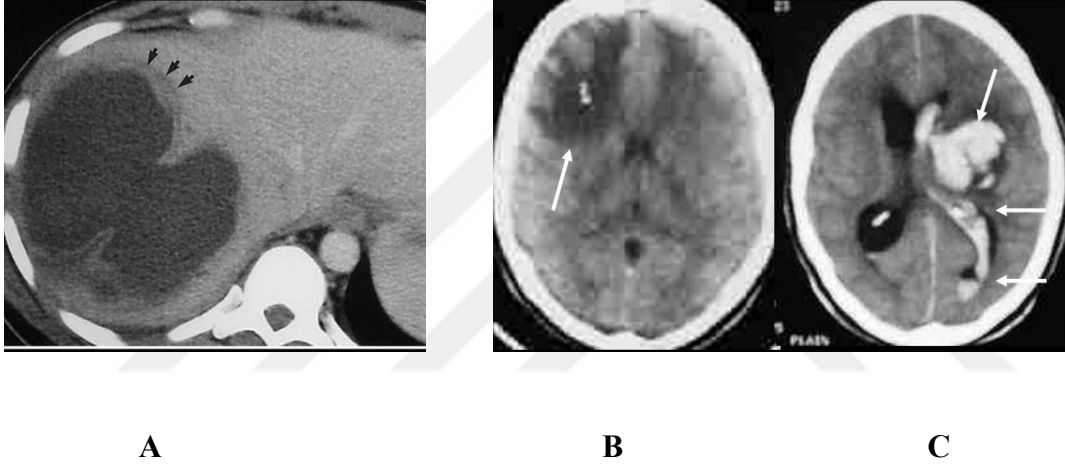
Yoğunluk ölçümü BT'nin tanıya önemli katkılar sağlayan diğer bir özelliğidir. Bu sayede gözle fark edilmeyecek yoğunluk farklılıkları sayısal değerleriyle ortaya çıkartılabilir. Örneğin; böbreküstü bezindeki bir kitlede yağ dokusunun varlığı adenom, böbrekteki bir kitlede varlığı ise anjiyomiyolipom tanısı koydurur. Çünkü bu organlardaki başka hiçbir kitlede yağ dokusu yoktur.

Yüksek çözünürlüklü BT (YÇBT): “High Resolution Computed Tomography (HRCT)”nin çevirisi olan ve yüksek rezolüsyonlu BT (YRBT) de denilen bu yöntemde, bilgisayar marifetiyle yapıların kenar keskinliği belirgin hale getirilir ve ince kesitler alınır. Bu BT çekim tekniği en çok akciğer parankim tutulumunu ayrıntılı olarak göstermek için kullanılır .

Vücudu kesit şeklinde görüntülemesi ve çok daha küçük kontrast farklılıklarını ayırabilmesi nedeniyle BT, röntgene göre çok daha fazla ayrıntıyı gösterir (Tablo 5). Röntgende hepsi aynı yoğunlukta görülen su ve yumuşak dokular, BT kesitlerinde birbirinden ayrılabilir. Kistler, ödem ve hematoma BT’de ayrı yoğunluklarda görüntülenir (Resim 6). Karaciğer ve dalağın yoğunlukları da farklıdır. Lezyonlarla normal dokular arasındaki kontrast farklılığı, kontrast madde ile artırılarak küçük lezyonlar görünür hale getirilebilir. Yöntemin yoğunluk ölçülebilmesi de lezyonların karakterize edilmesine katkıda bulunur. Yağ düşük yoğunluğu ile özellikle karın içindeki parankimal organlar için doğal bir kontrast oluşturur. Şişman hastaların karın incelemelerinde görüntü, karın içinde yağ dokusu çok az olan bebeklerinkine göre daha kalitelidir (Resim 7). Bu nedenle diğer radyolojik tanı yöntemleri için görüntüyü bozan bir faktör olan şişmanlık, BT için bir avantaj olabilir.

Kullanılan enerji x-ışını olduğundan BT görüntülerdeki yoğunluk farklılıkları röntgende olduğu gibi yorumlanmalıdır. Bir BT kesitinde yoğunluğu göreceli olarak yüksek olan yani beyaza yakın tondaki bölgeler x-ışınına fazla tutan yerleri gösterir. Yoğunluğu düşük olan yani siyaha yakın kesimler ise x-ışınına daha fazla geçiren yapıları temsil eder. Beyaza yakın yerler hiperdens, siyaha yakın yerler hipodens, yoğunluğu eşit olan yerler ise izodens olarak tanımlanır. İzodens terimi mutlaka referans bir doku ile birlikte kullanılmalıdır: karaciğerle izodens, gri cevherle izodens gibi.

Resim-6. A. Karaciğerde nekroze (kistik) tümör (oklar) B. Sağ frontal bölgede ödem(oklar) C. Sol derin paryetal bölgede hematoma ve sol yan ventrikül içinde kan (oklar)(106)



Tablo-5. X-ışını yöntemlerinin ayırabildiği dokular (104)

Röntgen	Gri Ölçek	BT
Metal		Metal
Kemik ve Kalsifikasyon		- Kemik - Kalsifikasyon - Hematom
Su (yumuşak dokular)		- Dalak - Karaciğer - Gri cevher - Beyaz cevher - Ödem - Su
Yağ		Yağ
Hava		Hava



A

B

Resim-7: A. Şişman bir hasta. Kontrastlı kesit. Sağ böbrekte basit kist (ok) B. Çocukta abdominal BT (Kontrastsız). Sağ böbrekte hipodens kitle, sol böbrek pelvisinde opak taş. Şişman hastada organların sınırları net olarak seçilirken çocukta yağ az olduğu için seçilemiyor.(107)

Kontrast madde kullanımı

BT incelemelerinin büyük bölümünde kontrast madde kullanılır. Amaç lezyonları daha görünür hale getirmektir. Lezyon kontrast tutuyorsa kendisinin tutmuyorsa çevresinin yoğunluğu artar. Kullanılan enerji x-ışını olduğu için röntgende kullanılan kontrast maddeler BT’de de kullanılabilir. Ancak baryumun yoğunluğunun yüksek olması görüntüyü bozar. Bu yüzden BT’de hemen daima iyotlu kontrast maddeler kullanılır. BT’de kontrast madde kullanımı ile ilgili genel kurallar şunlardır: Kafa travmasında hematoma beyaz görüntüsünü maskeleyeceğinden damardan kontrast madde verilmemelidir. Vücut travmasında ise kontrast şarttır. Akciğerlerin incelenmesinde de, damarsal bir anomali araştırılmıyorsa kontrasta gerek yoktur. Damardan kontrast kullanımının vazgeçilmez olduğu bölge karındır. Özellikle karaciğer incelemelerinde kontrast madde verildikten sonra kesitler, dolaşım zamanı göz önüne alınarak yapılır. Verilen kontrast önce hepatik arterleri daha sonra portal venleri doldurur ve parenkimal faza geçerek tüm karaciğeri boyar (Resim 8). Çok damarlı bir lezyon arteriyel fazda boyanırken, kontrast tutmayan lezyonlar çevre parankimin kontrast tutması ile daha belirgin hale gelir (Resim 9). Bazı lezyonlar da farklı kontrast tutma özellikleri ile tanınırlar. Örneğin karaciğer damar yumaklarının (hemanjiom) çevreden merkeze doğru kontrast tutması tipiktir. Karında bağırsaklar enine kesitlerinde, lenf bezi büyümesi ya da kitle gibi görülebilirler. Bunu engellemek için bağırsaklar ağızdan ve/veya anüsten seyreltik kontrast madde ile doldurulduktan sonra kesitler alınmaya başlanmalıdır.



Resim-8.A. Kontrastsız BT: Hipodens lezyon (ok) Hepatosellüler karsinom B. Arteriyel faz: lezyon kontrast tutuyor. C. Venöz faz: lezyonun merkezi karaciğerden daha az kontrast tutmuş.(107)

Resim-9.A.Hemanjiom (ok) B. Karaciğerde kontrast tutmayan hipodens



lezyonlar(metastaz).(107)

A

B

Güçlü ve zayıf yanları

BT'nin röntgene göre üstünlüğü, vücudu daha ayrıntılı olarak görüntülemesidir. Taze kanamayı ve kalsifikasyonu iyi göstermesi, hareketi daha iyi tolere edebilmesi ve incelemenin daha kolay olması da MR'ye göre üstünlükleridir. BT'nin klinikte en çok başvurulan yöntem olmasını sağlayan önemli bir üstünlüğü de tüm yapıları görüntüleyebilmesidir. BT'nin röntgene göre tek zayıf yanı görüntülerinin kesit olması nedeniyle anatomik bütünlüğünün olmamasıdır. MR'ye göre ise yumuşak dokuyu ayırd edebilme yetisi düşüktür. X-ışını yöntemi olması, zararlı etkileri bakımından önemli bir dezavantajdır.

Klinikteki yeri

Kesit alınan bölgedeki her yapı görüntülenir. Bu özellik yönetime önemli bir üstünlük sağlar. Örneğin MR ve US ile normal havalandıran akciğerler görüntülenemezler. Böyle bir sınırlamasının olmaması nedeniyle BT, klinikte en çok kullanılan yöntem konumundadır. İki temel kullanım alanı vardır: yer kaplayan lezyonlar ve travma. Yer kaplayan lezyonları saptar, çevre ilişkilerini belirler ve karakterize etmeye çalışır. Kanselerde evrelemeyle birlikte, tedaviye cevabın izlenmesi, ameliyat sonrası kontrol ve ışın tedavisi planlaması yapılır. Bu nedenle BT, kanser tanısı ve tedavisi sürecinde vazgeçilmez yöntemdir. Diğer temel kullanım alanı travmadır. Kemik yapıyı çok iyi görüntülemesi, hematoma ayırabilmesi ve incelemenin MR'ye göre kolay yapılabilmesi nedeniyle travmalı hastalarda en değerli yöntemdir. Solunum destek ünitelerine bağlı olan ve iletişim kurulamayan hastaları MR ile incelemek çok zor, hatta olanaksızdır.

Zararlı etkileri

Röntgende olduğu gibi, BT incelemelerinde de başlıca risk iyonizan ışın kullanılmasıdır. BT'de ışının dar bir şerit şeklinde gönderilmesi saçılmayı ve dolayısıyla doz alımını azaltır. Toraks ya da karın BT'de hastanın aldığı ışın dozu genellikle bir kalın bağırsak ya da ilaçlı böbrek tetkikinde alınandan fazla değildir, ancak bazen bir göğüs röntgenogramında alınan dozun yüz katına kadar çıkabilir. Çok kesitli BT'lerde alınan doz 3-5 kat daha yüksek olabilir. Günümüzde BT incelemelerinde kullanılan ışının miktarını azaltmak için yoğun çalışmalar yapılmakta, çocuklarda mümkün olan en az dozla inceleme yapılması önerilmektedir. Diğer bir risk faktörü de yine röntgende olduğu gibi kontrast madde kullanımına bağlı yan etkilerdir.

Çok küçük çocuklarda hareketi engellemek için incelemenin anestezi altında yapılması gerekir. Anesteziden kaynaklanabilecek yan etkiler BT çekiminde bir risk faktörüdür.

ÇOK KESİTLİ BT

X- ışınlarının daha etkin kullanılmasıyla daha uzun mesafeler z- eksenini çözünürlüğünü koruyarak taranabilir. Bu amaçla çoğul sıralı dedektör dizaynı geliştirilmiştir. Bu sistemde helikal BT'den farklı olarak dedektörler tek sıra değil, 2 veya daha fazla (4, 16, 32, 40, 64, 256 vb) sıra halinde dizilmiştir. Gantri rotasyon zamanlarının da düşük olması nedeniyle bu

cihazların performansı artırılmıştır. Bu gelişme daha kısa görüntüleme süresi, daha uzun görüntüleme mesafesi ve daha ince kesit kalınlığı amacıyla kullanılabilir. Örneğin, 0.5 s rotasyon zamanlı ve 4-dedektör sıralı bir cihazın performansı 1 s rotasyon zamanlı tek sıra dedektörlü helikal BT'ye göre 8 kat daha iyidir. Bu aynı kesit kalınlığı için 8 kat daha hız, aynı mesafe için 8 kat daha ince kesit veya aynı surede 8 kat daha uzun mesafe taraması şeklinde kullanılabilir. Çok kesitli BT'de dedektör sıra sayısı kesit sayısından daha fazla olduğundan çok dedektörlü BT yerine çok kesitli BT terimini kullanmak daha uygundur (4 kesit BT için, General Electrics'te 16 sıra, Philips ve Siemens'te 8 sıra, Toshiba'da ise 34 sıra dedektör bulunur).(108)

Kesit kalınlığı seçimi

Cok kesitli BT'de kesit kalınlığı hasta öncesi ve sonrası kolimasyon ve veri alma sistemi ile kombine edilecek dedektör sıra sayısına belirlenir. Dolayısıyla 4 kesitli BT'de 4x5 mm, 4x2,5 mm, 4x1 mm ve 2x0.5 mm kalınlıkta kesitler almak mümkündür.

Çok kesitli BT'de pitch ve görüntü rekonstrüksiyonu

Farklı çok kesitli BT üreticilerinin pitch için farklı tanımlamalar yapması kafa karışıklığına yol açmaktadır. Doğru olan evrensel pitch tarifine uyarak pitch'in bir rotasyondaki masa hareketinin total kolimasyona (ışın demetinin toplam kalınlığı) oranı şeklindeki tarifidir. Bazı üreticilerin önceleri dedektör pitch'i (masa hareketinin dedektör kolimasyonuna oranı) kullanması yüksek pitch değerlerine yol açtığından radyasyon dozu arasındaki ilişkiyi korumak amacıyla artık bu tarif terk edilmiştir.

Çok kesitli BT'nin avantajları

Helikal BT'nin avantajlarının tümü çok kesitli BT'de mevcuttur, ayrıca performansı helikal BT'ye göre daha yüksek olduğundan daha uzun mesafeler, daha ince kesitlerle daha kısa surelerde taranabilir. Çok fazlı (multifazik) ve dinamik çalışmalar ve fonksiyonel BT daha etkin yapılabilir. Multiplanar rekonstrüksiyon, MİP (maksimum intensite projeksiyonu), 3 boyutlu rekonstrüksiyon, hacimsel gösterim (volume rendering), BT anjiyografi, BT endoskopi v BT floroskopi kalitesi helikal BT'ye göre daha yüksektir. Ayrıca özellikle 16- ve daha çok sayıda kesit alabilen BT'lerde kardiyak incelemeler ve koroner anjiyografi yapılabilir.

İnce kesit ($\leq 1\text{mm}$) alındığında gerçek izotropik görüntüler (kubik voksel) elde edilir ki bu da görüntü hacminden geçen her düzlemin eşit derecede keskin olması demektir.(108)

MDBT de Terminoloji ve Kavramlar (104)

3D uygulamalarda Multiplanar reformasyon ile axial rekonstrüksiyon verileri kullanılarak sagittal ve koronal iki boyutlu imajlar elde edilebilir.

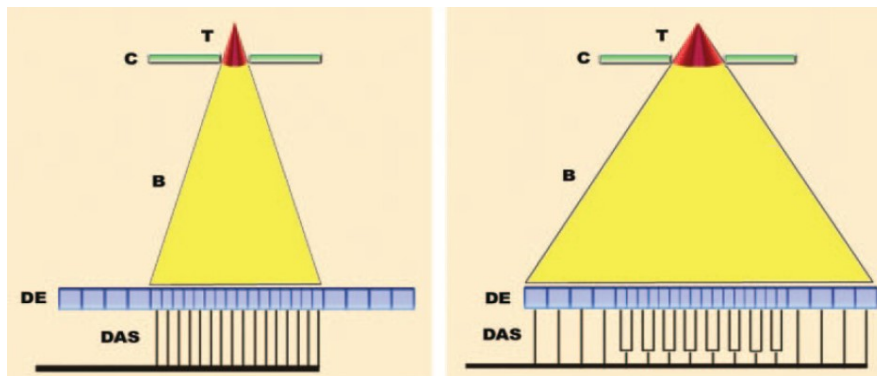
Kolimasyon

Tek dedektörlü CT ile kolimasyon kolay anlaşılır idi. Tek dedektörlü CT de tüp yakınındaki metalik bir aparat ile ışın demetini kontrolü sağlanarak kolimasyon oluşturulur. Böylece hasta çevresinde dönen tüp, dokunun maruz kaldığı x ışını miktarını belirler. Bu suretle tek dedektör CT'de kolimasyon ve kesit kalınlığı arasında direkt bir ilişki söz konusudur. Çünkü MDCT'de kolimasyon birkaç farklı yol ile kullanılabilir. Işın kolimasyonunu ve kesit kolimasyonunu birbirinden ayırmak önemlidir.

1-Işın kolimasyonu

Işın kolimasyonu tek dedektörlü CT'den MDCT'e kadar aynı uygulamayı içermektedir. X ışını yakınına yerleştirilen kolimatör ile hastaya verilen ışın demetinin kalınlığı belirlenir. Çok kanal kullanıldığından Işın kolimasyonu rekonstrükte kesit kalınlığından daha geniştir. Örneğin 16 kanallı tarayıcıda; dar kolimasyon kullanıldığında sadece santral küçük dedektör elementlerine ışın gelir (Şekil-3).Geniş kolimasyon kullanıldığında ise ışın tüm dedektöre yansır. Bir çok uygulamada iki ayardan biri seçilir. Farklı olarak dar kolimasyonda santral elementler ayrı ayrı yerleştirilmiştir. Geniş kolimasyon ile 16 santral element eşleşmiş ya da üst üste ikişerli dizilerek sekiz geniş element gibi veri sağlanmıştır. Dedektör sırasının her bir sonundaki dört ek geniş element verilerin 16 kanalının hepsini tamamlar. Bu örnekte ışın kolimasyonu, dar ayarda 10 mm geniş ayarda ise 20 mm'dir.

Şekil-3: X ışını yakınına yerleştirilen kolimatör ile hastaya verilen ışın demetinin kalınlığı belirlenir.



Masa hareketi ile kombine edilen ışın kolimasyonu bir t p d n   ndeki z aksında taranan toplam alanı belirler. Aynı zamanda verilen periyotta taranan alanda katkısı vardır. Geniş ışın kolimasyonu nefes verme ya da kontrast uygulaması gibi kısıtlı s relerde bile geniş hacim kapsamına imkan sağlar. Yani kolimasyon arttıkça taranan alan artmaktadır. Diğer bir önemli nokta tek dedektörlü CT'de ya da 4 ve 16 kanallı MDCT dar kolimasyon kullanıldığında alınan doz geniş kolimasyon kullanıldığında alınan radyasyon dozundan daha fazladır. Bundan dolayı 3D gerekmeyen durumlarda geniş kolimasyon kullanılarak hasta dozu azaltılmalıdır.

2-Kesit kolimasyonu (Section Collimation)

Kesit kolimasyonu kompleks olmakla birlikte MDCT'nin potansiyelini anlamada önemlidir. MDCT'de dedektör dizisi multipl bolunmu  veri kanalları içindeki x ışını demetlerinden oluşması anahtar komponenttir. Veri kanalları ile her bir dedektör elementinden gelen küçük axial kesitler rekonstrüksiyonu ile kesit kolimasyonu elde edilir. Taranacak alanı belirleyen ışın kolimasyonunun aksine kesit kolimasyonu ise elde edilen datadan oluşturulacak minimal kesit kalınlığını belirler. 16 kanallı tarayıcı MDCT'de küçük santral dedektörleri (0,625 mm) ve geniş periferik elementler (1,25 mm)'dir. Dar kolimasyon kullanıldığında zaman (bu örnekte ışın demet kalınlığı yaklaşık 10 mm) santral küçük dedektör elementleri verileri toplar. Bu durumda aksiyal olarak oluşturulacak olan görüntüler 0,625 mm'ye kadar oluşturulabilir. Geniş kolimasyon (20 mm) kullanıldığında santral elementler e leşir. Böylece 1,25 mm kalınlığındaki element örneklendirir ve kesit kolimasyonu 1,25 mm olarak elde edilir. Böylece aksiyal kesitler 1,25 mm'den daha küçük rekonstrükte edilemez. Bu nedenle kesit kolimasyonu mevcut verilerle minimum kesit kalınlığını belirler.

Rutin 5 mm kalınlığında abdominal inceleme klinisyene ve radyoloğa detaylı koronal imajlar sağlar. Kesit kolimasyonu ile 0,625 mm ya da 1,25 mm kesit kalınlığında rekonstrüksiyonlar ile reformat imajlarda yeni veriler elde edilir. Her ne kadar rutinde en küçük kesit kolimasyonu kullanılabilir olsa da hastanın alacağı radyasyon dozu artar. Sonuçta MDCT'de kesit kolimasyonu protokollerde önemli bir yeri vardır. 3D  alı ma yapıp yapılmayacağı önceden belirlenerek radyasyon dozu dengelenmelidir. Kesit kolimasyonu ve işlem sırasında kullanılan data kanallarının sayısı dedektör konfigürasyonu olarak adlandırılır. Örneğin 16 kanallı BT'de 16 kanaldan data alınır. Her bir kanal genişliği 0,625 mm ise dedektör konfigürasyonu 16x0,625 dir. Aynı alet farklı dedektör konfigürasyonu kullanarak

farklı datalar alabilir. Bu değer 16 x1,25 veya 8 x2,5 olabilir. İnce ve kalın kolimasyondaki kesit profilleri farklı satıcılarda değişmekle birlikte genel prensipler aynıdır.(106)

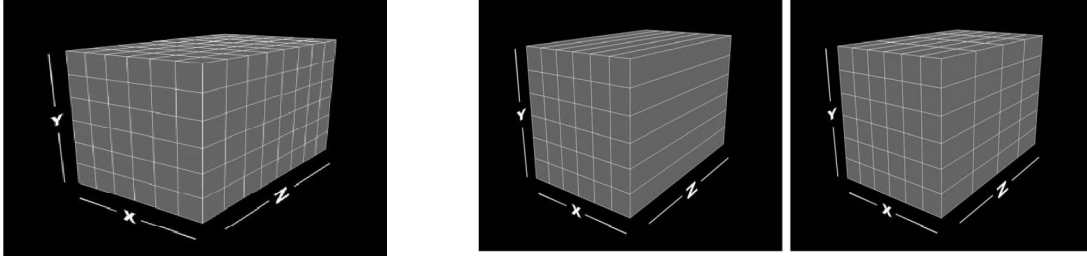
BT'DE ÜÇ BOYUTLU (3D) İMAJ İŞLEME VE GÖSTERİM TEKNİKLERİ

BT primer olarak bir kesitsel görüntüleme tekniğidir. Konvansiyonel taramayla bile BT ile üç boyutlu vücut bölgesi haritalaması yapılır fakat hasta eksenini boyunca (z-ekseni) bilgi sadece ayrı basamaklarda görülebilir. Spiral ve multislice taramanın geliştirilmesiyle BT transaksiyelden gerçek bir volümetrik görüntüleme cihazına ilerlemiştir (105). Tüm iki boyutlu (2D) ve üç boyutlu (3D) imaj işleme teknikleri, BT taramada elde edilen bir dizi aksiyal kesitler üzerine kuruludur. Bu kesitler daha sonra ileri işleme ve manipülasyona tabi tutulabilen bir data volümü oluşturmak üzere bilgisayarda üst üste bindirilir. Spiral ve multislice BT data kazanımında (acquisition) devrim yapmıştır. Tarama parametrelerinin uygun seçimiyle istenilen kalitede 2D ve 3D imajlar oluşturulabilir. Multislice BT data kümeleriyle izotropiye yakın rezolüsyon standart olur fakat imajlarda gürültü sorunu ortaya çıkar. Bu nedenle gelişmiş uzaysal rezolüsyonun tam anlamıyla avantajlarını elde edebilmek için yeni gürültü baskılama teknikleri geliştirilmelidir (105).

Terimler :

Data volumu: - Grid (ızgara) tabanlı / vksel tabanlı modeller:

Konvansiyonel BT'de data volümü, volüm elemanlarına (vkseller) bölünmüştür.(vkselin aksiyal x-y düzlemindeki kesitsel yüzeyi pikselin kesitsel yüzeyine eşit olup vksel yüksekliği- z eksenini boyunca- kesit kolimasyonunca belirlenir.) Spiral BT de ve bazı konvansiyonel BT protokollarında da kesitlerin üstüste binmesi mümkündür. Bir vksel komşu vksellerden de bilgi içerebilir. Bu durum 3D imaj data kümelerinin vksel tabanlı modelinde sorun yaratır. Kesit sensitivite profiline (effektif kesit kalınlığı) bağlı olarak vksellerin üst ve alt sınırları keskinliğini kaybeder ve vkseller büyük oranda z- eksenini boyunca birbiri üzerine biner. Böylece bir grid tabanlı modelin daha yardımcı olacağı söylenebilir. Burada her bir önceki vkselin merkezi 3D bir grid (ızgara) tanımlamada kullanılır. Vksellerin merkez noktaları (nodları) arasında z- eksenini boyunca aralık rekonstruksiyon artımına denk gelirken, x-y düzlemi boyuncaki piksel büyüklüğünü temsil eder. Her bir grid kesişimi, bir aksiyal BT imajındaki ilgili pikselin BT sayısı olarak atanır. (104)



İzotropik

Anizotropik

Şekil-4. İzotropik ve anizotropik data (107)

3D örnekleme fonksiyonu: BT sayısı, z-ekseni yönünde kesit profilince ve x-y düzleminde nokta yayılım fonksiyonunca tanımlanan bir örnekleme fonksiyonuna göre çevre volümden bilgi örnekler. Sekonder Rav Data kümesi: Data kümesi ne kadar izotropikse 2D ve 3D rekonstrüksiyonların sonuç imaj kalitesi o kadar iyi olur. Multislice BT için, birbiri üzerine binen ince aksiyal kesitlerden oluşan sekonder raw data kumesi –hemen hemen- izotropik görüntülemenin temelini oluşturur. Çok ince kesitlerde imaj gürültüsü sorun çıkarabilir. Tatminkar radyasyon dozu ve yumuşatıcı filtre kullanılarak veya gürültü azaltıcı prefiltering teknikler uygulanarak gürültü düşük tutulmalıdır. Örneğin aksiyal imaj datasının üstüste bindirilmesinden sonra istenilen planda imajlar reforme etme tekniklerinden (MPR) biri olan kalın MPR (multi planar reformasyon) da reforme edilmiş düzleme dik bir seri komşu data noktalarının averajı alınarak daha büyük kesit kalınlıklı reformasyonlar elde edilirken imaj gürültüsü azaltılmış ve kalitesi artırılmış olur. Bu teknik özellikle ince kesit multislice BT data kümeleriyle uygulandığında düzlemde uzaysal rezolüsyon kaybı olmadan imaj gürültüsünü düşük tutmada etkilidir. Daha kalın kesitler kullanarak gürültüyü azaltma etkisi yön bağımlıdır. Örneğin z-ekseni boyunca tarama düzlemine paralel kalın aksiyal kesitler reforme edilmesinde, eğer BT datası ince kesitlerle sağlanmamışsa imaj gürültüsü optimal azaltılamaz. Aynı sorun koronal ya da sagittal reformasyonlarda yaşanmaz yani etkin bir şekilde imaj kalitesi artırılır. Yani temelde aksiyal kalın reformasyonlar multislice BT'de kullanılır. (108)

Kesme fonksiyonları: İster 3D çevirim yapılmadan orijinal data volümü üzerinde isterse 3D çevrilmiş obje üzerinde uygulanır. En etkili teknik eşit olmayan aralıkta bir dizi referans kesitler üzerine çizilen kesme çizgileri temeline dayanır. Sonra program bu kesme çizgileri arasında üç boyutlu interpolasyon uygulayıp segmentasyonu gerçekleştirir. (108)

Threshold teknikleri: Segmentasyona uğratılacak volümü tanımlamak için bir eşik değer ya da BT sayıları aralığı kullanılır. BT sayıları birbirine yakın/aynı olup ayrılması

gereken yapılar (ör: damarlar- vertebral kolon yada asetabulum- femur başı) açısından ek segmentasyon teknikleri kullanılır. Genellikle SSD de kullanılır . (108)

Thresholdu azaltmak : Threshold azaltıldığında daha çok voksel gösterilen objeye iştirak edeceğinden obje çap-volumu artar. Bu durum parsiyel volüm etkisini kompanse edip daha küçük objelerin daha gerçekçi tanımlanmasını sağlayabilir ancak yüksek kontrastlı daha büyük objelerde longitudinal distorsiyona yol açar. Eşik değeri daha da azaltılırsa tek piksellerin BT sayısı imaj gürültüsüne bağlı olarak eşik değeri aşar ve bu durum 3D görüntüde uçan piksellerin oluşmasına neden olup yararlı imaj detayları maskelenir. Gürültü ayrıca düşük yoğunluklu yapıların üst-alt yüzeylerinde sarkıt artefaktlarının oluşmasına neden olabilir. Eşik değerin üzerinde BT sayısına sahip yumuşak dokular ilgilenilen yapıları maskeleyebilir. Çözüm ya eşik değeri yükseltmek ya da ilgili yapıyı eşik değerin üzerindeki diğer yapılardan ayırabilecek daha sofistike segmentasyon teknikleri kullanmaktır . (108)

Thresholdu arttırmak: Threshold arttırıldığında daha az sayıda voksel obje gösterimine gireceğinden objenin görülen çap-hacmi azalır. Bu, uçan pikseller ve düşük attenuasyonlu yapıların superimpozisyonunu elimine edebilir ama yalancı darlık görünümü gibi artefaktları arttırır. Sıklıkla iskelet uygulamalarında eşik oldukça düşüktür (özellikle osteoporozlu hastalarda) ama kemikte daha fazla çukurlar görülecek olmasına rağmen superimpoze yapıları elimine etmek için daha yüksek eşikler seçilmelidir. SSD'ler daha ziyade iskelet çalışmaları ve BT anjiyografide kullanılmalarına rağmen nadiren bronşiyal araştırmalarda kullanılır. Sanal endoskopide bir rolü olup VRT tekniklerine nazaran dönüşüm işlemi çok daha hızlıdır . (108)

MATERYAL METOD

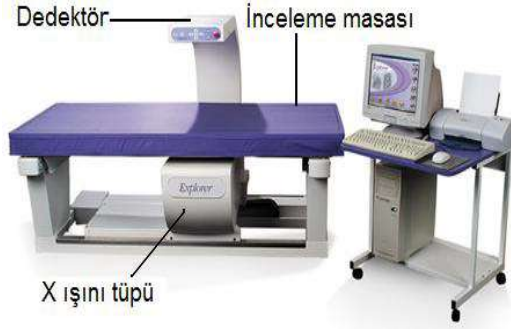
Ocak 2013-Mayıs 2015 tarihleri arasında Yüzüncü Yıl Üniversitesi Dursun Odabaşı Tıp Merkezi Radyoloji Ünitesi arşivinde saklı bulunan ve çeşitli kliniklerin istemi üzerine hem DEXA hem abdomen BT si çekilen hastalara ait bilgiler fakülte Etik Kurulu komitesinden (Tarih/karar No:18.06.2015 / 09) onay alınarak retrospektif olarak toplandı. 10 yaş üzeri olan hastalar cinsiyet ayrımı yapılmadan araştırmaya dahil edildi. Lomber ve femoral bölgeye yönelik cerrahi operasyon geçiren , bu bölgelerde protezi olan , kemik neoplazisi bulunan, akut-kronik enfeksiyöz süreç içeren ve konjenital malformasyonu olan hastalar yanıltıcı sonuçlar vereceğinden çalışma dışı bırakıldı. Toplamda hem DEXA çekimi olan hemde BT si bulunan 102 hasta bulundu. Bunların 51' i erkek 51' i bayandı. Hastalar 10 yaş üstünden seçildi.

DEXA ölçümleri Hologic 2000 dexa cihazı ile standart pozisyonda yapıldı. X-ışını tüpü ile detektör arasında hastanın yatırıldığı inceleme masası yer alır. DEXA cihazlarında tarayıcı sistem, X-ışını tüpü ve detektörü içeren C kol şeklindedir. Radyasyon kaynağı olarak kullanılan X-ışını tüpü, C kol sisteminin altında yer almaktadır. Bu sistemde yüksek ve düşük enerjili ışınlar X-ışını tüpünden farklı zamanlarda dışarı çıkmaktadır. X-ışını tüpüne bağlı olan filtrenin yapısında genellikle seryum (cerium) veya samaryum (samarium) kullanılmaktadır. Hastayı geçen X-ışınlarını algılayan detektörler cihazdaki C kolun üst bölümünde yer alır. Detektörlerin çapı 3mm, sayıları ise 40-60 adet arasındadır. Detektörlerde sodyum iyodür (NaI) veya benzer özellikte sintilasyon kristali kullanılır. DEXA'da kesit alma süresi 2-5 dakika kadardır. Detektör tarafından algılanan X-ışınları sintilasyon kristaline çarparak görünen ışık fotonlarına dönüşür. Hastayı geçen X-ışınları sintilasyon kristalinde ışık fotonlarına dönüştükten sonra foto multipliyer tüpler tarafından elektrik sinyallerine çevrilip enerjileri yükseltilir. Foto multipliyer tüplerden gelen elektrik sinyalleri amplifiyer (yükselteç) elemanlarında yükseltilir. Daha sonra görüntü şifrelerini taşıyan sinyaller elektronik devreler ve diğer ara elemanlarla formatlanarak bilgisayar ünitesine aktarılır. Bilgisayar ünitesi, kendisine aktarılan orijinal verileri işleyerek görüntüyü oluşturur. Bilgisayarda oluşturulan görüntü, görüntüleme ünitesine aktarılarak, monitörden izlenir. Kemik mineral değerleri, mineral miktarına göre farklı renklerde oluşturulur. Monitörde izlenen görüntüler renkli printer vasıtasıyla kağıt üzerine aktarılır. (122)

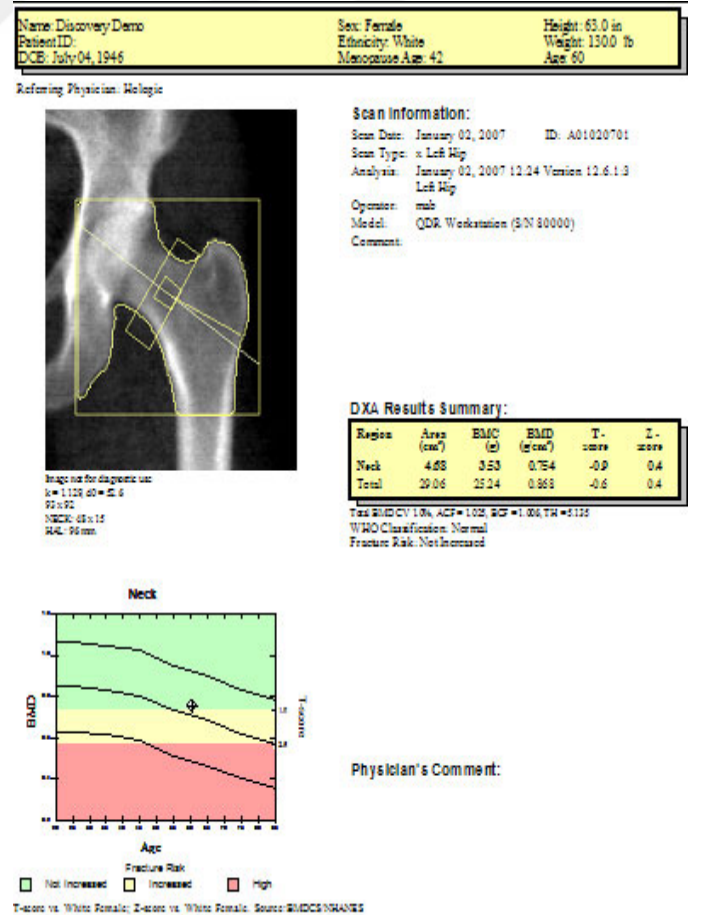
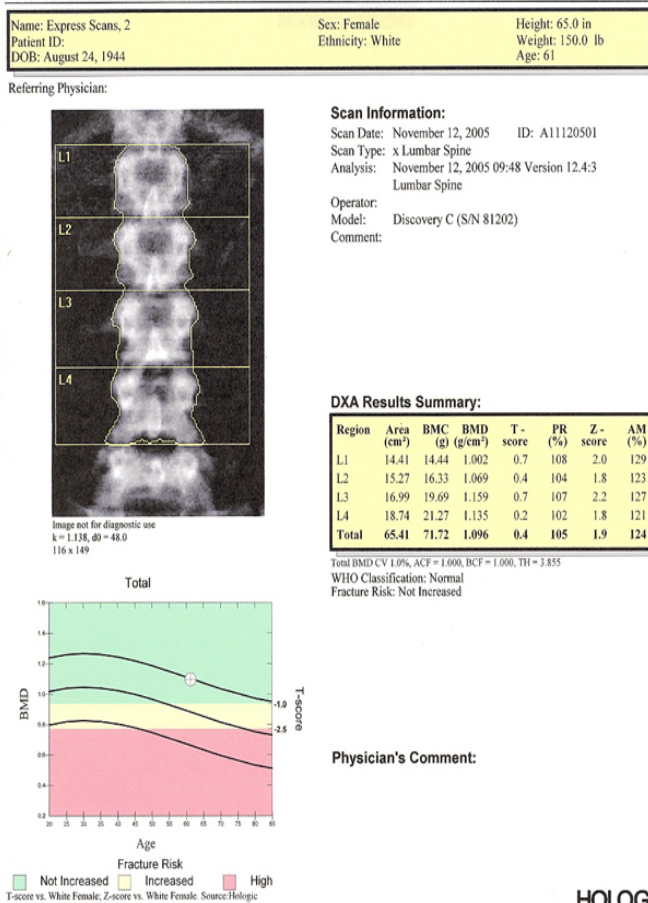


Femur boynundan ve lomber L1-L2-L3-L4 vertebralardan kemik mineral yoğunluk(BMD), area, T-Z skoru ölçülüp WHO klasifikasyonu belirlendi.WHO klasifikasyonuna göre T skoru -1 ve üzeri normal, -1 ile -2,5 arası osteopeni, -2,5 ve altı osteoporoz olarak tanımlanmaktadır.(122)

Resim 10 : DEXA cihazı ve çekim pozisyonu



Resim 11 : Lomber vertebralardan ve femurdan yapılan DEXA ölçümleri ve bulunan sonuçlar

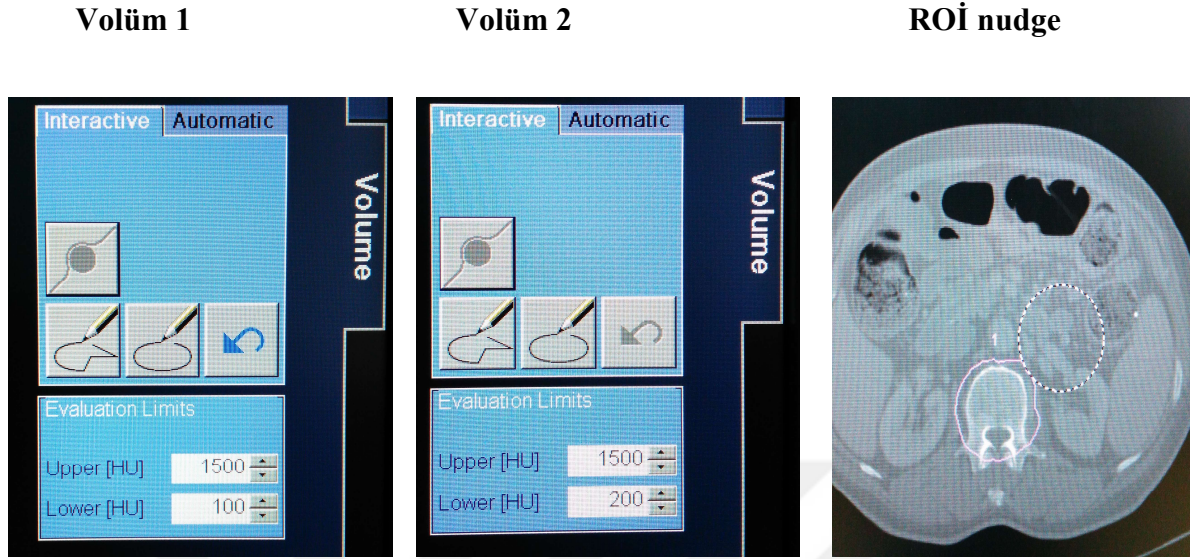


BT Dansitometri; BT görüntüleri 16 dedektörlü çok kesitli bilgisayarlı tomografi cihazı(Somatom Emotion 16-slice ;CT2012E- Siemens AG Berlin and München- Almanya) ile elde edilmiştir. Kontrastsız-kontrastlı kesitlerde tarama ve rekonstrüksiyon için rutin abdomen çekimlerinde kullanılan değerler tablo 6'da belirtilmiştir. Elde edilen abdomen BT görüntülerinde Syngo VE.52A yazılım programı kullanılarak 3 farklı kesitte örneklem alanları (Region of interest; ROI) kullanılarak HU değerleri ölçüldü. L1, L2, L3, L4 vertebra korpuslarından her bir vertebrada üç seviyeden korpusu tam dolduracak şekilde ROİ ler kuruldu.(Resim 12-13) .Femur boyun bölgesinden de üç seviyeden ROİ ler kuruldu ve HU değerleri ölçülüp ortalaması alındı.(Resim 12-13)

Hastaların abdomen görüntüleri CT-Volume software(Siemens Syngo Multimodality Workplace;Version VE52A) programına atıldı. Günümüzde volüm ölçümleri manuel, interaktif ve otomatik volümetri olarak üç ayrı şekilde ölçülmektedir. Biz çalışmamızda interaktif ve otomatik ölçüm tekniklerini birlikte kullandık. L1-4 vertebra korpusları ve femur baş -boyun kısmı alt sınırı torakanter minör bitiş yeri referans alındı.

Abdominal BT görüntüleri SSMMW volüm programına atıldıktan sonra öncelikle kesit kalınlığı, atılan görüntünün kesit kalınlığı ile eşdeğer hale getirildi. Çizilen VOİ (örneklem hacmi) alanlarını koronal ve sagittal düzlemlerde takip edebilmek için en uygun aksiyel kesit seçilip kontur takibinin düzgün olması ve parsiyel volüm etkisinden kurtulmak için aksiyel görüntüler magnifiye edildi. Magnifiye edilen aksiyel BT kesitinde vertebra korpusları ve femur baş-boyun sınırları kontür çizici ile işaretlenip eşikleme değeri tekniği ile vasküler yapıların, kas ve çevre dokuların dansitesi ölçüldü ve buna uygun üst-alt eşik değerleri seçildi.(Resim-14). Kemik yapıların HU değeri yüksek olduğu için üst sınır 1500 seçilirken alt sınırdaki 2 farklı değer kullanıldı.Normal kemik ile osteoporotik kemik ayrımının daha iyi yapılabileceği düşünülerek 100 ve 200 değerleri alt sınır olarak kullanıldı.

Resim 14: Volüm ölçümünde alt-üst HU değerlerinin belirlenmesi ile volüm sınırlarının çizilmesi ve ardından düzeltme için kullanılan ROİ nudge

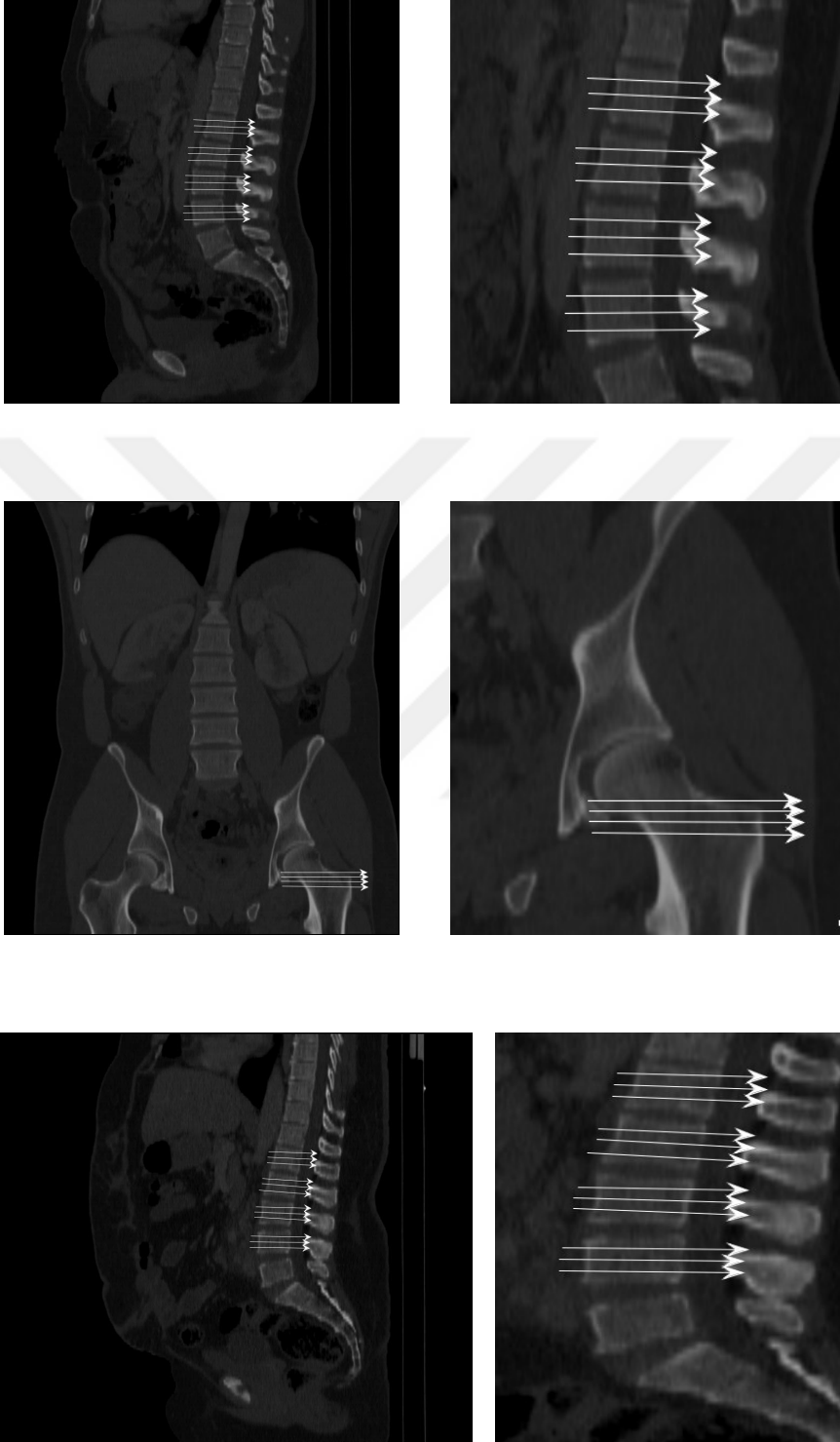


Tablo 6: Abdomen BT çekim protokolü

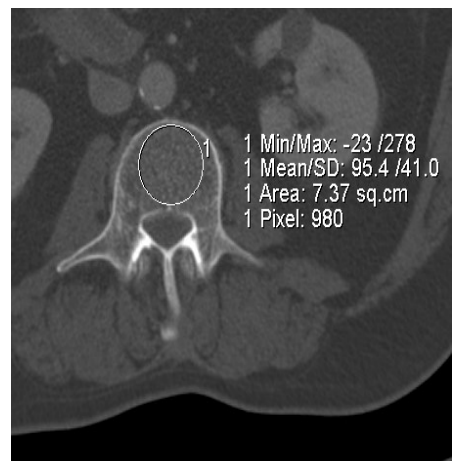
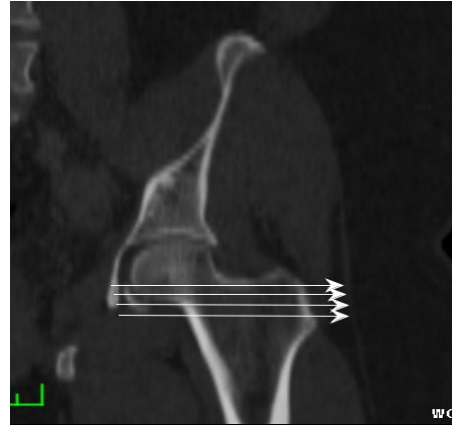
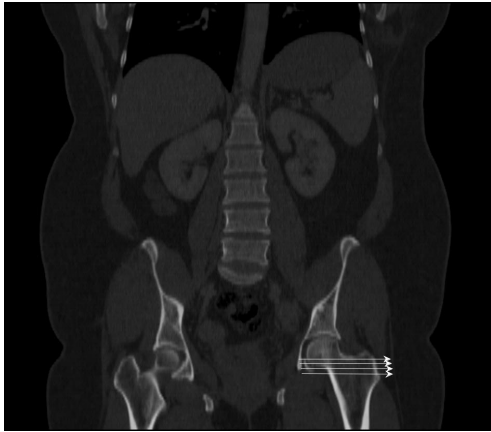
Kv	120-130
Ef-Mas	80-120
Rotasyon time	0,6 sec.
Acquisition	16x1,2mm
Slıce colimation	1,2mm
Slıce width	5,0-3,0
Pitch factör	0,80
İncrement	5,0 mm
Matriks	512x512

VOİ (örneklem hacmi) ile çizilen vertebra korpusları ve femur baş-boyun kesimi sınırlar içerisinde sadece kemik yapılar kalacak şekilde düzenleme yapıldıktan sonra taşan kısımlar ROİ nudge ile temizlendi.(resim 14).Ardından 3-4 kesitte bir aynı işlem tekrarlandı.Çizim işleminden sonra cihaz otomatik olarak vertebra ve femur volümlerini ölçtü.

Resim 12: Lomber vertebra korpuslarından ve femur boynundan üç kesitten geçecek şekilde ROİ ölçümlerinin alınışı



Resim 13: Lomber vertebra korpusunu ve femur boynunu dolduracak şekilde kurulan ROİ lerden HU ölçümü



BULGULAR

Çalışmamıza 102 hasta dahil edilmiş olup bunların 51 i erkek 51 i kadındı(%50). 10 yaş ve üzerinde bulunan tüm hastalarımız üç gruba ayrıldı.10-30 yaş arası 1. grup, 31-60 yaş arası 2. grup ve 60 yaş üzeri 3.grup olarak tanımlandı. 1. grupta 21 kişi(%20,6) , 2. grupta 52 kişi(%51) ve 3. grupta 29 kişi(%28,4) mevcuttu.Hastaların boy ortalaması 163,3($\pm$ 8,9) cm, ortalama kilosu ise 69.5($\pm$ 14,9) kg olarak ölçüldü.

Lomber bölgeden yapılan ölçümlerde DEXA WHO klasifikasyonuna göre 44 hastada normal (24 erkek, 20 kadın, yaş ortalaması 44), 35 hastada osteopeni(19 erkek, 16 kadın, yaş ortalaması 45) ve 23 hastada(8 erkek, 15 kadın, yaş ortalaması 55) osteoporoz saptandı. 102 hastada L1 vertebraının T skoru ortalaması -1,27 , L2 vertebraının T skoru ortalaması -1,06 , L3 vertebraının T skoru ortalaması -1,25 , L4 vertebraının T skoru ortalaması -1,32 ve total lomber bölge T skoru ortalaması -1,24 olarak bulundu.

Femurdan yapılan DEXA ölçümlerinde WHO ya göre normal hasta sayısı 50(30 erkek, 20 kadın , yaş ortalaması 44) , osteopenik hasta sayısı 41(19 erkek, 22 kadın , yaş ortalaması 50) , osteoporoz hasta sayısı 11(2 erkek, 9 kadın, yaş ortalaması 52) kişiydi. 102 hastanın femur total T skoru ortalaması -0,83 idi.

Lomber bölgenin BMD ortalaması 0,91 kadınlarda 0,87 , erkeklerde 0,95 idi. WHO ya göre normal olanlarda BMD ortalaması 1,04 osteopeni olanlarda BMD ortalaması 0,88 osteoporotik olanlarda BMD ortalaması 0,71 idi.

Femurda BMD ortalaması 0,86 , kadınlarda 0,80 erkelerde 0,92 idi. WHO ya göre normal olanlarda BMD ortalaması 0,98 osteopeni olanlarda BMD ortalaması 0,80 osteoporotik olanlarda BMD ortalaması 0,60 idi.

Lomber bölgenin T skoru ortalaması -1,24, Kadınlarda -1,48 , erkeklerde -1,0 idi.

Femurdan yapılan ölçümlerde T skoru ortalaması -0,83, kadınlarda -1,02 , erkeklerde -0,64 idi.

Bilgisayarlı tomografi dansitometride ROİ ile yapılan HU ölçümlerinde L1 vertebraının ortalama HU değeri 178(normal:200, osteopeni:173 , osteoporoz:142), L2 vertebraının ortalama HU değeri 175(normal:197 , osteopeni:169 , osteoporoz:140) , L3

vertebranın ortalama HU değeri 170(normal:193 , osteopeni:163 , osteoporoz:137), ve L4 vertebraının ortalama HU değeri 172(normal:192 , osteopeni:166 , osteoporoz:140), olarak ölçüldü. Lomber vertebralarda yapılan ölçümlerde ortalama total HU değeri 173HU , kadınlarda 165HU erkeklerde 180HU idi.

Bilgisayarlı tomografi dansitometri ile femurdan yapılan ROİ ölçümlerinde ortalama HU değeri 141(normal:178 , osteopeni:116 , osteoporoz:59) olarak ölçüldü. Kadınların femurundan ölçülen HU değeri ortalama 133, erkeklerinki 148 idi.

Ayrıca volümetrik BT ölçümleri yapıldı. Lomber bölgeden L1-L2-L3-L4 vertebraların ve femurun volümleri iki farklı eşik değeri ile ölçüldü. Alt sınır 100HU ve 200HU , üst sınır 1500HU olarak belirlendi. Lomber bölgenin hacim ortalaması alt sınırı 100HU seçilenlerde [volüm 1] (n:102) volüm 185cm³ (normal: 197cm³, osteopeni:185cm³, osteoporoz:162cm³ , Kadın ort: 164cm³ , erkek ort: 207cm³). Alt sınır HU değeri 200 seçilenlerde [volüm 2] (n:52) ortalama volüm 101cm³ (normal:118cm³, osteopeni: 97cm³, osteoporoz: 69 cm³ , kadın ort:85cm³ , erkek ort: 122cm³) olarak bulundu.

Femur baş-boyun bölgesinden yapılan volümetrik ölçümlerde eşik değerlerinde alt sınır 100HU seçilenlerde [volüm 1] (n:102) ortalama volüm 127cm³ (normal:140cm³, osteopeni: 117cm³ , osteoporoz:98cm³ , kadın ort:105cm³ erkek ort:149cm³) idi. Alt sınır eşik değeri 200HU seçilenlerde [volüm 2] (n:52) femur volüm ortalaması 88cm³ (normal: 103cm³ , osteopeni: 79cm³ osteoproz: 57cm³ , kadın ort: 72cm³ , erkek ort : 108cm³) olarak bulundu.

Toplam 102 hastanın DEXA sonuçları ile her hastanın lomber ve femur baş-boyun düzeyinden ayrı ayrı ölçülen HU değerleri ile volümleri kaydedildi. Yapılan bu sayısal ölçümlerde BT dansitometrinin HU değeri ve yapılan volümetrik ölçümler DEXA'nın osteoporoz için kullanılan skorlamalarıyla istatistiksel olarak karşılaştırıldı.

Hastalarımızın demografik özellikleri ayrıca tablolarda belirtilmiştir.

Tablo 7 A: Yaş grupları			Tablo 8 B					
YAŞ			Hasta sayısı N	ortalama	Std. Deviation	Minimum	Maximum	
	SAYI	%						
10-30	21	20,6	Kilo	102	69,57	14,965	44	110
31-60	52	51,0						
61 ve üstü	29	28,4	Boy	102	163,38	8,996	140	185
Total	102	100,0						

Tablo 7 A : Üç yaş grubuna ayrılan hastaların sayı ve yüzdeleri

Tablo 8 B: Hastaların boy ve kilo ortalamaları

1:Femur WHO klasifikasyonu		
	SAYI	%
Normal	50	49,0
Osteopeni	41	40,2
Osteoporoz	11	10,8
Total	102	100,0

Tablo:9

2:Lomber WHO klasifikasyonu		
	SAYI	%
Normal	44	43,1
Osteopeni	35	34,3
Osteoporoz	23	22,5
Total	102	100,0

Tablo :10

3:Cinsiyete göre dağılım		
	SAYI	%
Erkek	51	50,0
Kadın	51	50,0
Total	102	100,0

Tablo :11

Tablo 9 : 1 : DEXA skoruna göre femur bölgesinin WHO klasifikasyonu ve bulunan hasta sayısı

Tablo 10 : 2 : DEXA skoruna göre femur bölgesinin WHO klasifikasyonu ve bulunan hasta sayısı

Tablo 11 : 3 : Gruptaki hastaların cinsiyete göre dağılımı

Tablo 12 : Hasta parametreleri

CİNSİYET: Erkek =1 Kadın =2

WHO Skor : Normal =1 Osteopeni =2 Osteoporoz =3

Volüm 1 : alt sınır eşik değer 100HU

Volüm 2: alt sınır eşik değer 200HU

olan hastaları ifade etmektedir.

	HASTA BİLGİLERİ	L1 vertebra -T skoru	L2 vertebra -T skoru	L3 vertebra -T skoru	L4 vertebra -T skoru	Lomber Total -T skoru	Lomber Total -BMD	Lomber Total -AREA	L1 vertebra HU değeri	L2 vertebra HU değeri	L3 vertebra HU değeri	L4 vertebra HU değeri	LomberTotal HU değeri	Lomber BT Volüm 1	Lomber BT Volüm-2	Femur Boyun -T skoru	Femur Total -T skoru	femur BMD	Femur Total -AREA	Femur BT HU değeri	Femur BT Volüm 1	Femur BT Volüm 2	YAŞ	CİNSİYET	KİLO	BOY	WHO-SKOR LOMBER	WHO-SKOR FEMUR
1	M-S	-3,9	-3,9	-3,6	-4,3	-3,9	0,657	55	197	205	203	204	202	198		-1,7	-1,2	0,85	46,1	145	173		54	1	55	174	3	2
2	H-B	-3,7	-3,8	-4,3	-4,4	-4,1	0,599	56,4	71	57	77	80	71	132		-3	-2	0,692	44,2	11	81		63	2	62	154	3	3
3	A-D	-1,2	-1,5	-2,5	-2,8	-2	0,868	77,3	171	170	157	163	165	213		-1,3	-1,2	0,849	47,6	172	144		37	1	59	174	2	2
4	K-C	-0,7	0	-0,3	0	-0,3	1,059	83,2	202	201	205	205	203	270		1,2	0	1,034	47,3	232	196		35	1	87	185	1	1
5	K-E	-1,5	-2,2	-3,5	-3,1	-2,7	0,752	59,7	121	107	113	86	106	167		-2,6	-2,8	0,6	36,6	72	167		60	2	66	157	3	3
6	S-G	-3,4	-2,7	-3,1	-3,5	-3,2	0,694	46,2	91	99	84	86	90	119		-2,5	-2,7	0,611	28,1	76	87		69	2	55	147	3	3
7	A-H	-1,9	-1,3	-1,2	-1,4	-1,5	0,884	52,9	173	163	186	178	175	147		-0,3	-0,3	0,903	28,1	198	113		28	2	71	159	2	1
8	S-A	-2,9	-2,7	-2,8	-2,3	-2,7	0,799	64,6	157	167	156	168	162	190		-1,9	-2,1	0,714	45,7	36	129		67	1	47	160	3	2
9	I-U	-1,3	-0,7	-0,4	-0,1	-0,6	1,029	78	168	160	157	160	162	248		-0,4	0	1,03	39,7	168	180		42	1	88	169	1	1
10	S-A	-2,5	-2,3	-1,9	-2,7	-2,3	0,836	64	206	202	194	200	200	211		-1,5	-1,2	0,859	43,7	154	135		51	1	61	160	2	2
11	M-O	1,3	0,9	0,8	0,5	0,9	1,118	82,3	239	233	233	238	235	251		1,8	1,3	1,228	40,4	279	147		27	1	80	179	1	1
12	F-O	-0,8	-0,5	-1,3	-0,8	-0,9	0,945	62,1	275	275	268	266	271	173		-1,5	-1,2	0,792	30,3	197	110		27	2	47	164	1	1

13	T-S	-2,8	-2,7	-2,8	-3	-2,8	0,781	59,8	180	184	176	171	177	164		-2,2	-1,8	0,763	40	98	95		54	1	55	164	3	2
14	H-G	-1,3	0,1	-0,1	-0,7	-0,5	1,04	67,1	191	187	189	194	190	207		-1,5	-1,5	0,813	39,6	123	95		41	1	57	167	1	2
15	S-A	-0,2	-0,4	0,1	0,3	-0,1	1,037	61,7	165	175	161	136	159	164		-0,2	-0,1	1,037	35,6	150	117		72	2	82	164	1	1
16	S-O	-0,3	-0,1	-0,9	0	-0,4	1,051	68,8	243	233	233	232	235	212		-0,6	-1	0,887	37,9	177	135		50	1	55	163	1	1
17	I-O	-2,9	-3	-3,3	-3,4	-3,2	0,743	78,3	129	130	114	121	123	254		-2	-2	0,737	40,8	68	142		63	1	70	169	3	2
18	M-D	-0,9	0,8	-0,1	1,3	0,3	1,125	71,5	192	197	191	204	196	220		-1,9	-2,1	0,71	42,3	92	145		69	1	56	170	1	2
19	H-B	-2,1	-1,9	-2,8	-1,9	-2,2	0,804	50,6	125	123	126	134	127	135		-2,3	-1,3	0,781	35,2	84	86		70	2	79	140	2	2
20	G-A	-1,1	-0,8	-1,6	-1,7	-1,4	0,898	68,4	182	177	168	171	174	190		-1,3	-1,2	0,8	34,7	116	114		45	2	67	160	2	2
21	F-Z	-1,8	-1,7	-2,6	-1,9	-2	0,87	71,7	174	182	179	174	177	220		0,6	1,5	1,259	45,9	215	163		44	1	82	167	2	1
22	Z-A	0,3	0,4	0,6	0,4	0,4	1,136	74,1	93	74	70	90	81	186		-0,8	-1,1	0,871	45	36	160		63	1	86	172	1	2
23	S-B	0,3	0,6	-0,1	0	0,1	1,061	60,4	207	208	192	195	200	166		2,1	1,5	1,123	31,8	253	125		40	2	91	165	1	1
24	C-U	0,5	1	0,6	-0,5	0,3	1,085	57	186	191	174	167	179	155		0	0,1	0,951	32,5	153	101		65	2	74	155	1	1
25	D-Y	0,6	1,1	1,8	1,5	1,7	0,863	56	256	251	241	247	248	150		2,2	2	0,702	27,7	254	99		18	2	44	153	1	1
26	M-B	-2,3	-2,7	-3,1	-3,1	-2,9	0,733	51,8	232	232	227	232	230	134		-0,6	-1	0,818	27,4	219	97		48	2	50	150	3	1
27	I-B	-1,6	-1,5	-2,2	-1,3	-1,7	0,909	71	170	159	159	160	162	198		-0,9	-0,5	0,959	42	90	155		50	1	96	178	2	1
28	A-Y	-1,7	-0,9	-1	-1	-1,1	0,966	72,8	162	156	161	151	157	208		-0,1	-0,4	0,973	43,1	170	169		64	1	78	169	2	1
29	A-S	-2,3	-1,3	-1,6	-1,9	-1,8	0,849	55,8	192	180	163	162	174	158		-1,4	-0,8	0,847	33,2	185	87		45	2	70	151	2	2
30	N-S	-0,9	-0,8	-1,3	-2	-1,4	0,898	66,6	145	153	155	157	152	209		-0,7	-0,6	0,868	40,8	101	123		53	2	72	168	2	1
31	I-S	-1,4	-1,3	-1,7	-1,6	-1,5	0,878	61,2	181	176	166	183	176	170		-0,5	-0,6	0,869	37,1	128	121		33	2	74	162	2	1
32	H-Y	-1,2	-1,4	-0,5	-0,2	-0,8	1,007	68,3	177	185	179	199	185	222		-1	-0,1	1,016	44,5	133	139		60	1	72	165	1	1

33	C-Y	-1,4	-1,5	-2,5	-2,2	-1,9	0,879	70,6	189	161	151	155	164	210		-1,7	-1	0,879	47,1	101	120		51	1	84	167	2	2
34	I-S	0,2	1,2	1,5	1,2	1	1,203	63,3	215	208	210	213	211	188		1,1	1,2	1,22	38,5	222	172		70	1	80	164	1	1
35	A-A	-2,2	-1,7	-1,2	-0,7	-1,4	0,936	66,5	176	159	143	166	161	207		-0,7	-0,3	0,989	44,9	76	120		70	1	55	157	2	1
36	H-C	-1,3	-1,4	-1,7	-1,8	-1,6	0,872	68,9	174	166	160	169	128	232		-0,4	-0,4	0,894	37,3	162	134		44	2	75	165	2	1
37	A-G	-2,5	-2,4	-3,5	-3,3	-3	0,721	59,4	143	143	127	127	135	193		-1,2	-1,6	0,749	35	122	113		62	2	70	160	3	2
38	K-O	-3,9	-2,9	-2,6	0,3	-1,9	0,878	73	172	198	168	190	182	170		-2,7	-1,9	0,749	44,5	72	118		64	1	46	156	3	2
39	T-K	1,8	1,7	1,2	1,2	1,4	1,25	83,7	253	254	273	276	264	221		0,2	1,1	1,198	44,5	162	178		45	1	78	180	1	1
40	M-G	-2,4	-1,7	-1,9	-2,6	-2,2	0,853	68,9	179	187	180	199	186	189		-0,9	-1,6	0,788	38	92	124		45	1	62	168	2	2
41	S-T	-2	-1,9	-2,3	-0,4	-1,7	0,864	61,9	138	147	122	135	135	181		-1,2	-0,5	0,878	35,1	109	119		45	2	66	167	2	2
42	A-M	-1,4	-1,5	-1,8	-2,7	-1,9	0,885	79,2	110	95	96	96	99	212		-2,1	-2	0,725	40,8	98	128		61	1	78	168	2	2
43	V-N	-2,5	-2,5	-2,7	-2,8	-2,7	0,751	56	176	166	160	161	165	175		-2,9	-2,5	0,636	33,3	53	91		63	2	52	154	3	3
44	M-F	0,5	0,1	0,6	0,6	0,5	1,143	75,2	219	208	186	188	200	232		0,3	0,5	1,11	36,3	148	131		51	1	75	161	1	1
45	C-Y	0,1	0,7	0,7	0,6	0,5	1,15	77,2	198	199	201	203	200	234		0,3	0,6	1,12	48,2	170	182		54	1	97	169	1	1
46	A-D	-0,8	-0,5	-0,7	-1	-0,8	0,958	61,1	235	232	237	240	236	161		-0,8	-1,1	0,806	32,1	112	90		25	2	53	154	1	2
47	H-A	-1,4	-0,8	1,6	2,3	0,5	1,144	62,1	198	204	219	188	202	201		-0,2	-0,4	0,971	36,9	219	142		74	1	70	164	1	1
48	Q-F	-3	-2,2	-2,8	-3,3	-2,9	0,731	45,8	160	146	156	155	154	117		-2,7	-1,8	0,72	33	123	78		38	2	56	151	3	3
49	I-D	-3,1	-2,5	-1,7	-2,1	-2,3	0,836	61,1	136	138	133	116	130	203		-1,3	-0,6	0,946	44,4	95	149		63	1	85	165	2	2
50	R-A	-2	-1,8	-2,4	-2,2	-2,1	0,812	57,4	222	215	216	207	215	167		0	-1	0,825	35,9	196	86		37	2	51	149	2	1
51	M-E	-0,4	0,3	0,6	0,1	0,1	1,107	76	207	202	201	202	203	227	154	0,3	-0,2	1,001	38,8	248	182	131	30	1	80	183	1	1
52	N-A	0,3	0,9	0,6	1,1	0,7	1,122	76,2	161	162	157	164	161	257	137	0	-0,3	0,91	39,9	129	147	102	56	2	98	164	1	1

53	A-P	-1,8	-1,8	-2,1	-1,7	-1,8	0,888	58,3	255	251	251	257	253	165	127	-0,1	0,1	1,041	37,9	253	141	110	23	1	69	162	2	1
54	M-T	-2,2	-1,8	-2,2	-2,2	-2,1	0,861	58,2	182	202	172	169	180	157	90	-0,5	-0,5	0,953	32,9	153	128	92	43	1	65	153	2	1
55	B-Y	-1,9	-2,4	-3,1	-3,1	-2,7	0,752	60,9	149	158	134	136	144	161	66	-1,5	-2,3	0,657	28,6	145	96	60	93	2	52	150	3	2
56	D-S	0,4	0,4	-0,4	-1,1	-0,3	1,015	58,4	277	269	263	265	268	171	129	-1,3	-1,7	0,738	30,4	115	107	75	31	2	51	161	1	2
57	R-Y	-3,7	-3,8	-4	-4,2	-3,9	0,657	46,1	139	135	147	144	141	151	76	-2,1	-2,7	0,622	30,5	95	97	65	24	1	48	163	3	3
58	B-C	0,3	0,5	-0,2	-0,7	-0,1	1,041	57,5	228	214	217	223	220	162	120	-0,3	-0,8	0,841	26,7	225	111	85	17	2	64	165	1	1
59	Z-S	0,4	0,6	1,1	0,9	1	0,778	50	225	224	222	228	224	141	105	-1,1	-0,8	0,905	34,4	217	122	94	27	1	50	157	1	2
60	V-O	0,3	0,7	1,2	0,8	1,3	0,808	73,4	224	212	203	195	208	215	147	-1,7	-1,2	0,851	41,1	98	161	105	31	1	74	179	1	2
61	E-Y	-0,3	-0,7	-1,1	-0,6	-0,7	0,968	62,3	243	250	238	238	242	170	128	-1,2	-1,3	0,789	35	226	130	97	34	2	70	165	1	2
62	G-S	-1,5	-1,1	-0,9	-1,4	-1,2	0,918	55,8	179	173	173	178	175	153	88	-1,6	-1,5	0,758	31,1	120	98	68	19	2	47	156	2	2
63	S-A	-0,7	0,1	-0,3	-1	-0,5	0,989	67,4	178	174	165	165	170	201	104	-0,3	-0,4	0,892	37,1	161	123	86	39	2	76	166	1	1
64	G-Y	0,5	0,5	-0,2	-0,2	0,1	1,055	63,9	237	232	229	252	237	187	136	0,2	-0,1	0,933	29,2	239	101	74	26	2	71	166	1	1
65	S-İ	-1,7	-0,6	-1,5	-2	-1,5	0,883	57,5	139	135	124	116	128	149	52	-1,8	-2,1	0,683	27,8	99	90	57	61	2	70	150	2	2
66	E-G	-2,2	-1,4	-0,6	-1,2	-1,3	0,947	66,9	214	213	209	213	212	202	136	-0,5	-0,4	0,979	43,8	197	185	134	25	1	99	183	2	1
67	T-K	-3,6	-3,6	-3,3	-3,3	-3,5	0,665	56,3	127	129	124	127	126	175	71	-3,6	-3,2	0,553	28,8	17	102	68	67	2	57	161	3	3
68	S-K	0,8	0,2	1,1	0,4	0,5	1,106	62,9	179	178	171	172	175	212	108	0,3	0,4	0,987	35,3	150	130	91	46	2	98	162	1	1
69	A-D	-0,5	-0,6	-0,8	-0,6	-0,6	0,979	67,9	227	225	221	225	224	168	117	-1,2	-0,7	0,857	34,8	159	117	82	43	2	60	155	1	2
70	G-K	-0,8	-0,8	0,4	-0,2	-0,3	1,009	62,3	133	124	107	117	120	137	45	-0,8	0,9	1,049	40,2	128	116	79	59	2	89	155	1	1
71	P-O	-1,1	-1,6	-2	-1,8	-1,7	0,862	59,8	208	203	215	217	210	172	114	-0,5	-1,5	0,761	30,8	158	9	67	26	2	55	168	2	2
72	C-C	1,2	1,1	1,2	0,1	0,9	1,185	72,6	119	117	138	88	115	176	69	-0,7	0	1,028	37,4	142	142	94	66	1	73	167	1	1

73	R-D	1,2	0,9	1,1	1,3	1,1	0,966	64,4	225	225	216	213	219	184	136	1,2	0,5	1,111	34,4	298	148	121	26	1	61	173	1	1
74	S-B	-1,5	-1,5	-1,6	-1,8	-1,6	0,916	66,1	205	202	191	191	197	209	135	-1	-1	0,88	38	179	143	105	26	1	58	172	2	1
75	M-İ	0,7	2,1	2,9	1,7	1,8	1,291	79,2	181	169	156	157	165	248	145	1,1	0,8	1,153	45,8	152	172	120	57	1	75	160	1	1
76	R-Y	1,7	1,1	0,9	1,1	1,2	0,961	69,4	234	232	232	228	231	206	154	-0,6	-0,2	0,997	37,6	158	180	118	35	1	81	178	1	1
77	S-O	-1,4	0,3	0,8	-0,9	-0,3	1,056	73,1	93	94	91	84	90	216	108	-1,2	-0,7	0,931	46,3	50	151	102	65	1	79	164	1	2
78	G-B	-0,8	-0,5	-0,7	-1,5	-0,9	0,992	87,8	201	202	202	203	202	264	167	0,5	0,3	1,083	40,6	175	169	114	24	1	86	178	1	1
79	Z-D	-1	-0,3	-1,7	-1,1	-1,1	0,975	64,6	175	178	148	154	163	196	112	-0,8	-0,8	0,906	40,5	159	151	110	48	1	78	162	2	1
80	T-G	-2	-1,2	-1,3	-1,8	-1,6	0,919	71,5	158	151	148	151	152	223	99	-1,3	-1,1	0,865	43,6	119	187	125	52	1	87	177	2	2
81	M-A	-2,5	-1,7	-2,3	-1,3	-1,9	0,881	65,5	139	136	139	137	137	213	90	-0,9	-1	0,877	38,6	69	154	101	47	1	95	165	2	1
82	Z-E	-3,4	-3,8	-4,8	-5,2	-4,4	0,56	53	87	68	69	66	72	102	32	-1,2	0,2	0,961	41,9	54	74	47	66	2	54	149	3	2
83	S-K	-1,8	-3	-4	-2,9	-3	0,717	65,3	130	103	90	89	103	189	64	-1,8	-2	0,696	36,5	48	129	91	75	2	69	166	3	2
84	P-Ö	-2,3	-2,3	-2,5	-3	-2,6	0,763	48,6	138	135	127	121	130	134	44	-5	-4,2	0,43	26,7	11	62	30	64	2	51	152	3	3
85	Ş-H	-1,7	-2	-1,5	-2,3	-2	0,831	67,5	142	134	122	128	131	168	62	-1,2	-1	0,823	34	166	117	74	58	2	68	165	2	2
86	M-Ö	-0,5	-0,1	-0,7	-1,2	-0,7	0,967	56,4	179	179	168	156	170	157	85	-0,9	-0,4	0,895	31,6	130	103	71	46	2	71	156	1	1
87	B-T	-3,7	-3,5	-3,8	-3,5	-3,7	0,644	56,6	36	30	35	101	50	123	48	-3,6	-2,8	0,602	33,4	57	91	52	68	2	53	148	3	3
88	A-D	-2,2	-1,7	-1,9	-2,1	-2	0,824	53,5	120	104	107	106	108	153	67	-2,1	-0,7	0,861	45	111	114	76	77	2	70	153	2	2
89	A-G	-0,2	-1,2	-2	-1,3	-1,3	0,857	64,9	198	202	200	206	201	169	110	-0,3	-0,6	0,831	31,6	227	126	100	45	1	68	155	2	1
90	N-D	-1	-0,4	-0,3	-0,3	-0,5	0,996	62,1	126	112	109	102	112	170	71	-2,1	-0,2	0,918	45,3	58	85	51	60	2	110	160	1	2
91	N-S	-1,5	-1,7	-2,5	-2,4	-2,1	0,819	55,7	164	158	167	161	162	132	60	-2,9	-2,9	0,584	28,7	117	100	62	21	2	53	160	2	3
92	S-E	-2,9	-3,1	-2,5	-3	-2,9	0,725	56,6	150	137	133	124	136	152	62	-1,8	-1,3	0,783	38,8	95	103	64	47	2	77	157	3	2

93	M-E	-0,7	-0,6	-0,8	-1,2	-0,9	0,95	51,7	208	194	174	161	184	158	88	0,4	0	0,937	30,3	144	101	76	53	2	74	155	1	1
94	E-K	-2	-2,3	-2,8	-3,1	-2,6	0,76	54,3	208	216	221	227	218	156	103	-1,8	-1,2	0,795	30,8	217	121	86	11	2	44	161	3	2
95	N-G	-2,2	-2,6	-2,8	-3,1	-2,7	0,795	58,4	191	178	178	175	180	172	104	-2,1	-2,2	0,7	46,8	164	145	98	18	1	62	183	3	2
96	L-D	1,9	2	1,5	0,7	1,4	1,203	56,7	240	227	215	220	225	148	98	-0,5	1,4	1,11	31,2	196	130	96	49	2	109	160	1	1
97	G-E	-1	-1,1	-0,8	-1,8	-1,2	0,914	57,9	192	187	157	156	173	180	91	-1,2	-1,4	0,771	31,8	129	114	80	47	2	74	165	2	2
98	A-U	-4,2	-4,3	-4,5	-4,2	-4,3	0,618	68,2	104	113	140	142	124	217	97	-2,3	-3,1	0,56	44,5	26	129	67	45	1	52	171	3	3
99	G-A	-0,9	0	-0,3	-0,6	-0,5	0,997	56,9	194	188	187	193	190	176	102	-1,1	-1,2	0,797	27,1	136	101	68	38	2	77	167	1	2
100	N-A	-0,7	0	-1	-1,9	-0,9	0,987	72,2	182	192	180	168	180	228	132	-0,2	-0,4	0,791	39,1	161	170	118	65	1	78	172	1	1
101	M-I	-0,9	-1,1	-0,8	-1	-1	0,985	86,8	218	221	217	226	220	266	188	0,9	0,2	1,057	51,1	183	202	147	23	1	68	175	1	1
102	A-T	-1,1	-1,2	-1,4	-1,3	-1,3	0,951	65,8	186	192	189	212	194	196	126	0	-0,3	0,988	33	206	149	114	34	1	77	162	2	1

İSTATİSTİK ANALİZ VE SONUÇLAR

Üzerinde durulan özellikler için tanımlayıcı istatistikler: ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerler olarak ifade edilmiştir. Bu özellikler bakımından grup ortalamalarını karşılaştırmada tek yönlü varyans analizi (One-way ANOVA) kullanılmıştır. Özellikler arasındaki ilişkiyi belirlemede gruplarda ayrı ayrı olmak üzere Pearson korelasyon katsayıları hesaplanmıştır. Ayrıca, bu özellikler bakımından grupları ayırmada kesim değeri (cut-off) belirlemek için ROC eğrisi analizi yapılmıştır. Hesaplamalarda istatistik anlamlılık düzeyi %5 olarak alınmış ve hesaplamalar için SPSS istatistik paket programı kullanılmıştır.

L1-L2-L3-L4 lomber vertebralardan ayrı ayrı ölçülen BT dansitometri HU değerlerinin yaş grupları ile karşılaştırması yapıldı ve üç yaş grubunda HU değerlerinin yaş arttıkça ters orantılı olarak azaldığı görüldü , p değerleri < 0,01 olup anlamlıdır.

Femur boynundan ölçülen HU değerleride yaş grupları ile karşılaştırıldı. Grup yaşı arttıkça HU değeri orantılı olarak düşük bulundu. p değerleri < 0,01 olup anlamlıdır.

Yaşa göre HU değerleri ortalamaları ve standart sapmaları **tablo 13-14** de verilmiştir.

Tablo 13 . Lomber vertebralardan ROI kurularak ölçülen BT HU değerlerinin yaş grupları ile karşılaştırılması ve yaşa göre HU değerlerinin değişimi

	Yaş grubu	sayı N	Ort. HU Değeri	Std. sapma	Minimum	Maximum	P.
L1 vertebranın BT HU değeri	10-30	21	213,43	32,511	139	275	p<0,01
	31-60	52	186,17	35,636	104	277	
	61 ve üzeri	29	138,52	41,488	36	215	
	Total	102	178,24	45,504	36	277	
L2 vertebranın BT HU değeri	10-30	21	209,67	33,806	135	275	p<0,01
	31-60	52	182,90	36,221	107	269	
	61 ve üzeri	29	136,03	47,007	30	208	
	Total	102	175,09	47,110	30	275	
L3 vertebranın BT HU değeri	10-30	21	210,52	29,443	147	268	p<0,01
	31-60	52	176,42	36,827	107	273	
	61 ve üzeri	29	130,66	43,958	35	219	
	Total	102	170,43	46,895	35	273	
L4 vertebranın BT HU değeri	10-30	21	213,29	32,821	144	266	p<0,01
	31-60	52	178,31	38,334	86	276	
	61 ve üzeri	29	130,90	40,172	66	213	
	Total	102	172,03	47,568	66	276	
L vertebranın toplam BT HU değeri	10-30	21	211,333	31,8188	141,0	271,0	p<0,01
	31-60	52	179,846	36,6875	106,0	268,0	
	61- üstü	29	133,655	42,1064	50,0	211,0	
	Total	102	173,196	46,3222	50,0	271,0	

Tablo 14 : Femur boynundan ROI kurularak ölçülen BT HU değerlerinin yaş grupları ile karşılaştırılması ve yaşa göre HU değerlerinin değişimi

	YAŞ	Sayı N	Ort.HU değeri	Std.sap	min	max	p.
Femur boynu BT HU değeri	10-30	21	196,429	56,0469	95,0	298,0	p<0,01
	31-60	52	144,865	47,2930	26,0	253,0	
	61 üstü	29	94,069	57,3086	11,0	222,0	
	Total	102	141,039	62,7759	11,0	298,0	

DEXA ya göre lomber vertebraların **kemik mineral yoğunluğu (BMD)** değerlerinin BT HU değerleri ile yapılan korelasyon testinde her vertebranın (L1-L2-L3-L4) HU sonuçları ve BMD değerleri uyumlu bulunmuştur. p değerleri < 0,01 olup anlamlıdır. Yani BMD değeri arttıkça korele olarak HU değerleride artmaktadır. **Tablo 15. ve grafik 1,2,3,4**

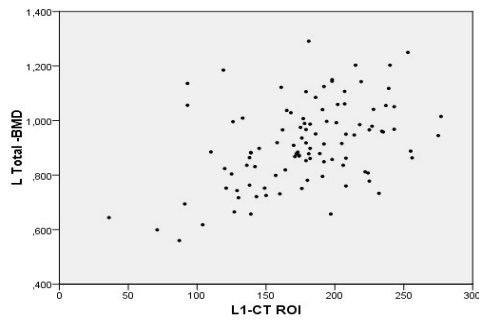
Tablo 15 : Lomber vertebraların BT HU değerlerinin DEXA nın lomber Total BMD sonucu ile korelasyonu

		L Total -BMD
L1-BT HU değeri	Pearson	,436**
	Sig. (2-tailed)	p<0,01
L2- BT HU değeri	Pearson	,423**
	Sig. (2-tailed)	p<0,01
L3- BT HU değeri	Pearson	,412**
	Sig. (2-tailed)	p<0,01
L4- BT HU değeri	Pearson	,377**
	Sig. (2-tailed)	p<0,01

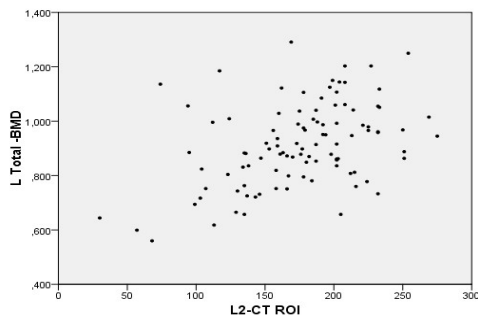
p<0,01 düzeyinde korelasyon katsayıları anlamlı bulunmuştur

Grafik 1: L1 vertebra HU değerinin BMD ile pozitif yönde korelasyon olduğunu gösteren grafik

Grafik 2: L2 vertebra HU değerinin BMD ile pozitif yönde korelasyon olduğunu gösteren grafik



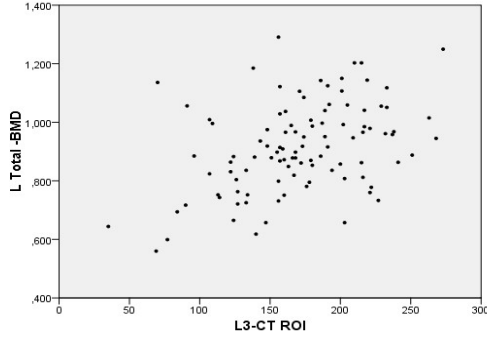
Grafik 1



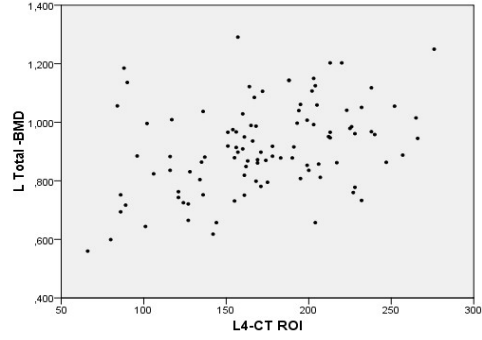
Grafik 2

Grafik 3: L3 vertebra HU değerinin BMD ile pozitif yönde korelasyon olduğunu gösteren grafik

Grafik 4: L4 vertebra HU değerinin BMD ile pozitif yönde korelasyon olduğunu gösteren grafik



Grafik 3



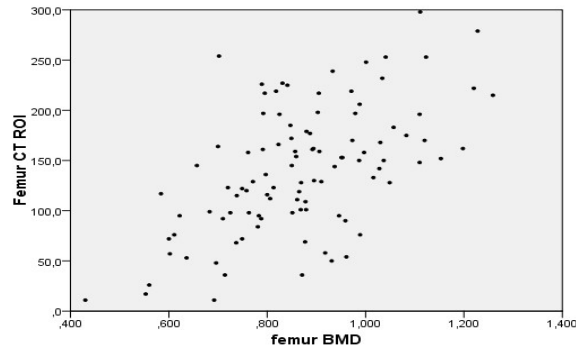
Grafik 4

DEXA ya göre femurun kemik mineral yoğunluğu (BMD) değerlerinin BT HU değerleri ile yapılan korelasyon testinde femur boynundan ölçülen HU sonuçları ve BMD değerleri uyumlu bulunmuştur. p değerleri < 0,01 olup anlamlıdır. Yani BMD değeri arttıkça korele olarak HU değerleride artmaktadır .**Tablo 16 ve grafik 5**

Tablo 16 : Femur boynundan ölçülen HU değeri ile DEXA nın BMD sonucu ile korelasyonu

		DEXA femur BMD
Femur boynu BT HU değeri	Pearson	,570**
	Sig. (2-tailed)	p<0,01

Geafik 5: Femur boynundan ölçülen HU değerinin BMD ile pozitif yönde korelasyon olduğunu gösteren grafik



Grafik 5

Lomber vertebralarda L1-L2-L3-L4 ten ölçülen BT HU değerleri ve vertebra volümleri, ayrıca femur boynundan ölçülen BT HU değerleri ve volümleri aynı bölgelerden ölçülen DEXA skorları ile karşılaştırıldı. DEXA ya göre normal , osteopeni ve osteoporoz olarak üçe ayrılan gruplar göz önünde bulunduruldu. Lomber ve femoral bölgeden yapılan HU ölçümleri ve volüm değerleri DEXA nın üç grubu ile de uyumlu bulundu. Normal hastalardan osteoporotik hastalara doğru gidildikçe HU değeri ve volüm belirgin azalmaktaydı. Lomber vertebra ve femur için p değerleri < 0,01 olup anlamlıdır. Her grup için HU değeri ve standart sapmaları **tablo 17 ve 18** de verilmiştir. Ayrıca grafik olarakta eklenmiştir. **Grafik 6-14**

Tablo 17 : Lomber vertebraların HU değeri ve volüm ölçümleri ile DEXA nın WHO osteoporoz klasifikasyonunun karşılaştırılması

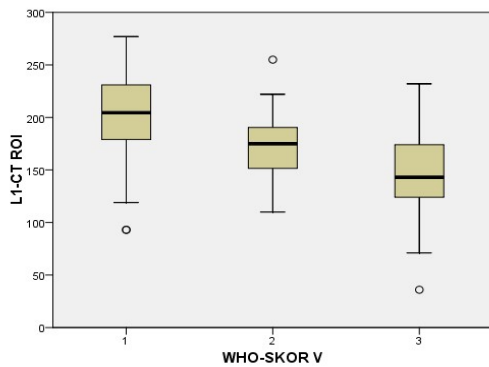
	DEXA WHO osteoporoz skoru	Sayı N	Ortalama HU Değeri	Std. Deviation	Minimum	Maximum	p.
L1- vertebranın BT HU değeri	Normal	44	200,70	42,760	93	277	p<0,01
	Osteopeni	35	173,17	30,870	110	255	
	Osteoporoz	23	142,96	45,912	36	232	
	Total	102	178,24	45,504	36	277	
L2- vertebranın BT HU değeri	Normal	44	197,57	43,516	74	275	p<0,01
	Osteopeni	35	169,43	32,481	95	251	
	Osteoporoz	23	140,70	50,584	30	232	
	Total	102	175,09	47,110	30	275	
L3- vertebranın BT HU değeri	Normal	44	193,14	44,590	70	273	p<0,01
	Osteopeni	35	163,63	32,973	96	251	
	Osteoporoz	23	137,35	47,758	35	227	
	Total	102	170,43	46,895	35	273	
L4- vertebranın BT HU değeri	Normal	44	192,86	47,783	84	276	p<0,01
	Osteopeni	35	166,51	34,635	96	257	
	Osteoporoz	23	140,57	46,043	66	232	
	Total	102	172,03	47,568	66	276	
Lomber vertebranın BT Volum 1	Normal	44	197,86	37,199	137	270	p<0,01
	Osteopeni	35	185,63	27,120	132	232	
	Osteoporoz	23	162,83	35,352	102	254	
	Total	102	185,76	35,952	102	270	
Lomber vertebranın BT Volum 2	Normal	25	118,92	32,928	45	188	p<0,01
	Osteopeni	16	97,44	27,232	52	136	
	Osteoporoz	11	69,73	23,938	32	104	
	Total	52	101,90	34,817	32	188	

Tablo 18: Femur boynundan ölçülen HU değeri ve volüm ölçümleri ile DEXA'nın WHO osteoporoz klasifikasyonunun karşılaştırılması

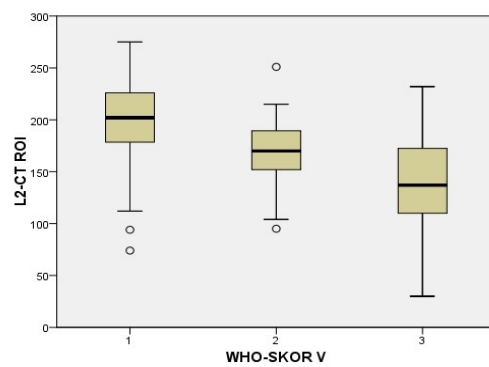
	DEXA WHO osteoporoz skoru	Sayı N	Ortalama HU değeri	Std. Deviation	Minimum	Maximum	p.
Femur boynu BT HU değeri	Normal	50	178,68	50,228	69	298	p<0,01
	Osteopeni	41	116,93	47,552	36	226	
	Osteoporoz	11	59,82	40,875	11	123	
	Total	102	141,04	62,776	11	298	
Femur BT volüm 1	Normal	50	140,78	29,035	86	202	p<0,01
	Osteopeni	41	117,98	30,867	9	187	
	Osteoporoz	11	98,64	28,183	62	167	
	Total	102	127,07	32,858	9	202	
Femur BT volüm 2	Normal	25	103,56	19,656	71	147	p<0,01
	Osteopeni	21	79,38	19,679	47	125	
	Osteoporoz	6	57,33	14,583	30	68	
	Total	52	88,46	24,783	30	147	

Grafik 6-7 : L1 ve L2 vertebranın BT HU değerlerinin WHO osteoporoz klasifikasyonu ile uyumunu gösteren grafik. 1:normal 2:osteopeni 3:osteoporoz

Grafik 6

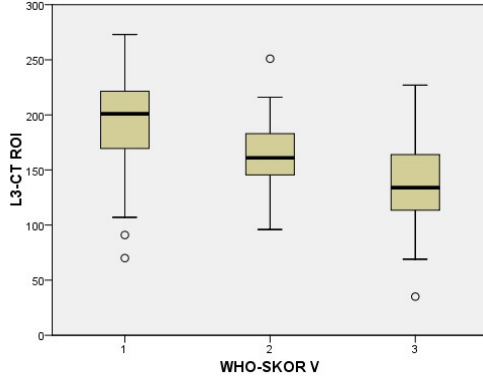


Grafik 7

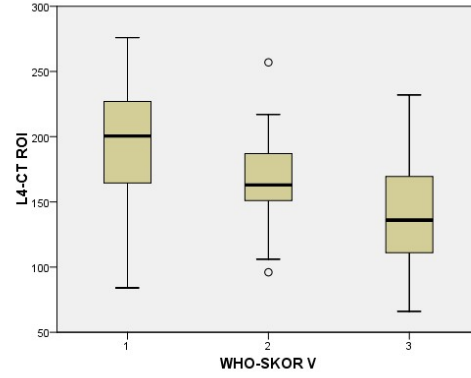


Grafik 8-9 : L3 ve L4 vertebranın BT HU değerlerinin WHO osteoporoz klasifikasyonu ile uyumunu gösteren grafik. 1:normal 2:osteopeni 3:osteoporoz

Grafik 8



Grafik 9

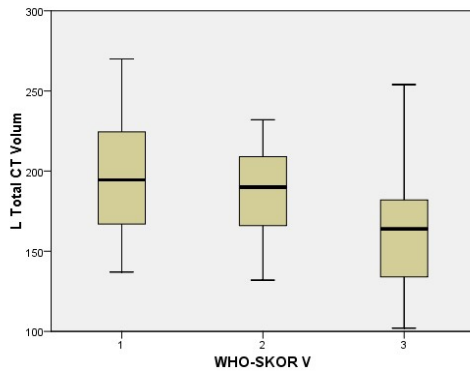


Grafik 10-11 : Lomber vertebraların BTvolum değerlerinin WHO osteoporoz klasifikasyonu ile uyumunu gösteren grafik. 1:normal 2:osteopeni 3:osteoporoz

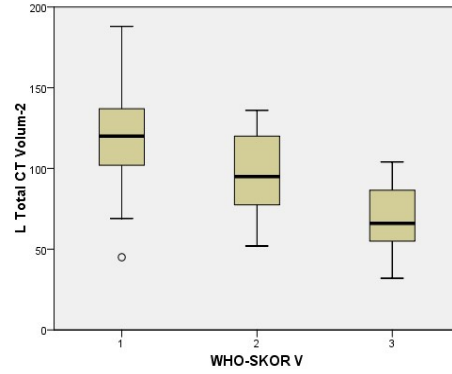
L Total CT Volum: BT Volüm 1

L Total CT Volum-2 : BT Volüm 2

Grafik 10

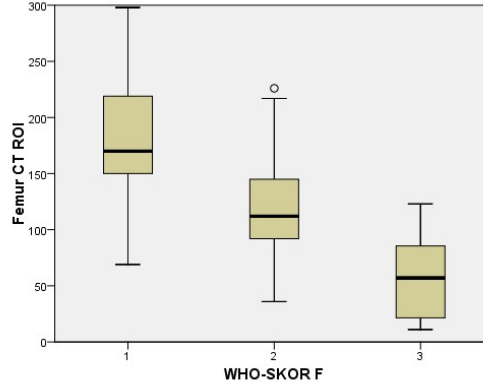


Grafik 11



Grafik 12 : Femur boynu BT HU değerlerinin WHO osteoporoz klasifikasyonu ile uyumunu gösteren grafik. 1:normal 2:osteopeni 3:osteoporoz

Grafik 12

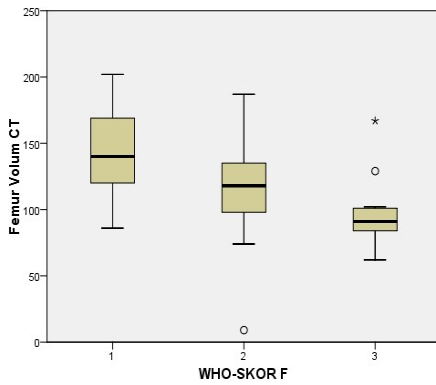


Grafik 13-14 : Femur BT volüm değerlerinin WHO osteoporoz klasifikasyonu ile uyumunu gösteren grafik. 1:normal 2:osteopeni 3:osteoporoz

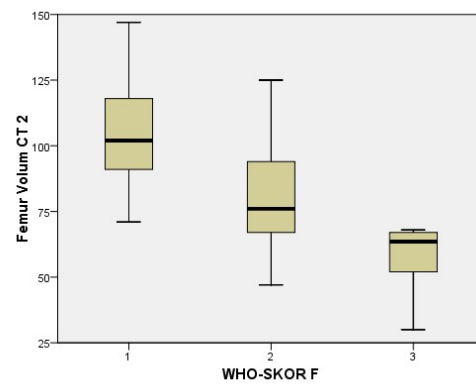
Femur Volum CT : BT Volüm 1

Femur Volum CT 2 : BT Volüm 2

Grafik 13



Grafik 14



Lomber vertebralardan ölçülen volüm değerleri ile DEXA BMD değerleri arasında korelasyon testi yapıldı. Volümetrik incelemede eşik değerlerinde alt sınır 100HU olarak seçilen volüm 1 , alt sınır değeri 200HU seçilen volüm 2 olarak belirlendi. İki değişken arasında korelasyon katsayısı anlamlı bulundu. p değerleri < 0,01. BMD değeri arttıkça volüm artış göstermektedir. Tablo 19 , grafik 15-16

Tablo 19: Lomber vertebra volümlerinin DEXA da ölçülen BMD ile korelasyonu

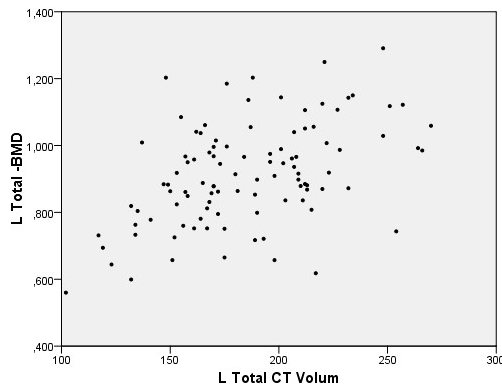
		Lomber Total -BMD
Lomber bölge BT Volum 1	Pearson Correlation	,470**
	Sig. (2-tailed)	p<0,01
	Sayı N	102
Lomber bölge BT Volum 2	Pearson Correlation	,513**
	Sig. (2-tailed)	p<0,01
	Sayı N	52

Grafik 15-16: Lomber vertebraların BT volüm değerlerinin DEXA nın BMD sonuçları ile uyumunu gösteren grafik.

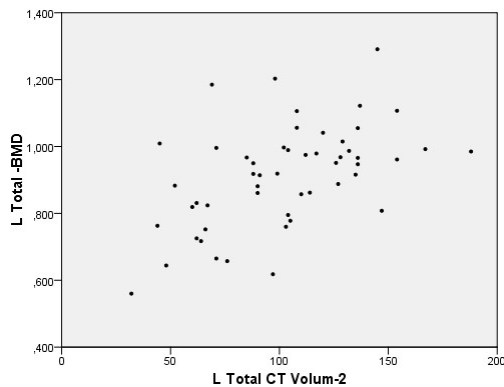
L Total CT Volum: BT Volüm 1

L Total CT Volum-2 : BT Volüm 2

Grafik 15



Grafik 16



Hastalarımızın femur baş-boyun bölgesinin volümetrik ölçümleri , DEXA yönteminde femurdan ölçülen BMD değerleri ile korelasyon testi yapıldı.Volümetrik incelemede eşik HU değerleri alt sınır olarak 100HU olanlar volüm 1 , 200HU olanlar volüm 2 olarak belirlendi. Volüm 1 ve volüm 2 değerleri Femur BMD ile uyumlu bulundu. p değerleri < 0,01 . BMD arttıkça volüm artışı görüldü. Tablo 20 , grafik 17-18

Tablo 20: Femur BT volümlerinin DEXA nın BMD sonuçları ile korelasyonu

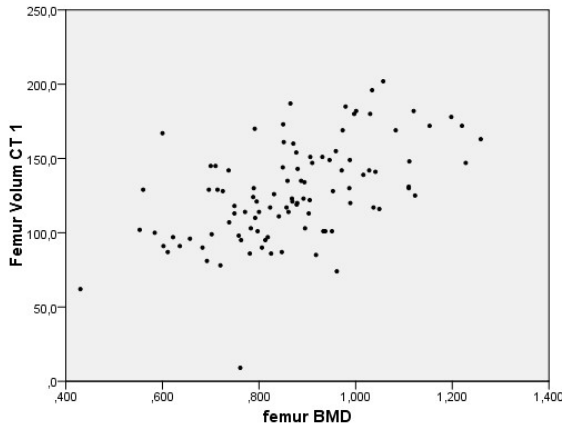
		DEXA femur BMD
Femur BT Volum 1	Pearson Correlation	,542**
	Sig. (2-tailed)	p<0,01
Femur BT Volum 2	Pearson Correlation	,648**
	Sig. (2-tailed)	p<0,01

Grafik 17-18: Femur BT volüm değerlerinin DEXA nın BMD sonuçları ile uyumunu gösteren grafik.

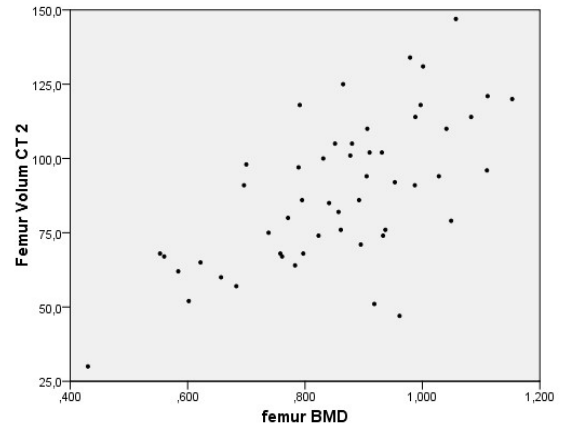
Femur CT Volum 1 : BT Volüm 1

Femur CT Volum 2 : BT Volüm 2

Grafik 17



Grafik 18



Her bir lomber vertebradan (L1,L2,L3,L4) ve femur boynundan ölçülen BT HU değerleri aynı bölgelerden ölçülen T skorları tek tek eş testi yapılarak karşılaştırıldı. Tüm ölçümlerde eşler arasında pozitif yönde doğrusal bir ilişki gözlenmiştir. Bu ilişki istatistik olarak önemlidir. (p değerleri < 0,01). T skoru yükseldikçe BT HU değerleride doğrusal artış göstermektedir.

Ayrıca lomber vertebradan ve femur baş-boyundan yapılan BT volümetrik ölçümlerde T skoru ile eş testi yapılarak karşılaştırıldı. Aynı doğrusal ilişki volüm ile T skoru arasında da görüldü. (p değerleri < 0,01). T skoru arttıkça ölçülen volüm değeri artış göstermektedir. **Tablo 21-22-23-24**

Tablo 21-22 : Lomber vertebraların HU değerleri ve volümetrik ölçümlerinin DEXA nın T skoru ile korelasyon ilişkisi

Tablo 21

Paired Samples Statistics					
		ortalama	sayı	Std. Deviation	Std. Error Mean
Pair 1	L1- DEXA T skoru	-1,2716	102	1,37448	,13609
	L1-BT HU değeri	178,235	102	45,5043	4,5056
Pair 2	L2- DEXA T skoru	-1,0637	102	1,43898	,14248
	L2-BT HU değeri	175,088	102	47,1098	4,6646
Pair 3	L3- DEXA T skoru	-1,2500	102	1,61563	,15997
	L3-BT HU değeri	170,431	102	46,8952	4,6433
Pair 4	L4- DEXA T skoru	-1,3275	102	1,56428	,15489
	L4-BT HU değeri	172,029	102	47,5681	4,7099
Pair 5	L Total – DEXA T skoru	-1,24412	102	1,452384	,143807
	L Total -BT HU değeri	173,196	102	46,3222	4,5866
Pair 6	L Total - DEXA T skoru	-1,24412	102	1,452384	,143807
	L Total BT Volüm 1	185,765	102	35,9522	3,5598
Pair 7	L Total - DEXA T skoru	-1,15577	52	1,508462	,209186
	L Total BT Volum 2	101,904	52	34,8168	4,8282

Tablo 22

		N : Sayı	Correlati	Sig.
Pair 1	L1-T skoru & L1-BT HU	102	,557	p<0,01
Pair 2	L2-T skoru & L2-BT HU	102	,484	p<0,01
Pair 3	L3-T skoru & L3-BT HU	102	,440	p<0,01
Pair 4	L4-T skoru & L4-BT HU	102	,450	p<0,01
Pair 5	Lomber Total -T skoru & Lomber Total -BT	102	,507	p<0,01
Pair 6	Lomber Total -T skoru & L Total BT Volüm 1	102	,341	p<0,01
Pair 7	Lomber Total -T skoru & L Total BT Volüm 2	52	,549	p<0,01

Eşler arasında pozitif yönde doğrusal bir ilişki gözlenmiştir. Bu ilişki istatistik olarak anlamlı (önemli) dir (p<0,01 veya 0,05).

Tablo 23-24 : Femur boynundan ölçülen BT HU değeri ve volümetrik ölçümünün DEXA T skoru ilişkisi

Paired Samples Statistics

Tablo 23

		Mean	N	Std. Deviation	Std. Error Mean
Pair 1	Femur Boyun -T skoru	-,956	102	1,2170	,1205
	Femur BT HU değeri	141,039	102	62,7759	6,2157
Pair 2	Femur total -T skoru	-,836	102	1,1335	,1122
	Femur BT HU değeri	141,039	102	62,7759	6,2157
Pair 3	Femur Total -T skoru	-,836	102	1,1335	,1122
	Femur Volüm BT 1	127,069	102	32,8580	3,2534
Pair 4	Femur Total -T skoru	-,915	52	1,1394	,1580
	Femur Volüm BT 2	88,462	52	24,7833	3,4368

Tablo 24

Paired Samples Correlations				
		Sayı : N	Correlation	Sig.
Pair 1	Femur Boyun -T skoru & Femur BT HU değeri	102	,742	p<0,01
Pair 2	Femur Total -T skoru & Femur BT HU değeri	102	,634	p<0,01
Pair 3	Femur Total -T skoru & Femur Volüm BT 1	102	,399	p<0,01
Pair 4	Femur Total -T skoru & Femur Volüm BT 2	52	,549	p <0,01

Eşler arasında pozitif yönde doğrusal bir ilişki gözlenmiştir. Bu ilişki istatistik olarak anlamlı (önemli) dir (p<0,01 veya 0,05).

Herbir lomber vertebra (L1,L2,L3,L4) ve femurdan ölçülen HU değerleri aynı yerlerin T skoru arasında uygun cut-off değerleri elde etmek için ROC (Alıcı işlem karakteristikleri, Receiver Operating Characteristic) eğrileri değerlendirildi. Sensitivitesi ve spesifitesi en yüksek olan bölge ve HU kesim değeri araştırıldı.T skoru -2,5 ile -3 den düşük olanlar için HU değeri hesaplandı.

L1 vertebraının HU-T skoru değerlendirilmesinde eğri altında kalan alan %75

L2 vertebraının HU-T skoru değerlendirilmesinde eğri altında kalan alan %64

L3 vertebraının HU-T skoru değerlendirilmesinde eğri altında kalan alan %64

L4 vertebraının HU-T skoru değerlendirilmesinde eğri altında kalan alan %66

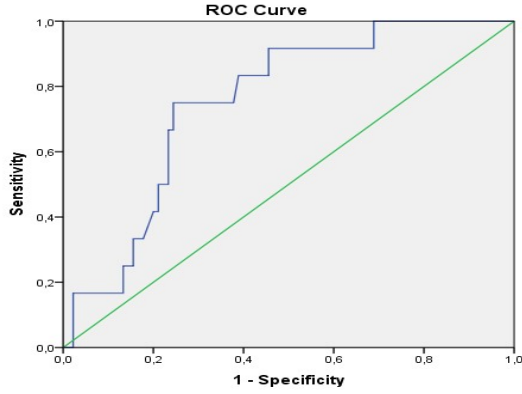
Lomber vertebraların ortalama HU değeri ile Tskoru değerlendirilmesinde eğri altındaki alan % 68 bulunmuştur. En ideal yer lomber için L1 vertebra olup kesim değeri 161 HU dur.Yani L1 vertebradan BT ile ölçüm yapıldığında 161 HU altındaki değerler osteoporoz açısından risk taşımaktadır.

Femur boynundan ölçülen BT HU -Femur boyun T skoru değerlendirmesinde eğri altındaki alan % 83 , femur boynundan ölçülen BT HU ile femur total T skoru değerlendirilmesinde eğri altındaki alan %88 bulunmuştur.Femur boyun için kesim değeri 110 HU , femur total için kesim değeri 96 HU dur.Yani femur boynundan BT ile ölçülen HU değeri 96 nın altında ise osteoporoz açısından risk taşımaktadır.

İlgili tablo ve grafikler aşağıdadır.

Tablo 25-26-27 ve grafik 19 : L1 vertebradan ölçülen BT HU değeri ile DEXA L1 vertebra T skoru (-3) arasındaki ROC analizi.

Grafik 19



Area Under the Curve

Tablo 25

Case Processing Summary

L1-T	Valid N (listwise)
Positive ^a	12
Negative	90

Tablo 26 Test Result Variable(s): L1-BT HU

Area	Std. Error ^a	Asymptotic Sig. ^b	Asymptotic 95% Confidence Interval	
			Lower Bound	Upper Bound
,752	.	.	.	.

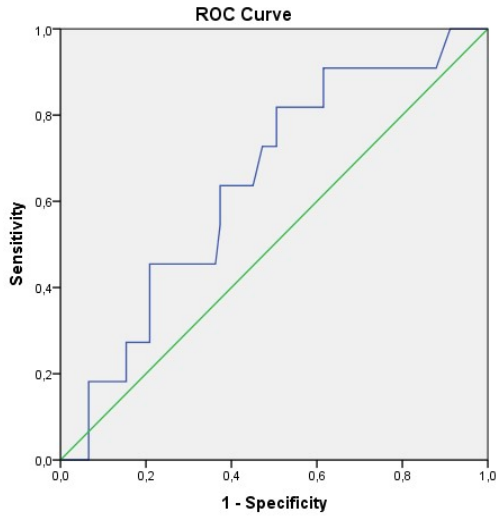
b. Null hypothesis: true area = 0.5

Tablo 27 Ayıricılık değeri (Cut OFF)

Coordinates of the Curve		
Test Result Variable(s): L1-BT HU		
Positive if Less Than or Equal To ^a	Sensitivity	1 - Specificity
160,500	,750	,244
161,500	,750	,256
163,000	,750	,267

Tablo 28-29-30 ve grafik 20 : L2 vertebradan ölçülen BT HU değeri ile DEXA L2 vertebra T skoru (-3) arasındaki ROC analizi.

Grafik 20



Tablo 28

Case Processing Summary

L2-T	Valid N (listwise)
Positive ^a	11
Negative	91

Area Under the Curve

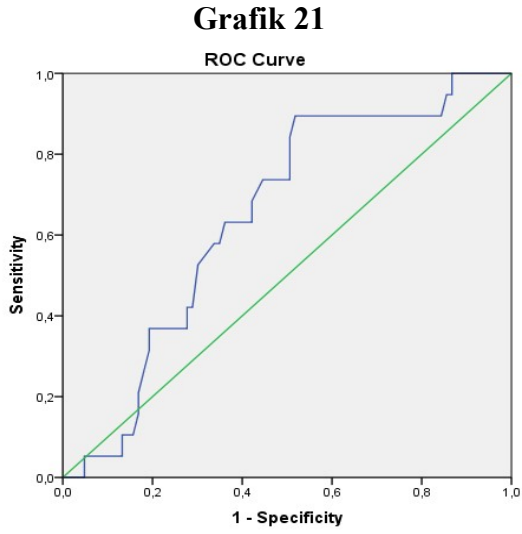
Tablo 29 Test Result Variable(s): L2-BT HU

Area	Std. Error ^a	Asymptotic Sig. ^b	Asymptotic 95% Confidence	
			Lower Bound	Upper Bound
,643	.	.	.	.

Tablo 30 Ayıricılık değeri (Cut OFF)

Coordinates of the Curve		
Test Result Variable(s): L2-BT HU		
Positive if Less Than or Equal	Sensitivity	1 - Specificity
162,500	,455	,352
164,500	,455	,363
166,500	,545	,374
168,000	,636	,374
169,500	,636	,385
171,500	,636	,396
173,500	,636	,407
174,500	,636	,418

Tablo 31-32-33 ve grafik 21 : L3 vertebradan ölçülen BT HU değeri ile DEXA L3 vertebra T skoru (-3) arasındaki ROC analizi.



Area Under the Curve

Tablo 31

Case Processing Summary

L3-T	Valid N (listwise)
Positive ^a	19
Negative	83

Tablo 32 Test Result Variable(s): L3-BT HU

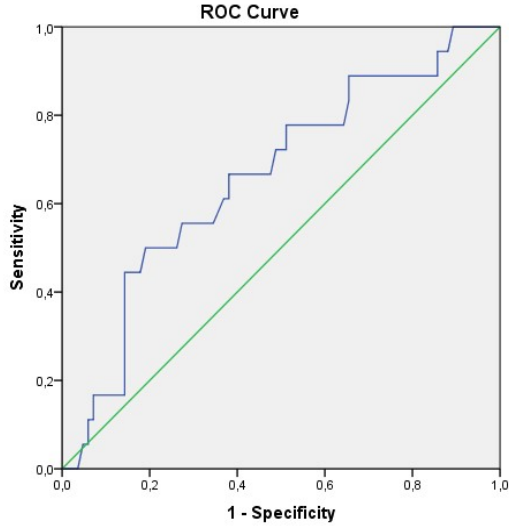
Area	Std. Error ^a	Asymptotic Sig. ^b	Asymptotic 95% Confidence Interval	
			Lower Bound	Upper Bound
,647	. ^c	.	.	.

Tablo 33 Ayırıcılık değeri (Cut OFF)

Coordinates of the Curve		
Test Result Variable(s): L3-BT HU		
Positive if Less Than or Equal	Sensitivity	1 - Specificity
159,500	,579	,349
160,500	,632	,361
162,000	,632	,386

Tablo 34-35-36 ve grafik 22 : L4 vertebradan ölçülen BT HU değeri ile DEXA L4 vertebra T skoru (-3) arasındaki ROC analizi.

Grafik 22



Area Under the Curve

Tablo 34

Case Processing Summary

L4-T	Valid N (listwise)
Positive ^a	18
Negative	84

Tablo 35

Test Result Variable(s): L4-BT ROI

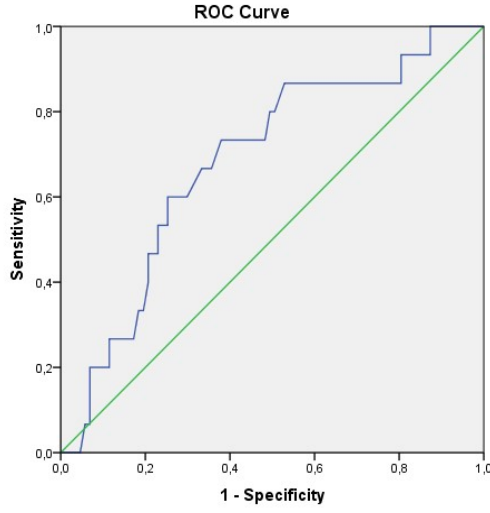
Area	Std. Error ^a	Asymptotic Sig. ^b	Asymptotic 95% Confidence	
			Lower Bound	Upper Bound
,660	. ^c	.	.	.

Tablo 36 Ayıricılık değeri (Cut OFF)

Coordinates of the Curve		
Test Result Variable(s): L4-BT HU		
Positive if Less Than or Equal	Sensitivity	1 - Specificity
161,500	,611	,369
162,500	,611	,381
163,500	,667	,381
164,500	,667	,393

Tablo 37-38-39 ve grafik 23 : Lomber vertebradan ölçülen total ortalama BT HU değeri ile DEXA Lomber vertebranın ortalama total T skoru (-3) arasındaki ROC analizi.

Grafik 23



Area Under the Curve

Tablo 37

Case Processing Summary

L Total -T	Valid N (listwise)
Positive ^a	15
Negative	87

Tablo 38 Test Result Variable(s): L Total -BT HU

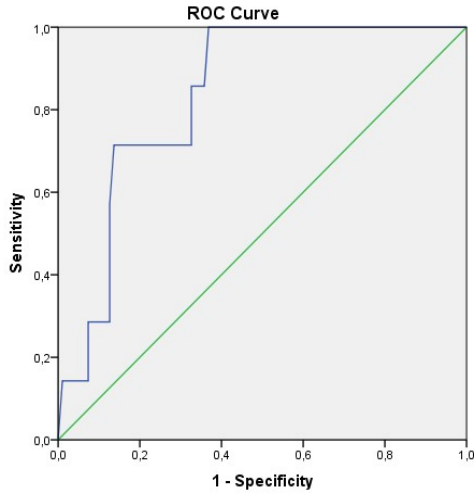
Area	Std. Error ^a	Asymptotic Sig. ^b	Asymptotic 95% Confidence	
			Lower Bound	Upper Bound
,684	. ^c	.	.	.

Tablo 39 Ayırıcılık değeri (Cut OFF)

Coordinates of the Curve		
Test Result Variable(s): L Total -BT HU		
Positive if Less Than or Equal To ^a	Sensitivity	1 - Specificity
161,500	,600	,299
162,500	,667	,333
163,500	,667	,345

Tablo 40-41-42 ve grafik 24 : Femur boynundan ölçülen BT HU değeri ile DEXA nın femur T skoru (-3) arasındaki ROC analizi.

Grafik 24



Area Under the Curve

Tablo 40

Case Processing Summary

Femur Boyun -T	Valid N (listwise)
Positive ^a	7
Negative	95

Tablo 41

Test Result Variable(s): Femur BT HU

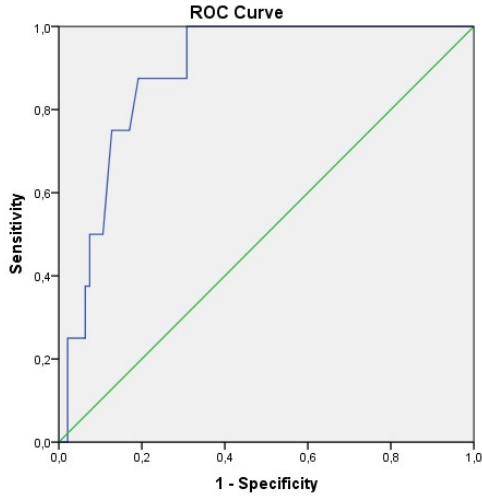
Area	Std. Error ^a	Asymptotic Sig. ^b	Asymptotic 95% Confidence	
			Lower Bound	Upper Bound
,835	,054	,003	,729	,942

Tablo 42 Ayıricılık değeri (Cut OFF)

Coordinates of the Curve		
Test Result Variable(s): Femur BT HU		
Positive if Less Than or Equal	Sensitivity	1 - Specificity
100,000	,714	,253
105,000	,714	,274
110,000	,714	,284
111,500	,714	,295

Tablo 43-44-45 ve grafik 25 : Femurdan ölçülen total BT HU değeri ile DEXA nın femur Total T skoru (-3) arasındaki ROC analizi

Grafik 25



Tablo 43

Case Processing Summary

Femur Total -T	Valid N (listwise)
Positive ^a	8
Negative	94

Tablo 44 Test Result Variable(s): Femur BT ROI

Area	Std. Error ^a	Asymptotic Sig. ^b	Asymptotic 95% Confidence	
			Lower Bound	Upper Bound
,887	,040	,000	,808	,966

Tablo 45 Ayıricılık değeri (Cut OFF)

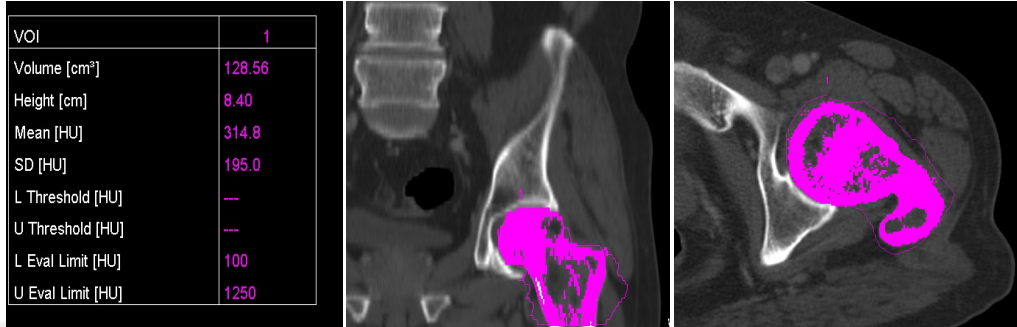
Coordinates of the Curve		
Test Result Variable(s): Femur BT HU		
Positive if Less Than or Equal To ^a	Sensitivity	1 - Specificity
91,000	,750	,149
93,500	,750	,170
96,500	,875	,191
98,500	,875	,223
100,000	,875	,234

OLGU SUNUMLARI

OLGU 1 : A-M , 61 yaşında erkek ,

lomber Total T Skoru : -1,9 BMD: 0,885 WHO klas : osteopeni.

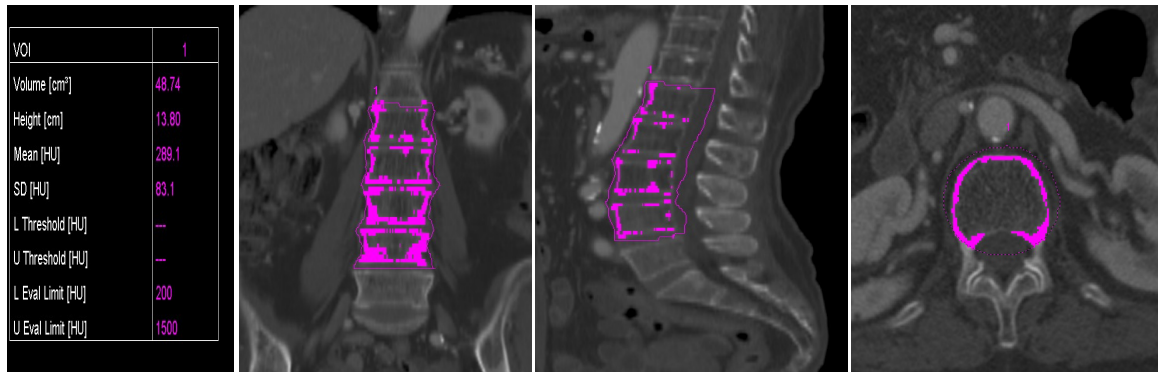
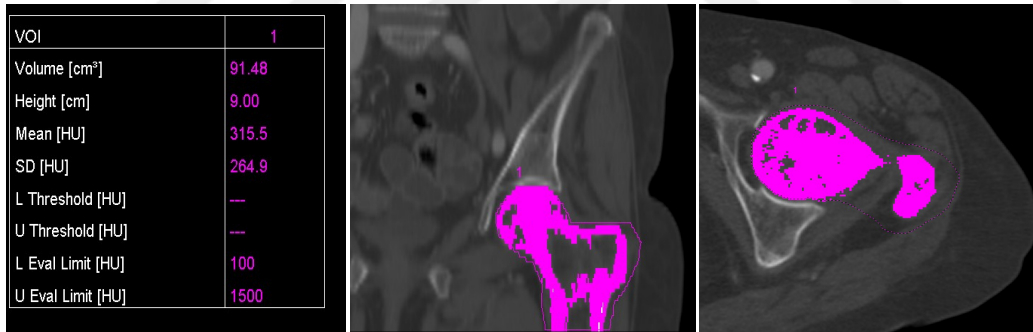
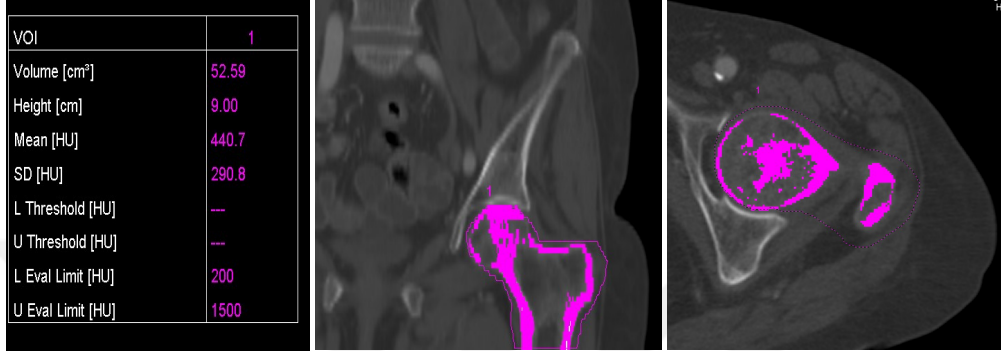
Femur Total T skoru : -2 BMD: 0,725 WHO klas : osteopeni

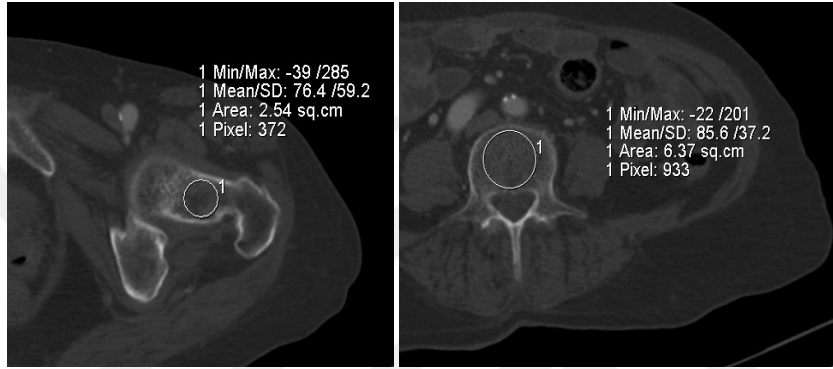
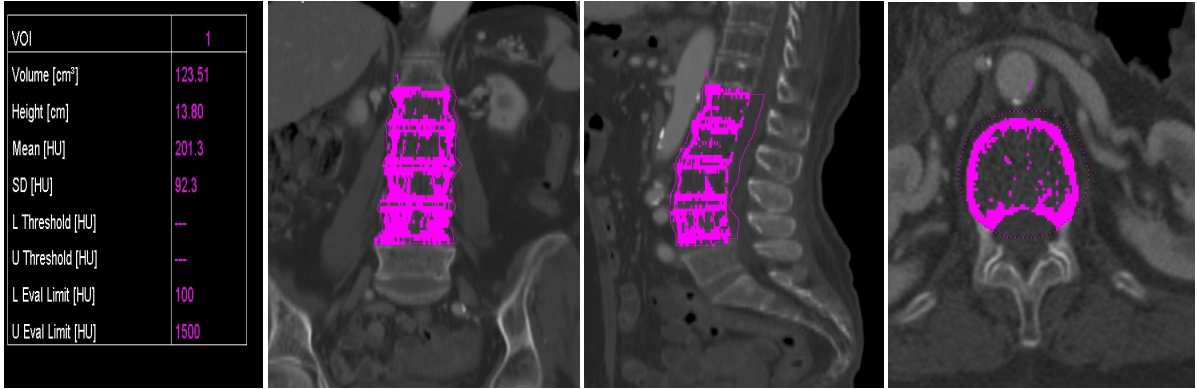


OLGU 2: B-T 68 Yaşında kadın ,

lomber Total T Skoru : -3,7 BMD : 0,644 WHO klas : osteoporoz .

Femur Total T skoru : -2,8 BMD : 0,602 WHO klas : osteoporoz

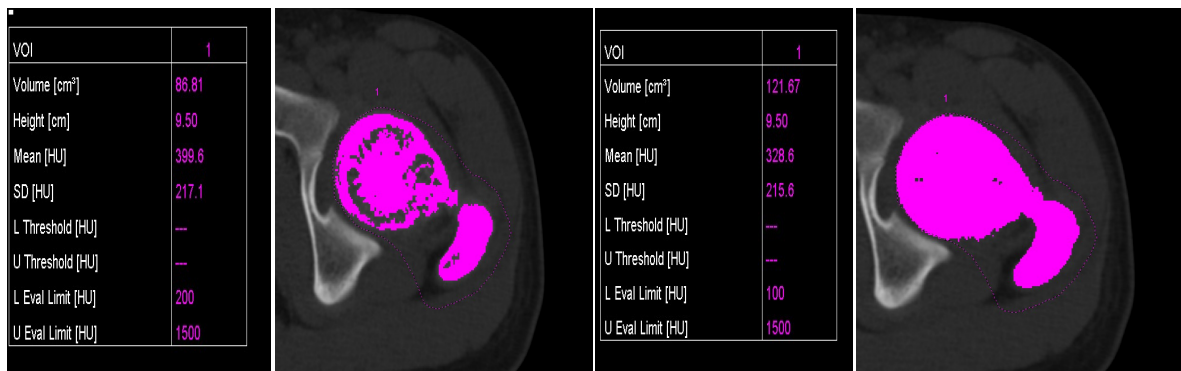


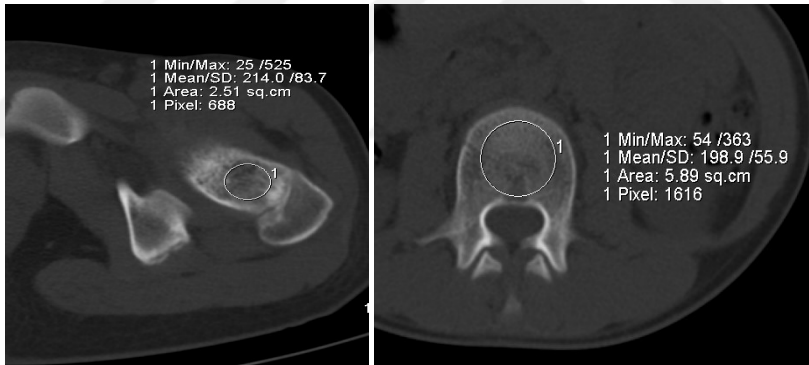
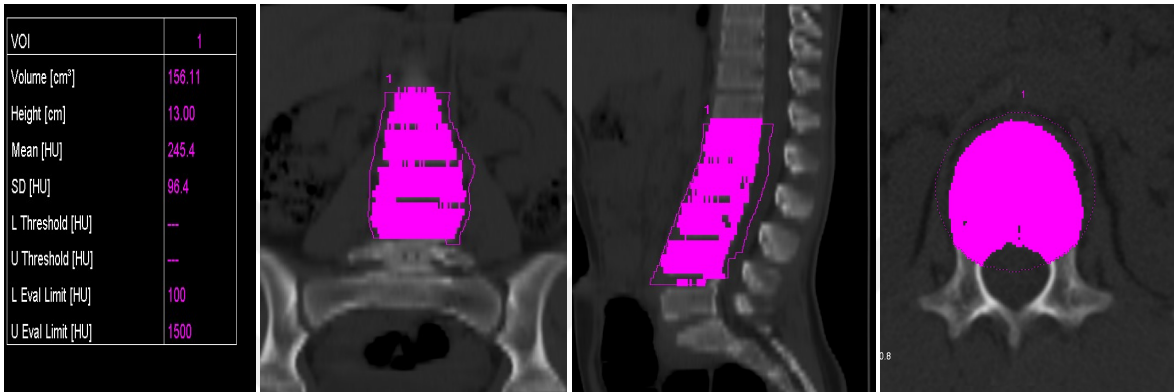
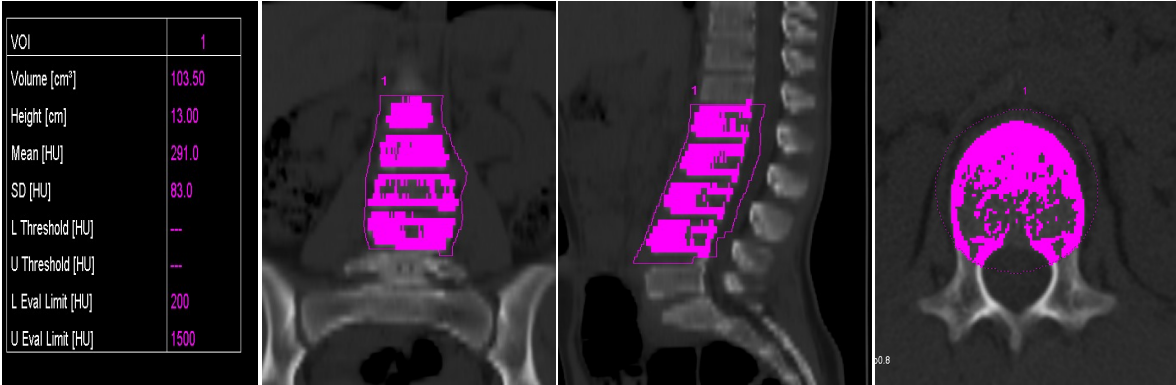


OLGU 3: E-K 11 yaşında kadın

lomber Total T Skoru : -2,6 BMD : 0,760 WHO klas : osteoporoz.

Femur Total T skoru :-1,2 BMD:0,795 WHO klas : osteopeni

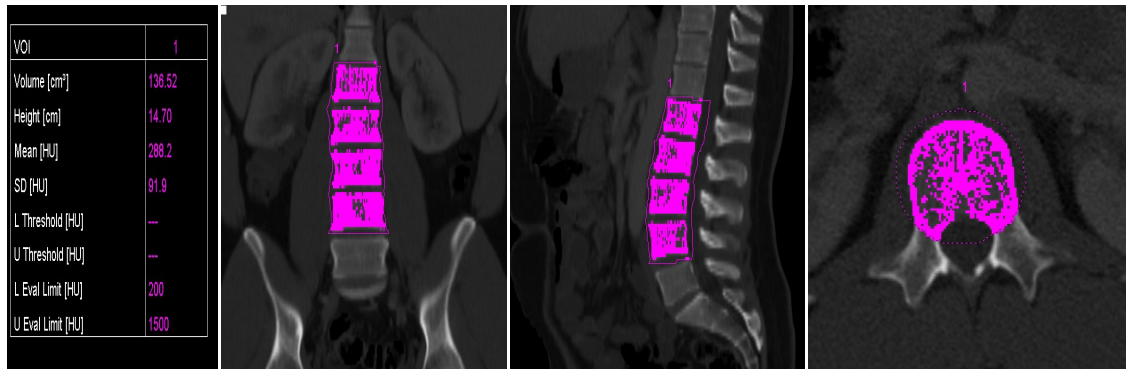
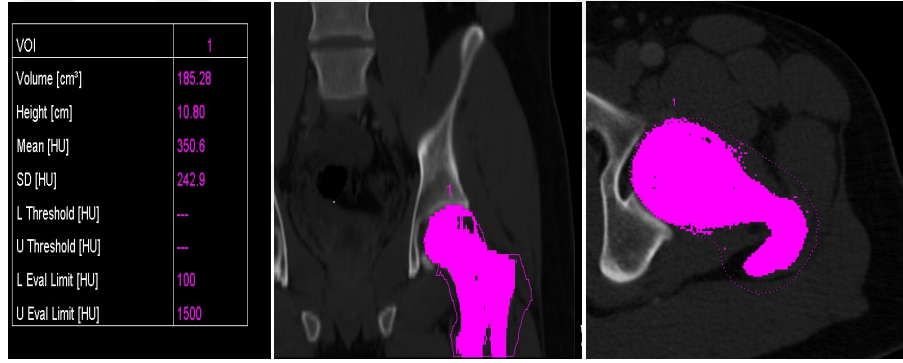
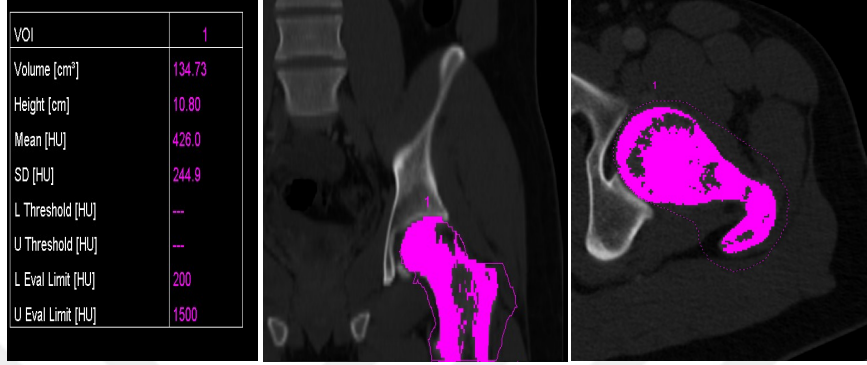


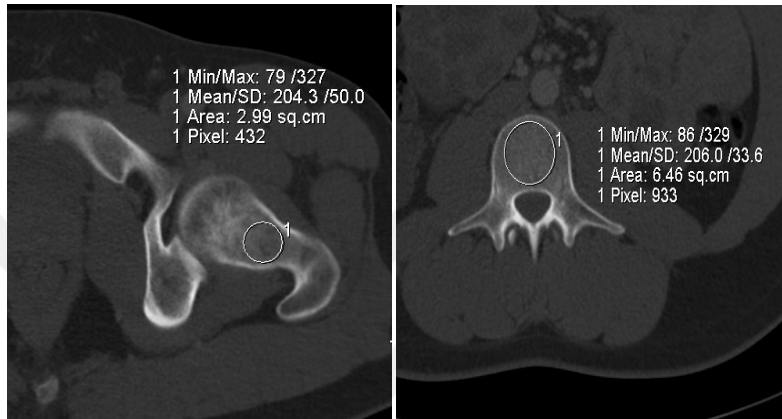
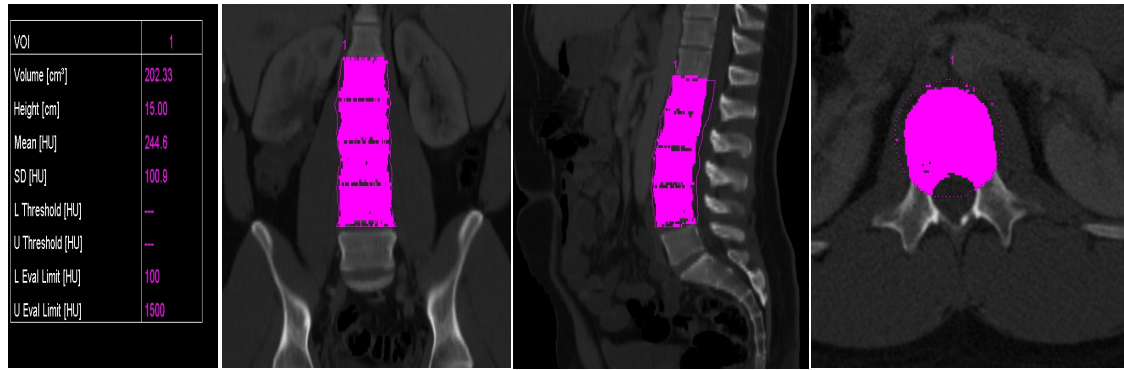


OLGU 4 : E-G 25 yaşında erkek

lomber Total T Skoru : -1,3 BMD : 0,947 WHO klas : osteopeni.

Femur Total T skoru : -0,4 BMD : 0,979 WHO klas : normal



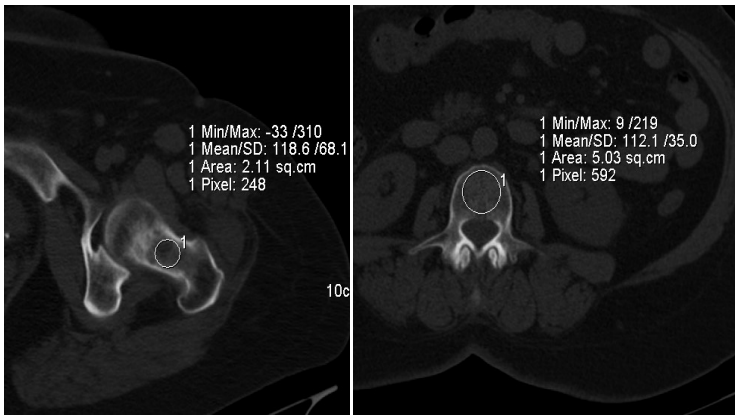
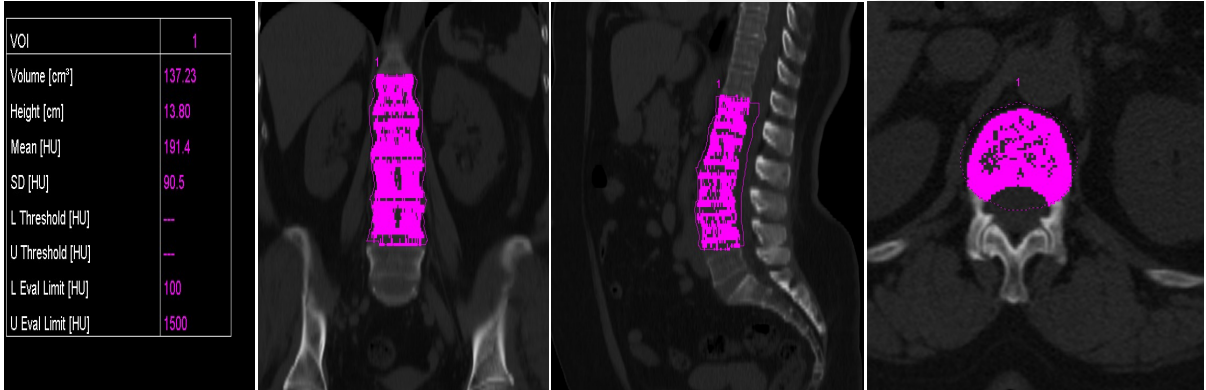
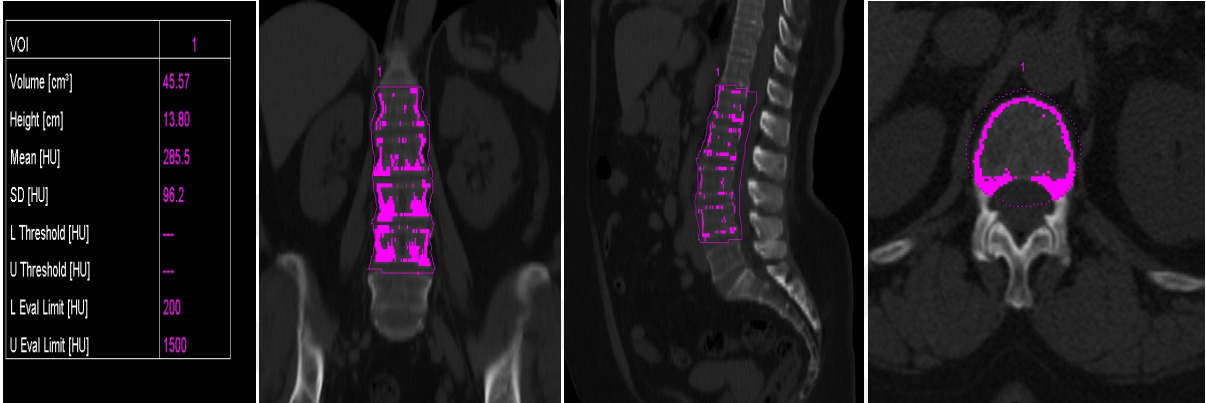
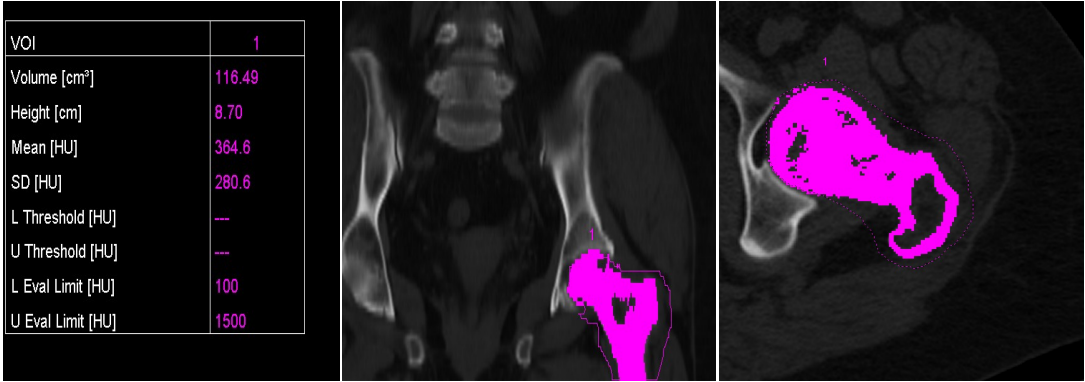


OLGU 5: G-K 59 yaşında kadın

lomber Total T Skoru : -0,3 BMD : 1,009 WHO klas : normal .

Femur Total T skoru : 0,9 BMD : 1,049 WHO klas : normal

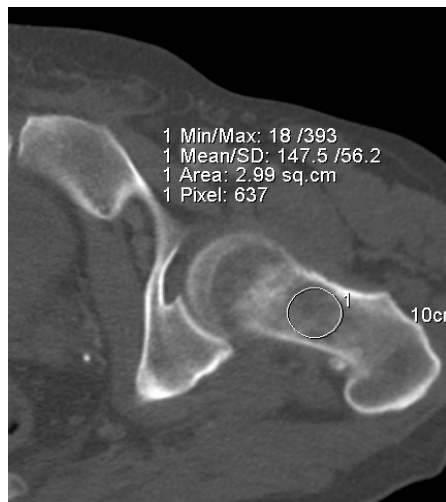
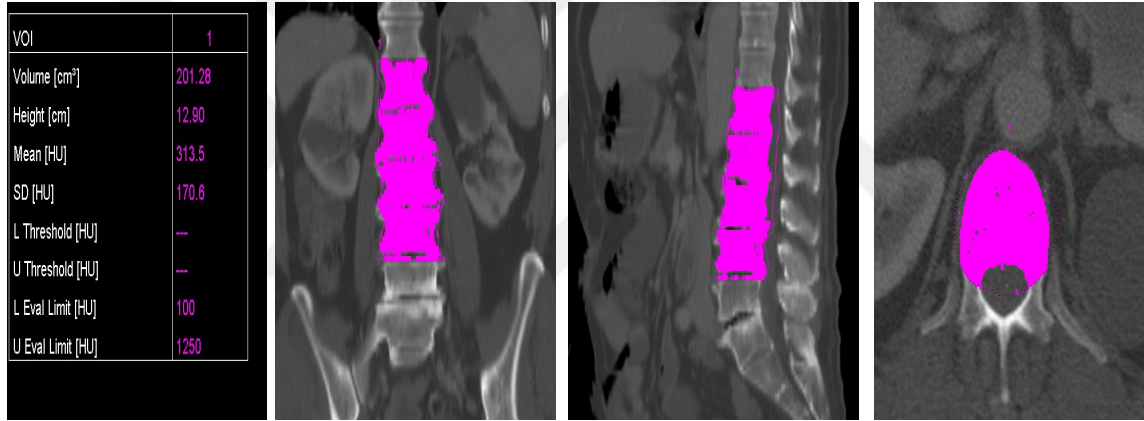
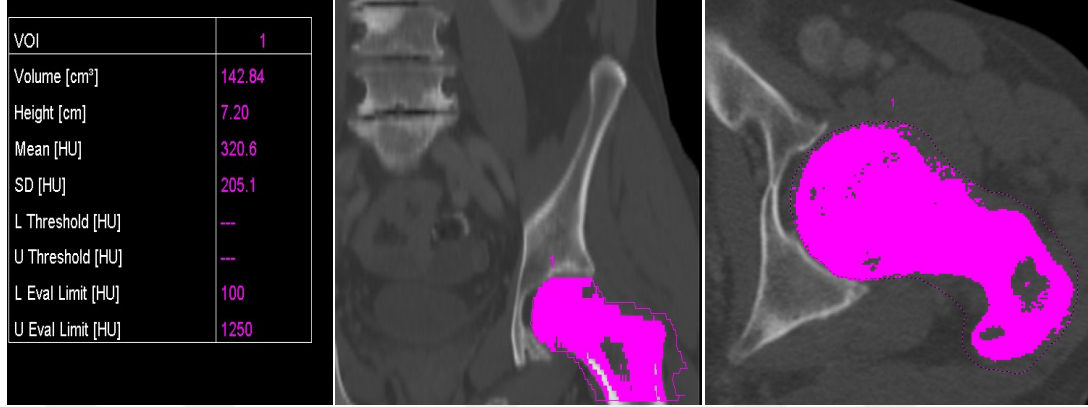




OLGU 6 : H-A 74 yaşında erkek

lomber Total T Skoru : 0,5 BMD : 1,144 WHO klas : normal .

Femur Total T skoru : -0,4 BMD : 0,971 WHO klas : normal

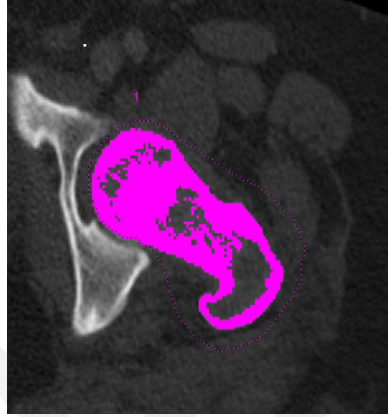


OLGU 7 : L-D 49 yaşında bayan

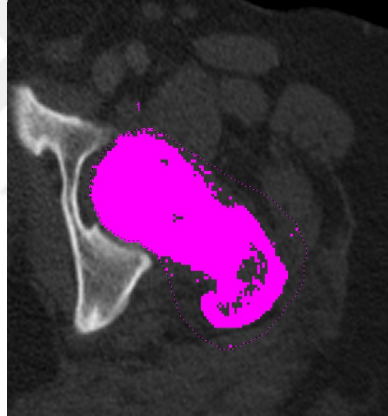
lomber Total T Skoru : 1,4 BMD : 1,203 WHO klas : normal .

Femur Total T skoru : 1,4 BMD: 1,110 WHO klas : normal

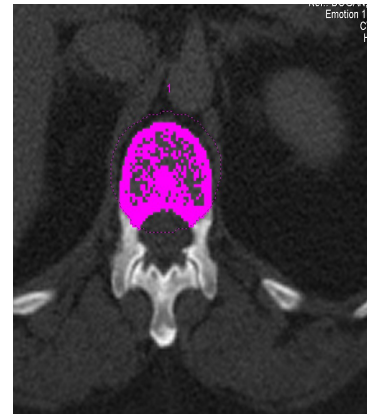
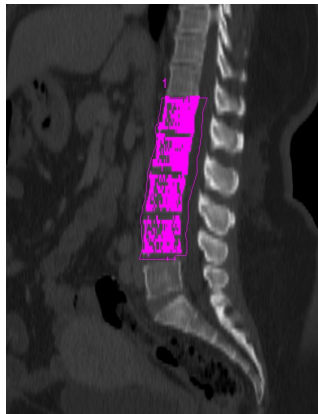
VOI	1
Volume [cm ³]	96.96
Height [cm]	8.70
Mean [HU]	501.0
SD [HU]	294.5
L Threshold [HU]	---
U Threshold [HU]	---
L Eval Limit [HU]	200
U Eval Limit [HU]	1500

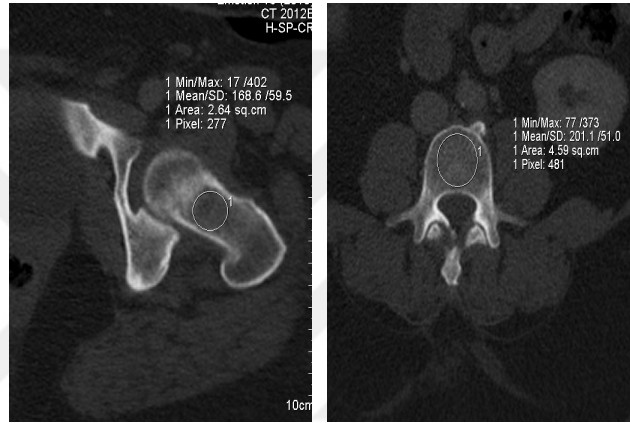
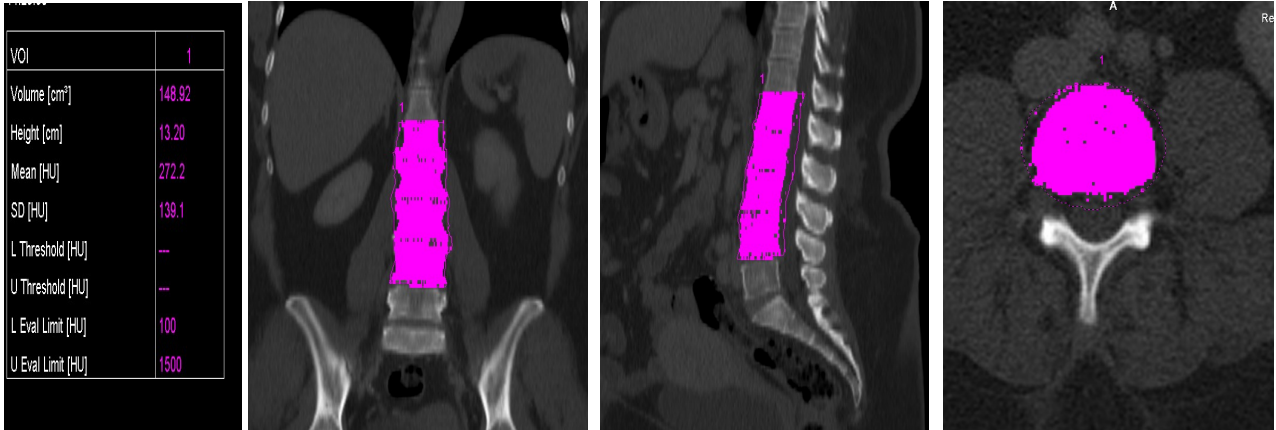


VOI	1
Volume [cm ³]	130.86
Height [cm]	8.70
Mean [HU]	409.4
SD [HU]	297.5
L Threshold [HU]	---
U Threshold [HU]	---
L Eval Limit [HU]	100
U Eval Limit [HU]	1500



VOI	1
Volume [cm ³]	98.69
Height [cm]	13.20
Mean [HU]	331.8
SD [HU]	133.5
L Threshold [HU]	---
U Threshold [HU]	---
L Eval Limit [HU]	200
U Eval Limit [HU]	1500

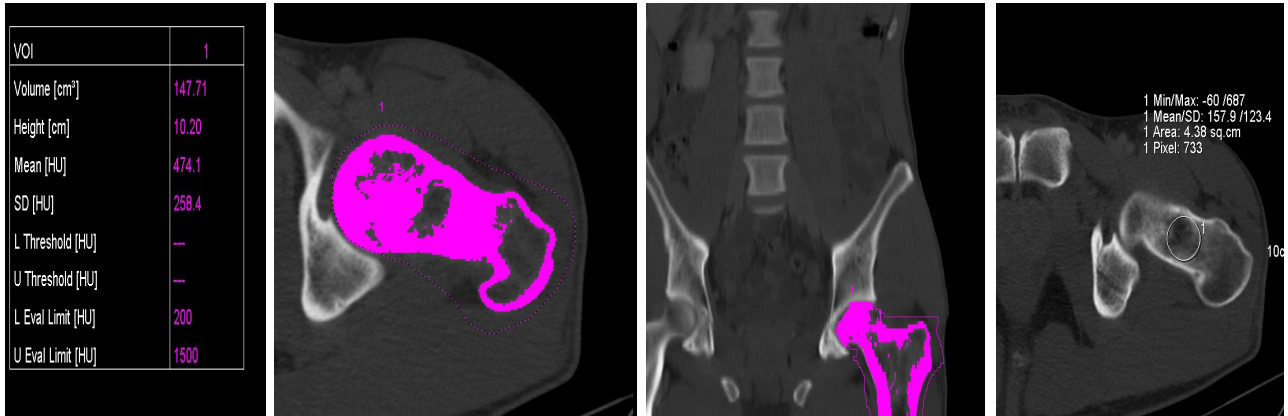




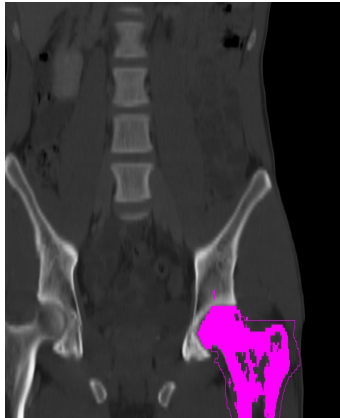
OLGU 8: M-İ 23 yaşında erkek

lomber Total T Skoru : -1,0 BMD : 0,985 WHO klas : normal .

Femur Total T skoru : 0,2 BMD : 1,057 WHO klas : normal



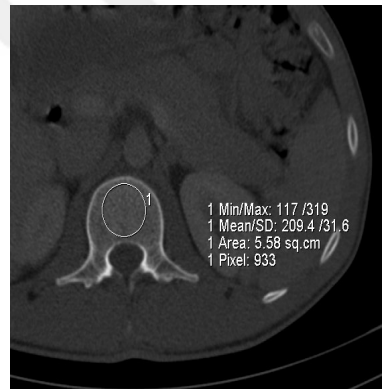
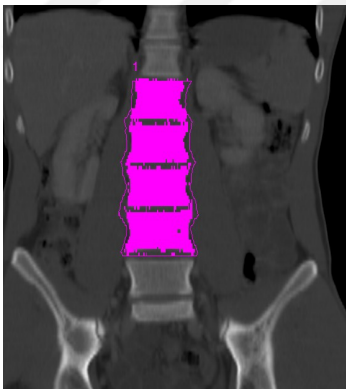
VOI	1
Volume [cm ³]	202.52
Height [cm]	10.20
Mean [HU]	384.6
SD [HU]	265.6
L Threshold [HU]	---
U Threshold [HU]	---
L Eval Limit [HU]	100
U Eval Limit [HU]	1500



VOI	1
Volume [cm ³]	188.80
Height [cm]	15.90
Mean [HU]	236.8
SD [HU]	89.5
L Threshold [HU]	---
U Threshold [HU]	---
L Eval Limit [HU]	200
U Eval Limit [HU]	1500



VOI	1
Volume [cm ³]	266.13
Height [cm]	15.90
Mean [HU]	255.1
SD [HU]	102.8
L Threshold [HU]	---
U Threshold [HU]	---
L Eval Limit [HU]	100
U Eval Limit [HU]	1500

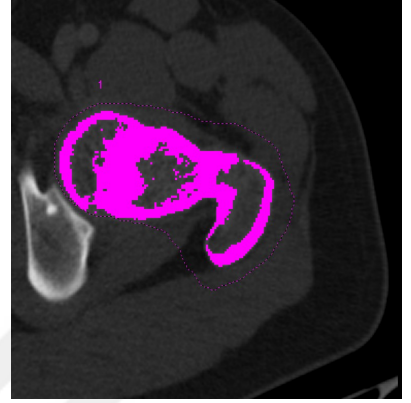
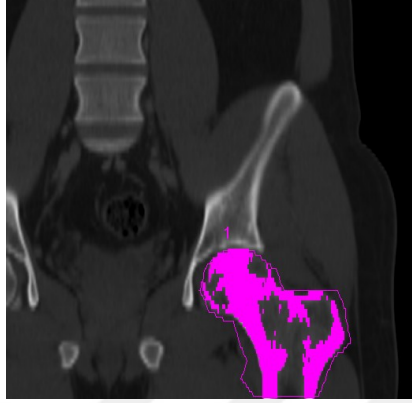


OLGU 9: R-Y 35 yaşında erkek

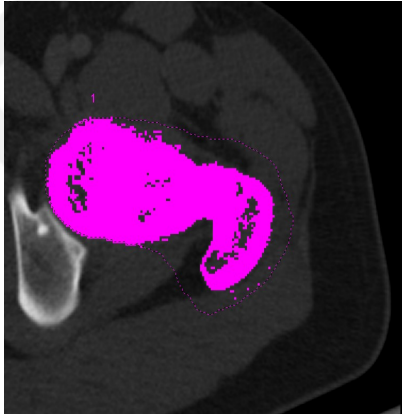
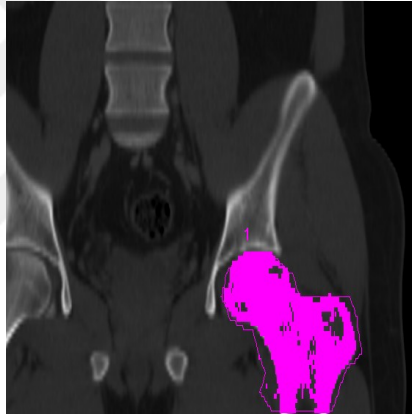
lomber Total T Skoru : -1,2 BMD : 0,961 WHO klas : osteopeni .

Femur Total T skoru : -0,2 BMD : 0,997 WHO klas : normal

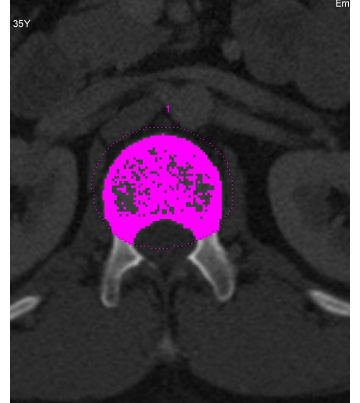
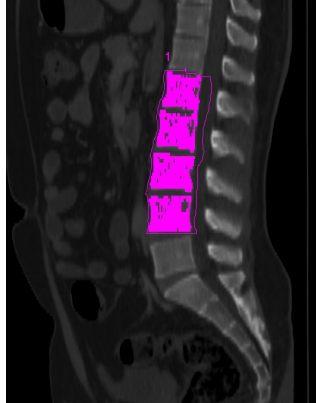
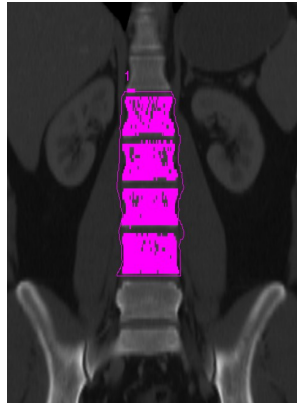
VOI	1
Volume [cm ³]	118.80
Height [cm]	10.20
Mean [HU]	407.1
SD [HU]	236.4
L Threshold [HU]	---
U Threshold [HU]	---
L Eval Limit [HU]	200
U Eval Limit [HU]	1500



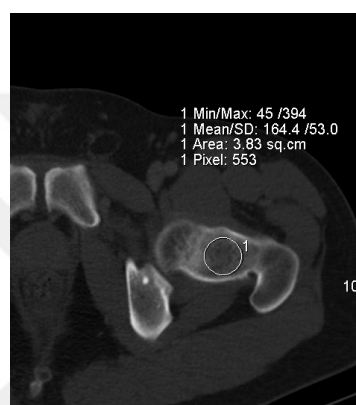
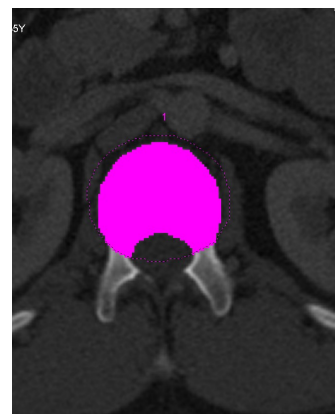
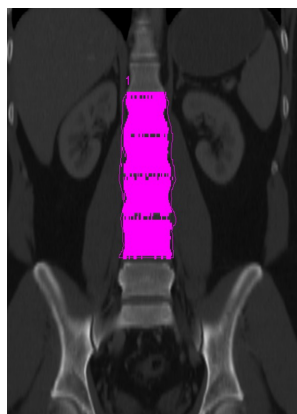
VOI	1
Volume [cm ³]	180.01
Height [cm]	10.20
Mean [HU]	319.8
SD [HU]	228.0
L Threshold [HU]	---
U Threshold [HU]	---
L Eval Limit [HU]	100
U Eval Limit [HU]	1500



VOI	1
Volume [cm ³]	154.03
Height [cm]	15.00
Mean [HU]	296.9
SD [HU]	96.3
L Threshold [HU]	---
U Threshold [HU]	---
L Eval Limit [HU]	200
U Eval Limit [HU]	1500



VOI	1
Volume [cm³]	206.01
Height [cm]	15.30
Mean [HU]	261.0
SD [HU]	106.0
L Threshold [HU]	---
U Threshold [HU]	---
L Eval Limit [HU]	100
U Eval Limit [HU]	1500

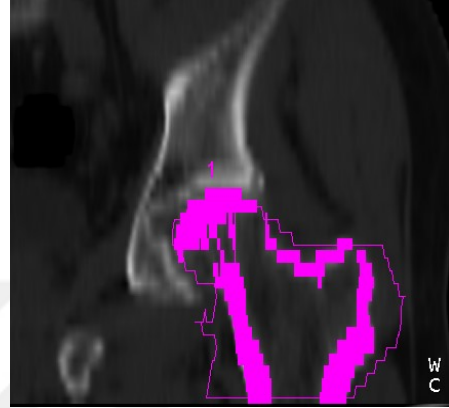
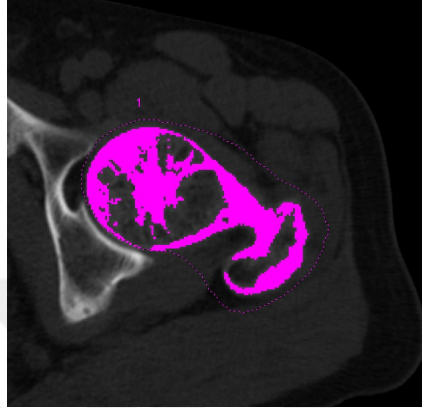


OLGU 10 : S-O 65 yaşında erkek

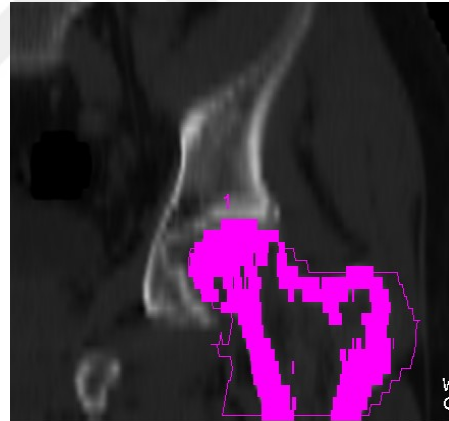
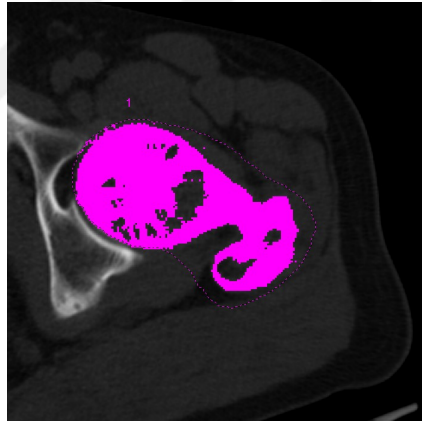
lomber Total T Skoru : -0,3 BMD : 1,056 WHO klas : normal .

Femur Total T skoru : -0,7 BMD : 0,931 WHO klas : osteopeni

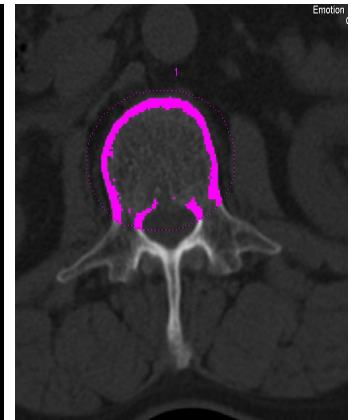
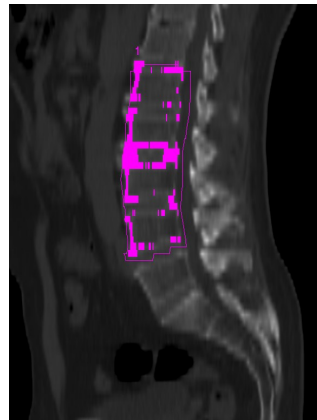
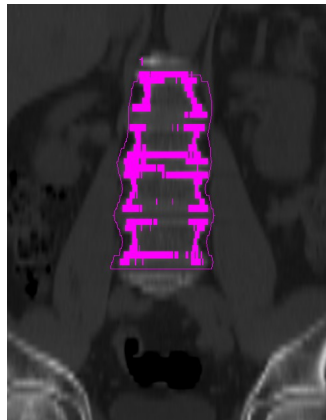
VOI	1
Volume [cm ³]	102.00
Height [cm]	9.00
Mean [HU]	405.0
SD [HU]	205.4
L Threshold [HU]	---
U Threshold [HU]	---
L Eval Limit [HU]	200
U Eval Limit [HU]	1500



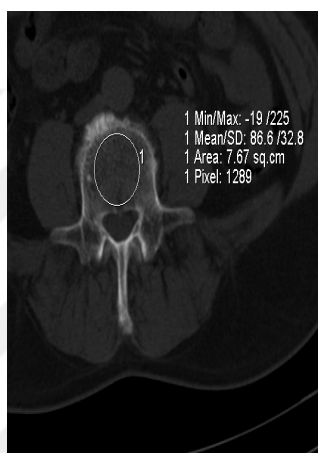
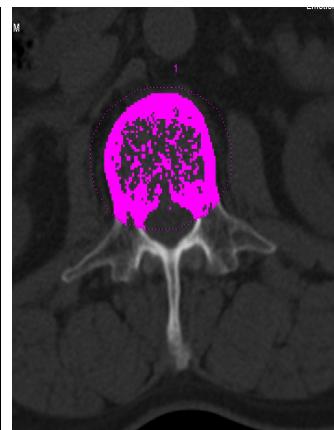
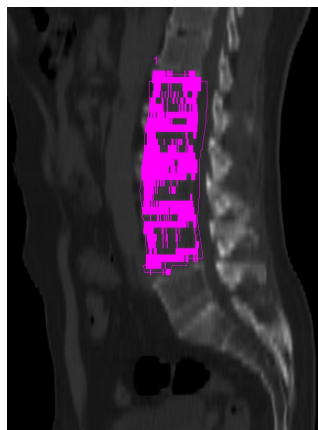
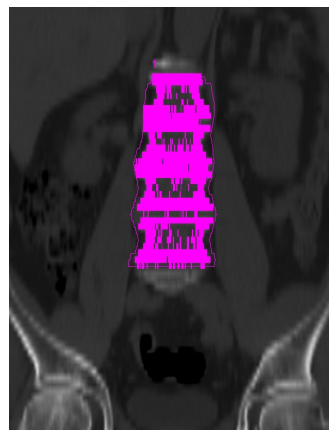
VOI	1
Volume [cm ³]	151.82
Height [cm]	9.00
Mean [HU]	319.7
SD [HU]	208.6
L Threshold [HU]	---
U Threshold [HU]	---
L Eval Limit [HU]	100
U Eval Limit [HU]	1500



VOI	1
Volume [cm ³]	108.78
Height [cm]	15.00
Mean [HU]	320.2
SD [HU]	111.1
L Threshold [HU]	---
U Threshold [HU]	---
L Eval Limit [HU]	200
U Eval Limit [HU]	1500



VOI	1
Volume [cm³]	216.04
Height [cm]	15.00
Mean [HU]	234.2
SD [HU]	120.9
L Threshold [HU]	---
U Threshold [HU]	---
L Eval Limit [HU]	100
U Eval Limit [HU]	1500



TARTIŞMA VE SONUÇ

Osteoporoz düşük kemik kütlesi ve kemik dokusunun mikromimari yapısının bozulması sonucu kemik kırılabilirliğinde ve kırığa yatkınlıkta artışla karakterize olan sistemik bir iskelet hastalığıdır(109). Osteoporoz yaşlı popülasyonun en yaygın hastalığı olarak bildirilmektedir. Kırıkla olan bağlantısı da önemli bir toplum sağlığı sorunu olarak karşımıza çıkmasına neden olur (110-111-112). Osteoporoz kemiğin dayanıklılığını azaltıp fragilitasını artırarak günlük aktiviteler sırasında minimal travmalarla kırık oluşmasına sebep olmakta ve oluşan kırıklar önemli maddi, sosyal ve psikolojik kayıplara yol açmaktadır (113-114). Bu yüzden osteoporoz tanısının erken ve gerçeğe en yakın şekilde konulması gerekmektedir.

Genel olarak omurga ölçümlerinden KBT ve DEXA arasında da kuvvetli ilişki bulunmuştur.

Duyarlılık oranının yüksek olması ve hızlı uygulanabilmesi nedeniyle günümüzde halen altın standart olarak tanımlanan DEXA tekniğinde radyoizotop kaynağı olarak X ışınları kullanılmaktadır. Dual enerjili X ışını kemiği geçerken bir kısmının kemik etrafından absorbe edilmesi sonucu kalan radyasyon miktarının hassas olarak ölçülmesi ve birim alanda absorpsiyona neden olan kemik mineral içeriğinin tahmin edilmesi prensibine dayanır. Tüm vücut , ön-arka ve lateral lomber omurga ve femur ölçümü yapar. Duyarlılık oranı yüksektir.Tarama iki boyutludur ve alansal yoğunluğu (gr/cm²) verir. Ölçüm süresi birkaç dakikadır ve bir akciğer radyografisinin 1/10'u kadar radyasyon ışını içerir. İyi bir değerlendirme için uygun cins ve ırk referansları ile karşılaştırmaların yapılması on koşuldur. Dezavantajı ise trabekuler ve kortikal kemikleri ayrı ayrı değerlendirememesidir. Vertebralardaki skolyoz, dejeneratif değişiklikler (Skleroz , osteofit), aorta kalsifikasyonları BMD değerlerini artırarak osteoporozlu kişilerde yanlış pozitif sonuçlara yol açabilir. Osteoartritlik değişiklikleri fazla olan yaşlılarda osteoporoza bağlı kemik kaybını tespit etmek amacıyla lateral omurga DEXA tekniği

geliştirilmiştir. Bir çocukta osteopeni veya osteoporoz saptandığında etyolojiye yönelik olarak klinik bulgular dikkate alınarak ayırıcı tanıda değerlendirilmelidir. Çocukluk çağında görülen osteoporozun prototipleri osteogenezis imperfekta (OI) ve idiopatik juvenil osteoporoz (IJO)'dur. IJO'un tanısı, OI'nın ve diğer sekonder osteoporoz nedenlerinin ekarte edilmesi ile konur. IJO'da temel bulgular kemik ağrısı ve minör travmalarla oluşan kırıklar, vertebra kırıkları nedeni ile boy kaybı, kifo-skolyoz ve düşük BMD'dir. DEXA ile kemik

yoğunluğunun gr/cm² olarak ifade edilmesi böylece üç boyutlu bir kemik için iki boyutlu bir okuma yapılması, özellikle büyüyen çocuklar için bir başka dezavantajdır. Çünkü farklı boyuttaki iki kemik karşılaştırıldığında, daha küçük olan kemik daha düşük kemik yoğunluğuna sahipmiş gibi bir sonuç elde edilmektedir. Bunun bir sonucu olarak, kısa boylu bireylerde kemik yoğunluğu yanlış olarak düşük hesaplanabilir . Matematiksel formüller kullanılarak ölçülen kemik alanı için düzeltme sağlanabilmektedir. Böyle bir düzeltme özellikle kısa boylu olan çocuklar için gereklidir. Bunun dışında iyi bir değerlendirme için uygun cins ve ırk referansları ile karşılaştırmaların yapılması gereklidir.(115)

DEXA dan elde edilen T skoru < -2.5 ise osteoporozu işaret eder ve tedavi edilmesi gerekir. T skoru -1 'in üzerinde ise sonuç normal olarak kabul edilir. BMD T skoru $(-1 > T > -2.5)$ arasında ise; bu durum osteopeniye işaret eder.

BT uygulamaları dünya genelinde yaygın kullanılmaya başlandığı için biz bu çalışmamızda rutin abdominal BT çekilen hastalarımızın osteoporoz tanısına katkısı açısından DEXA skorları ile karşılaştırarak ölçmeyi amaçladık. Ayrıca BT nin volümetrik ölçüm yapma özelliğinden faydalanarak lomber vertebra ve femur baş-boyun bölgesinin volümleri ölçüldü ve DEXA sonuçları ile karşılaştırıldı. BT volüm ölçme yöntemi ile DEXA arasındaki korelasyon uyumu ilk kez tarafımızca araştırıldı.

Sungjoon Lee ve ark. yaptığı çalışmada toplam 40 yaş üstü 128 bayan hasta sırt ağrısından dolayı BT çekirmiş olup bunların 70 inde DEXA bulunuyordu. Beş yaş grubuna ayrılan hastaların vertebra korpusundan ölçülen HU değerleri yaş ilerledikçe düşme eğilimindeydi. Hastaların herbir vertebra HU değerleri ayrı ayrı DEXA T skoru ile karşılaştırıldı ve aralarında pozitif yönde güçlü korelasyon bulundu.T skoru arttıkça BT HU değerleride artış gösteriyordu. Yine herbir vertebra HU değeri BMD ölçümleri ile karşılaştırıldı. Aralarında pozitif yönde güçlü korelasyon mevcuttu. BMD nin artışı ile HU değerleri de artış gösteriyordu. T skoruna göre normal olan hastaların HU değer ortalaması 120 , osteopenik hastaların ortalaması 78, osteoporotik hastaların HU ortalaması 54 olarak bulunmuş olup özellikle 60 HU değerinin altı osteoporoz açısından yüksek risk olduğu belirtilmiş.BT nin Osteoporoz ile normal hastaları rahatlıkla ayırabildiği gözlenmiştir.(116)

Bansal ve ark. yaptığı çalışmada toplam 165 kişi üzerinde BT ile DEXA T skoru ve BMD karşılaştırılmış.128 i kadın ve 37 si erkek olan kişilerin yaş ortalaması 48,2 olup sadece lomber vertebralardan ölçüm yapılmış. BT HU değerleri ve T skoru erkeklerde kadınlara göre

yüksek bulunmuş. Oluşturulan gruplarda yaş arttıkça HU değerinde azalma T skoru arttığında ise HU değerinde artma gözlenmiş. BT nin normal ile osteoporotik hastayı ayırabildiği hatta DEXA dan daha etkili olduğu vurgulanmış.(117)

Donalt von Borstel ve ark. 40 yaş üstü toplam 73 bayan üzerinden yaptığı çalışmada sadece femur boynundan ölçülen DEXA T skoru ve BMD değerleri ile bilateral femur boynundan ölçülen BT HU değerleri karşılaştırılmış. BMD ve T skoru değerlerinin artmasıyla HU değerleri orantılı şekilde artış göstermekteydi. Yaş ilerledikçe BT HU değerleri ise azalma göstermekteydi. T skoruna göre normal olan 38 hastanın BT HU ortalaması 180-190 , osteopenik olan 25 hastanın BT HU ortalaması 100-110 , osteoporotik olan 13 hastanın BT HU ortalaması 90-100 olarak bulunmuş. Özellikle normal ile patolojik kesimi ayırmada etkili olan BT nin osteopenik ile osteoporotik hastaları ayırmakta zayıf kaldığı gözlenmiş. Femur boynu için ortalama 120 HU nun altındaki değerler osteopeni ve osteoporoz için yüksek riskli bulunmuş.(118)

Paul ve ark. yaş ortalaması 71 olan toplam 25 hastada yaptıkları çalışmada lomber vertebralardan ölçülen BMD , yaş ve T skoru BT HU değerleri ile karşılaştırılmış. BMD ve T skoru HU değerleri ile pozitif korelasyon göstermekte olup BT HU nun WHO klasifikasyonuna katkı sağladığı ve osteoporozu ayırmada yardımcı olduğu gözlemlenmiş. Yaş ilerledikçe HU değerleri azalma göstermekteydi. Ayrıca osteoporozun erken teşhisinde ve fraktür riskini belirlemede HU değerlerinin önemli olduğu , hastalara ek maliyet ve zorluk çıkartmadan mevcut BT ile önemli bilgilere ulaşılabileceği vurgulanmış.(119)

Na Li ve ark. 140 postmenapozal hastada yaptıkları çalışmada BT ile DEXA T skoru ve BMD değerleri arasında güçlü korelasyon bulunmuş. Özellikle abdominal aort kalsifikasyonu , fokal skleroz , sklerotik kemik adacıkları , fraktür , osteofit ve dejeneratif değişiklikleri olan hastalarda BT nin DEXA ya göre daha üstün olduğu ve osteoporoz tanısında kullanılabileceği belirtilmiş.(120)

Alyssa ve ark. yaptığı çalışmada proksimal femurda ölçülen DEXA değerleri BMD ve T skoru ile BT dansitometri değerleri arasından yüksek pozitif korelasyon gözlemlenmiş. Arada küçük farklılıkların ise masa yüksekliği , cihaz özelliği , kalibrasyonun ve çekim protokolü ile ilgili olduğu belirtilmiş. Osteoporoz ve fraktür riskini belirlemede BT nin önemli bilgiler verebildiği ve klinikte kullanılabileceği sonucuna varılmış.(121)

Bizim yaptığımız çalışmada abdomene yönelik BT çekilen ve beraberinde DEXA sı bulunan hastalar değerlendirildi. Hastalarımızın abdomen BT lerinden lomber vertebra ve femur boynundan ROİ ler kurularak HU ölçümleri yapıldı. Bu sayısal değerler DEXA'nın sayısal ölçümleri ile karşılaştırıldı. L1-L2-L3-L4 vertebra korpuslarından ve femur boynundan yapılan HU değerlerinin sırasıyla T skoru, BMD, WHO klasifikasyonu, yaş grupları ve cinsiyete göre değişimleri istatistiksel olarak araştırıldı. Yukarıda bahsi geçen tüm literatürler ile benzer sonuçlara ulaştık.

Örneğin üçe ayırdığımız yaş grupları (10-30, 31-60, 61 ve üstü) ile BT HU değerlerimiz arasında güçlü pozitif ilişki mevcuttu. Yaş arttıkça HU değerleri düşmekteydi. Ölçtüğümüz lomber ve femur HU değerleri bu bölgelerin T skoru ve WHO klasifikasyonu (osteoporoz, osteopeni, normal) arasında anlamlı şekilde uyum bulundu. T skoru arttıkça ve osteoporozdan normale doğru gidildikçe HU değerleri belirgin artış göstermekteydi. Literatürlerde genelde postmenapozal bayanlarda çalışma yapılmış olup cinsiyet ve yaş farkı gözetmeyen çalışma azdı. Bizim çalışmamızda cinsiyetler arasında femur ve lomber vertebraların BT HU değerleri ile T skorlarının farklı olduğunu verisine ulaştık. Ancak bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı değildi.

Çalışmamızda standart bir sayısal değere ulaşmak amacıyla BT HU değerleri ile T skoru arasında ROC analizi yapıldı. Her bir vertebra ve femur için ayrı ayrı belirlenen değerler istatistik analiz-sonuçlar bölümünde grafikleri ile birlikte anlatıldı. Lomber vertebralar için ortalama 162 HU, femur için 96 HU kesim değeri olarak bulundu. Yani bu değerlerin altındaki HU ölçümleri osteoporoz açısından risk taşıdığı sonucuna varıldı.

Donald von Borstel ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada femur için 120 HU değeri altındaki ölçümler osteoporoz ve osteopeni yönünden riskli bulunmuş, osteoporoz ve osteopeniyi birbirinden ayırmada güçlük olduğu belirtilmiş. Normal hastaların ortalaması yaklaşık 182HU, osteopenik olanların 110HU osteoporotiklerin ise yaklaşık 95HU bulunmuş.(118)

Paul ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada lomber bölgenin normal hastalarında BT HU değerleri ortalama 133HU, osteopenik olanların ortalaması 100HU ve osteoporotik olanların ise 78HU bulunmuş. Bir diğer çalışmada Sungjoon ve arkadaşları yine lomber bölgeden elde etmişler ve sırasıyla 120HU, 78HU ve 54 HU olarak bulmuşlar. Bizim çalışmada ise lomber bölgeden yapılan ölçümlerde normal olanların ortalaması 195HU,

osteopenik olanların 166HU , osteoporotiklerin ortalaması 140HU , femurdan yapılan ölçümlerde ise sırasıyla 178HU , 116HU , 59HU bulundu değerler arasındaki fark anlamlıydı.Literatürlerde farklı HU değerlerinin olması standardizasyonu güçleştirmektedir. Bu farklılıklar cihaz çeşitliliğine , kalibrasyonuna , tekniğine ve çalışılan hasta grubunun ırkına bağlı olduğu düşünülmektedir.(119)

Çalışmamızda ilk kez lomber vertebraların ve femur baş-boyun bölgesinin BT ile volümetrik ölçümleri yapıldı. Bu konu ile ilgili literatür bilgisine rastlanmadı. İlk olması nedeniyle önemli olduğunu düşünüyoruz çünkü osteoporozda kemik kütlesinde azalma olduğu için volümün de uygun olarak azaldığını göstermek istedik. Sonuçlarımıza göre normalden osteoporoza gidildikçe volüm değerlerinin belirgin olarak düştüğü ve kemik yapının korteksinde incelleme ile medullasında kemik kaybı olduğu görüldü. Ayrıca volüm değerlerinin BMD ve T skorları ile güçlü korelasyon göstermesi osteoporozu destekler nitelikteydi.

Volüm değerleri hem lomber vertebralarda hemde femurda cinsiyete göre farklılık göstermekteydi. Erkeklerde bayanlara göre yüksek volüm değerlerine ulaşıldı ve sonuç istatistiksel olarak anlamlıydı. Biyolojik ve hormonal nedenlerin bu farklılığa yol açtığı kanısındayız.

Sonuç olarak osteoporoz tanısında şuan altın standart yöntem DEXA dır. Ancak kemik yapılarda meydana gelen dejeneratif değişiklikler (skleroz , osteofit) , fokal kemik adacıkları , skolyoz , abdominal aort kalsifikasyonları , korteks ve medulla ayrımı yapılamaması ,fraktürler gibi nedenlerden dolayı abartılı BMD sonuçları ve yanlış T skoru sonuçlarına elde edilebilmekte ve büyük dezavantaj oluşturmaktadır. Bu kısıtlılıkların ortadan kaldırılması için BT dansitometri en ideal yöntem olarak düşünülmektedir. Tüm dünyada abdominopelvik BT çekimleri hızla artarken BT den bu yönüyle faydalanmak amacıyla bir çok çalışma yapılmış ve BT nin DEXA ile uyumu değerlendirilmiştir. BT nin üç boyutlu çalışmaya imkan sağlaması , korteks-medulla ayrımını yapabilmesi , kalsifikasyon , skleroz ve dejeneratif değişiklikleri elimine ederek daha gerçekçi sonuçlar vermesi büyük bir avantajdır. Şu ana kadar yapılan tüm çalışmalarda DEXA T skoru ve BMD değerleri BT HU ölçümleri ile güçlü korelasyon göstermektedir , hatta bazı çalışmalarda BT nin DEXA dan üstün olduğu sonucuna varılmıştır. Fakat BT nin yüksek radyasyon dozu , maliyetinin pahalı olması ve standart bir temele oturtulamaması klinik kullanımını engellemektedir. Yapılan çalışmaların

neticesinde yeni tekniklerle daha düşük radyasyonla sadece spesifik bölgeye (örneğin sadece femur boynuna veya vertebra korpusuna) yönelik kısa BT çekimleri ile osteoporoz tanısında güvenilir sonuçlara ulaşılabileceğini düşünmekteyiz. Bu anlamda BT nin osteoporoz tanısında standardizasyon açısından daha büyük çapta çalışmalara ihtiyaç vardır.

Yapmış olduğumuz volümetrik ölçümler ile osteoporozda kemik kütlesinde kayıp ve yoğunluğunda azalma olduğunu radyolojik olarak kanıtlamış olduk. Osteoporozda kemik korteksinde incelme ve medullada bariz yoğunluk azalışının üç boyutlu BT volüm inceleme yöntemi ile ortaya konmasının klinik açıdan önemli olduğu kanısındayız.



ÖZGEÇMİŞ

1983 yılında Ağrı merkezde doğdum.İlköğretimini Ağrı Şehit Hikmet Koman İlk Okulu , orta öğrenimini Ağrı Atatürk Ortaokulunda ve lise eğitimini Ağrı Naci Gökçe Lisesinde tamamladım. 2003 yılında Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Tıp Fakültesine girdim ve 2009 yılında mezun oldum.Ağrı Eleşkirt Sağlık ocağında yaklaşık 5 ay çalıştıktan sonra Samsun Eğitim Araştırma Hastanesinin Kulak Burun Boğaz Bölümünü kazandım. Yaklaşık 5 ay çalıştıktan sonra ayrılıp 2011 TUS sınavına girerek Van Yüzüncü Yıl Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim dalında ihtisasa başladım.2011 yılından itibaren Radyoloji Anabilim dalında araştırma görevlisi olarak çalışmaktayım.Evli ve bir çocuk babasıyım



KAYNAKLAR

- 1- Kanis J. A.; Osteoporosis and its consequences; 1-21, Kanis J. A.(ed.) Osteoporosis. Blackwell Healthcare Communications Ltd., London. 1997.
- 2- Kanis J. A.; Pathogenesis of osteoporosis and fracture; 22-55, Kanis J.A.(ed.) Osteoporosis. Blackwell Healthcare Communications Ltd., Oxford. 1994.
- 3- Biberoğlu S.; Osteoporozun patogenezi; 33-35, Kutsal Y.G.(ed.) Osteoporoz. Roche, 1998.
- 4- Osteoporozda Konsensus; Osteoartrit – Osteoporoz Kongresi; 1-4 Ekim 1998 Antalya.
- 5- Celeboğlu G.; Osteoporozda tanımlama, sınıflama ve klinik; Galenos Tıp Dergisi. 3(28; 67-70, 1999.
- 6- Khosla S., Riggs B. L., Melton III L. J; Clinical spectrum; 205-223, Riggs B.L., Melton III L.J.(eds.) Osteoporosis Etiology, Diagnosis and Management, Lippincott – Raven, 1990.
- 7- Monolagas S.C., Jilka R.L.; Bone marrow, cytokines and bone remodelling emerging insights into the pathophysiology of osteoporosis; N. Engl. J. Med. 332; 305-311, 1995.
- 8- Yılmaz C.; Osteoporozun etiyopatogenezi; Aktüel Tıp Dergisi. 2(8); 451-459, 1997.
- 9- Stevenson J.C.; Pathogenesis, prevention and treatment of osteoporosis; Obstet Gynecol. 75(Suppl. 4); 36-41, 1990.
- 10- Eryavuz M.; Osteoporozdan koruma ve rehabilitasyon; Osteoporoz Dünyasından. 5(1); 26-29, 1999.
- 11- Alfredson H., Nordström P., Pietilä T. Lorentzon R.; Long-term loading and regional bone mass of the arm in female volleyball players; Calcif. Tiss. Int. 62(4); 303-308, 1998.
- 12- Döppe H., Gärdsell P., Johnell O., Ornstein E.; Bone mineral density in female junior, senior and former football players; Osteoporosis Int. 6(6); 437-441, 1996.
- 13- Fujita Y., Katsumata K., Unno A., Tawa T., Tokita A.; Factors affecting peak bone density in Japanese women; Calcif. Tiss. Int. 64(2); 107-111, 1992.
- 14- Durmaz B.; Osteoporozda risk faktörleri ve korunma; Galenos Tıp Dergisi. 3(28); 76-82, 1999.
- 15- Saraç J., Erdoğan F., Uslu T., Nas K Gür A., Ataoğlu S., Çevik R., Bilgeç R.; Postmenapozal osteoporozda risk faktörleri: İki farklı bölge karşılaştırılması; Osteoporoz Dünyasından. 3(2); 193-289, 1997.
- 16- Consensus Conference; Osteoporosis; JAMA. 252(6); 799-802, 1984.

- 17- Weinstein R.S., Bell N.H.; Diminished rates of bone formation in normal black adults; N. Eng. J. Med. 319; 1698, 1988.
- 18- Kuran B.; Postmenapozal osteoporozda risk faktörleri; Osteoporoz Dünyasından. 4(4); 585-590, 1998.
- 19- Heaney R.P.; Nutrition and bone mass.; 6(3); 551-556, Matkovic V., Kraft G.H.(eds.) Phys. Med. Reh. Clin. Nort. Am. 1995.
- 20- Eskiuyurt N.; Osteoporozda risk faktörleri; Hipokrat Aylık Sağlık Meslek Dergisi., 55; 49-51, 1996.
- 21- Michaelsson K., Bergström R., Holmberg L. et. al.; A high dietary calcium intake is needed for a positive effect on bone density in swedish postmenopausal women.; Osteoporosis Int. 7; 155-161, 1997.
- 22- Saraçoğlu M.; Kalsiyum metabolizması, osteoporozun önlenmesi ve tedavisinde kalsiyumun rolü; Aktüel Tıp Dergisi. 2(8); 509-512, 1997.
- 23- Eskiuyurt N.; Osteoporozda risk faktörleri; Prospect 2(3); 110-111, 1998.
- 24- Dawson-Hughes B.; Prevention; 335-338, Riggs B.L., Melton L.J.(eds.) Osteoporosis: Etiology, Diagnosis and Management. Philadelphia, Lipponcott Raven, 1995.
- 25- Atalay F.; Osteoporozun önlenmesi; 171-194, Kutsal Y.G.(ed.) Osteoporoz. Roche, 1998.
- 26- Woolf A.D., Dixon A.S.J.; Osteoporosis: The concepts,
- 26-48. Osteoporosis. A Clinical Guide. Martin Dunitz. London, 1990.
- 27- Metz J.A., et al; Intakes of calcium phosphorus, and protein, and physical-activity level are related to radial bone mass in young adult women; Am. J. Clin. Nutr.; 58(4); 537-542, 1993.
- 28- Mac Mahon B., Trichopoulos D., Cole P., et al.; Cigarette smoking and urinary estrogens; N. Eng. J. Med. 307, 1062, 1982.
- 29- Alolia J.F., Cohn S.H., Vaswoni A., et al.; Risk factors for postmenapausal osteoporosis; The American Journal of Medicine. 78, 95-100, 1985.
- 30- Daniell H.W., Osteoporosis of the slender smoker; Arch. Intern. Med. 136; 298-304, 1976.
- 31- Seman E., Melton L.J., O'Fallon W.M., et al.; Risk factors for spinal osteoporosis in men; The American Journal of Medicine. 75; 977-983, 1983.

- 32- Gökmen A., Seçkin Ü., Bodur H., Yücel M., Pekcan G., Akçil M., Köksal E., Boston S.; Osteoporozda risk faktörleri; Osteoporoz Dünyasından. 4(3); 525-533, 1998.
- 33- Yalıman A.; Osteoporoz prevensiyonu; Hipokrat Lokomotor Dergisi.; 1(4); 23-30, 1997.
- 34- Honkanen R., Kröger H., Tupurainen M., Alhava E., Saarikosi S.; Risk factor profiles for perimenopausal bone density and bone loss.; Calcif. Tiss. Int. 64(Suppl.1); p:122, 1999.
- 35- Dinçer Y., Savaş S., Yalçın P., Yavuzer G.; Postmenopozal osteoporozlu kadınlarda kemik mineral yoğunluğu ile çevresel risk faktörlerinin ilişkisi. Osteoporoz Dünyasından. 2(4); 161-166, 1996.
- 36- Öncel S.; Osteoporozda Klinik Bulgular; 73-80, Kutsal y.G.(ed.) Osteoporoz. Roche, 1998.
- 37- Lane J.M., Vigorita V.J.; Osteoporosis; Orth. Clin. of North. America. 15(4); 711- 728, 1984.
- 38- Öztürk C; Osteoporoz tanısında görüntüleme ve laboratuvar yöntemleri; Galenos Tıp Dergisi., 3(28); 71-75, 1999.
- 39-Johnston C.C, Ebstein S.; Clinical, biochemical, radiography, epidemiologic and economic features of osteoporosis. Orth. Clin. of North America. 12(3); 559-569, 1981.
- 40- Dişlen G., Eskiyyurt N., Sindel D. Et al; 100 olguda fraktür osteoporoz ilişkisi; Act. Orth. Trav. Truc. 21; 170-173, 1987.
- 41- Barth R.W, Lane J.M.; Osteoporosis; Orth. Clin. of North America. 19(4); 845-856, 1988.
- 42- Lane J.M., Vigorita V.J, Newyork N.Y.; Current concepts reviews; The Jour. of Bone and Joint Surg., 65(2); 274-277, 1983.
- 43- Kutsal Y. G.; Osteoporoz tanısında görüntüleme yöntemleri ve histomorfometre; 81- 103, Kutsal Y.G.(ed.) Osteoporoz. Roche, 1998.
- 44- Sindel D.; Osteoporozda görüntüleme yöntemleri; Hipokrat Lokomotor Dergisi., 1(4); 9-15, 1997.
- 45- Birdwood G.; Early diagnosis; 77-100, Birdwood G.(ed.) Understanding osteoporosis and its treatment, the pathenon publishing group, New York, London 1996:92-44
- 46- Lindsay R.; Risk assessment using bone mineral density determination; Osteoporosis Int. 8(Suppl. 1), 28-31, 1998.
- 47- Riggs L., Wahner H.W.; Bone densitometry and clinical decision making in osteoporosis; Ann. Intern. Med.; 108(2); 293, 1988.

- 48- Kanis A.J.; Assessment of bone mass and osteoporosis; 114-147, Kanis A.J.(ed.) Osteoporosis. Blackwell Healthcare Communications Ltd., Oxford. 1994.
- 49- Tezel C., Erdoğan C., Karabulut A.; Kemik mineral yoğunluğunu belirlemede ön koldan SPA (Single Photon Absorbtometry) ve femurdan DEXA (Dual Energy XRay Absorbtometry) ölçüm sonuçları; Osteoporoz Dünyasından. 3(1); 209-214, 1997.
- 50- Eryavuz M., Tüzün Ş., Karaca İ., Akarımak Ü.; Osteoporoz ve fraktür riskinde tarama metodu olarak kantitatif ultrasonun değeri; 1(1); 6-12, 1995.
- 51- Sepici V.; Osteoporoz tanı ve takibinde laboratuar yöntemleri; 104-118, Kutsal Y.G.(ed.) Osteoporoz. Roche, 1998
- 52- Delmas P.D.; Markers of bone formation and resorbtion; 108-112, Favus M.J.(ed.) Primer on the Metabolic Bone Diseases and Disorders of Mineral Metabolism. Lippincot – Raven, Philadelphia-New York, 1993.
- 53- Kanis J.A.; Assessment of bone mass and osteoporosis; 114-148, Kanis J.A.(ed.) Osteoporosis. Blackwell Healthcare Communications Ltd., London, 1997.
- 54- Rosalki S.B., Foo Y.A.; Two new methods for separating and liver alkaline phosphatases isoenzymes in plasma; Clic. Chem. 30; 1182-1186, 1984.
- 55- Gülbaba G.; Osteoporozda biokimyasal markerler; Aktüel Tıp Dergisi. 2(8); 496- 498, 1997.
- 56- Delmas P. D.; The role of markers of bone turnover in the assessment of fracture risk in postmenapozal women; Osteoporosis Int. 8(Suppl. 1); 32-36, 1998.
- 57- Sindel D.; Osteoporozda laboratuar değerlendirme; Hipokrat Lokomotor Dergisi. 1(4); 16-22, 1997.
- 58- Lindsay R.; Clinical utility of biochemical markers; Osteoporosis Int. 9(2); 29-32, 1999.
- 59- Lems WF, Jahangier ZN. Methods to score vertebral deformities in patients with rheumatoid arthritis. British J Rheumatol 1997; 36:220-24
- 60- Harry K, Gennant MD. Vertbral fractures in osteoporosis: A new method for clinical assesment. Bone Miner Res 1999; 14(S1):S138
- 61- Resnick D, Niwayawa G. Osteoporosis. In: Resnick D, Niwayawa G., ed. (1988) Diagnosis of bone and joint disorders. Fourth Edition Philadelphia: W.B. Saunders Vol: 4: 1998-2085

- 62-Ooms ME, Lips P, Von Linger A, Valkenburg HA. Determinant of bone mineral density and risk factors for osteoporosis in healthy elderly women. *J Bone Miner Res* 1993; 8(6): 669-675
- 63-Kanis JA, Delmas P, Burckhardt P, Cooper C, Torgerson D. Guidelines for diagnosis and management of osteoporosis. *Osteoporos Int* 1997; 7: 390-406
- 64-Haarbo J, Gotfredsen A, Hassager C, Christiansen C. Validation of body composition by dual-energy X-ray absorptiometry (DXA). *Clin Physiol* 1991; 11: 331-341
- 65-Herd J, Blake G, Parker C, Ryan P, Fogelman I. Total body studies in normal British women using dual X-ray absorptiometry. *Br J Radiol* 1993; 66: 303-308
- 66-Jergas M, Breitenseher M, Glüer C, Yu W, Genant H. Estimates of volumetric bone density from projectional measurements improve the discriminatory capability of dual X-ray absorptiometry. *J Bone Miner Res* 1995; 10: 1101-1110
- 67-Del Rio L, Pons F, Huguet M, Setoain FJ, Setoain J. Anteroposterior versus lateral bone mineral density of spine assessed by dual X-ray absorptiometry. *Eur J Nucl Med* 1995; 22: 407-412
- 68-World Health Organisation (WHO). Assessment of fracture risk and its application to screening for postmenopausal osteoporosis, technical report series, Geneva 1994; 5-6
- 69-World Health Organisation (WHO). Scientific group on research on the menopause. Research on the menopause. WHO technical report series 670, Geneva 1981
- 70-Lunt M, Felsenberg D, Adams J. Population based geographic variations in DXA bone density in Europe: The evos study. *European vertebral osteoporosis. Osteoporos Int.* 1997; 7: 175-189
- 71-Simmons A, Barrington S, O'doherty MJ, Coakley AJ. Dual energy X-ray absorptiometry normal reference range within the UK and the effect of different normal ranges on the assessment of bone density. *Br J Radiol* 1995; 68: 903-905
- 72-Manisalı M, Özaksoy D, Yılmaz E et al. Bone mineral density reference values in the normal female and male population of Izmir, Turkey. *Eur Radiol* 2003;13(1):157-162
- 73-Lenchik L, Rochmis P, Sartoris DJ. Optimized interpretation and reporting of dual x-ray absorptiometry (DXA) scans. *AJR* 1998; 171: 1509-1519
- 74-Kanis JA. Diagnosis of osteoporosis and assessment of fracture risk. *Lancet* 2002; 359: 1929-36
- 75-Faulkner KG. The tale of the T-score: review and perspective. *Osteoporos int* 2005;16: 347-352

- 76-Greenwald L, Barajas K, Greenwald MW. Better bone density reporting: T-score versus fracture risk report with outcome analysis. *Am J Manag Care* 2003;9:665-670
- 77-Wegener HO. Image analysis. In: Wegener HO. Whole body computed tomography. 2nd ed. Blackwell Scientific Publications, Massachusetts, USA, 1993; 80-95
- 78-Sandor T, Felsberg D, Kalender W, Brown E. Global and regional variations in the spinal trabecular bone: single and dual energy examinations. *J Clin Endocrinol Metab* 1991; 72: 1157 -1168
- 79-Laval -Jeantet A, Roger B, Bouysee S, Bergot C, Mazess R. Influence of vertebral fat content on quantitative CT density. *Radiology* 1986; 159: 463-466
- 80-Cann CE. Quantitative CT for determination of bone mineral density. A review. *Radiology* 1988; 166: 509-522
- 81-Engelke K, Grampp S, Glüer C, Jergas M, Yang S, Genant H. Significance of QCT bone mineral density and its standart deviation as parameters to evaluate osteoporosis. *JCAT* 1995; 19 (1): 111-116
- 82-Glüer C, Genant H.. Impact of bone marrow fat on accuracy of uantitative CT. *J Comput Assist Tomogr* 1989; 13: 1023-1035
- 83-Özaksoy D, Manisalı M, Akalın E, Şenocak Ö, Kovanlıkaya A. Osteoporoz tanisina yaklaşımda kemik mineral yoğunluğu standart sapma değerinin etkinliği. *Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi* 1996; 10 (2-3): 21-28
- 84-Guglielmi G, Grimston S, Fischer K, Pacifici R. Osteoporosis: Diagnosis with lateral and Posteroanterior Dual X-ray absorbsiometry Compared with Quantitative CT. *Radiology* 1994; 192: 845-850
- 85-Ross P, Genant H, Davis J, Wasnich R Predicting vertebral fracture incidence from prevelant fractures and bone density among nonblack, osteoporotic women. *Osteoporos Int* 1993; 3: 120-126
- 86-Grampp S, Jergas M, Lang P et al. Quantitative CT assessment of the lumbar spine and radius in patients with osteoporosis. *AJR* 1996; 167: 133-140
- 87-Grammp S, Lang P, Jergas M, et al. Assessment of the skeletal status by pheripheral QCT of the forearm: short-term precision in-vivo and comparison to dual x-ray absorpsiometry. *J Bone Miner Res* 1995; 10: 1566-1576
- 88-Hans D, Meunier P. Ultrasonic assessment of bone: a review. *Eur J Med* 1993; 2: 157-163
- 89-Kaufmann J, Einhorn T. Perspective: ultrasound assessment of bone. *Osteoporosis Int* 1993; 8:517-525

- 90-Laugier P, Giat Pi Berger G. Broadband ultrasonic attenuation imaging: a new imaging technique of the os calcis. *Calcif Tissue Int* 1994; 54: 83-86
- 91-Roux C, Fournier B, Laugier P et al. Ultrasound bone imaging: clinical evaluation of skeletal status. *Osteoporos Int* 1996; 6: 84
- 92-Funck C, Wuster C, Alenfeld F et al. Ultrasound velocity of the tibia in the normal German women and hip fracture patients. *Calcif Tissue Int* 1996; 58: 390-394
- 93-Stegman M, Heaney R, Recker R. Comparison of speed of sound ultrasound with single photon absorptiometry for determining odds ratio. *J Bone Miner Res* 1995; 10: 364-352
- 94-Mosekilde L. Normal age-related changes in bone mass, structure, and strength: consequences of the remodelling process. *Dan Med Bull* 1993; 40: 65
- 95-Synder B, Piazza S, Edwards W, Hayes W. Role of trabecular morphology in the etiology of age related vertebral fractures. *Calcif Tissue Int* 1993; 53(suppl): 14-22
- 96-Ford J, Wehrli F. In vivo quantitative characterization of trabecular bone by NMR interferometry and localized bone spectroscopy. *Mag Reson Med* 1991; 17: 543-551
- 97-Wehrli F, Ford J, Haddad J. Osteoporosis : clinical assessment with quantitative MR imaging in diagnosis. *Radiology* 1995; 196: 631-641
- 98- Lord S.R., Word J.A., Williams P., Zivanovic E.; The effects of a community exercise program on fracture risk factors in older women; *Osteoporosis Int.* 6(5); 361-367, 1996.
- 99- Shea B., Rosen C.J. Guyatt G., Cranney A., Tugwell P., Black D.; A meta analysis of calcium supplementation for the prevention of postmenopausal osteoporosis; *Osteoporosis Int.* 11(Suppl. 2); 114, 2000.
- 100- Dalsky C.P., et al.; Weight-bearing exercise training and lumbar bone mineral content in postmenopausal women; *Ann. Int. Med.* 108; 824, 1988.
- 101- Rockwell J.C., Sorensen A.M., Baker S., et al.; Weight training decreases cerebral bone density in premenopausal women. A Prospective Study; *J. Clin. Endocrinol Metab.* 71; 988-993, 1990.
- 102- Matkovic V., Ilich Z., Skugor M., Saraçoğlu M.; Primary prevention of osteoporosis; 595-627, Matkovic M.(ed.) *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North Amec.* W.B. Saunders Company, Philadelphia, 1995
- 103- Adachi J.d., Bensen W.G., Bell M.J., et al.; Salmon calcitonin nasal spray in the prevention of corticosteroid – induced osteoporosis; *Br. J. Rheumatol.* 36; 255-259, 1997.
- 104-Tıbbi Görüntüleme Teknikleri.com-TGT(2),Ders Notları; Radyasyon fiziği bölüm-

5(Selçuk üniversitesi ders notlarından alıntılanmıştır).

105-www.tumradder.com/FileUpload/.../radyolojifiziği_tamer_kaya.pdf-Tıp öğrencileri için temel radyasyon fiziği-Tamer Kaya

106-Tüm Radyoloji Teknisyenleri ve Teknikerleri Derneği-Ders notları-Bilgisayarlı tomografi-1 bt.pdf

107- Temel Radyoloji Fiziği (Türk Radyoloji Derneği İzmir şubesi eğitim sempozyumları, 2004-2005).RadioGraphics 2005; 25:1409 1428

108-Galanski M, Prokop M, van der Mole: Spiral and Multislice CT of the Body. Part 3: Image processing and display, p: 46-82. Stuttgart, Thieme, 2003

109-Gokce Kutsal Y: Osteoporoz. In Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Beyazova M, Gokce Kutsal

Y, Eds. Ankara, Guneş Kitabevi Ltd Şti, 2000, s. 1872-1893

110- Tuzun F, Akarırnak U, Dinc A: Osteoporozun Tanımı ve Sınıflandırılması. In Kemik ve Eklem Dekadında Osteoporoz Tuzun F, Akarırnak U, Dinc A, Eds. İstanbul, Aventis Pharma, 2002, s. 9-13

111- Jordan K, Cooper C: Epidemiyoloji of Osteoporosis. Best Pract Res Clin Rheumatol 16:795-806, 2002

112-Raisz LG PK: Epidemiology and Pathogenesis of osteoporosis. Clin Cornerstone 2:1-10, 2000

113- Eryavuz Sarıdoğan M: Osteoporoz Epidemiyolojisi. In Modern Tıp Seminerleri 19: Osteoporoz Gokce Kutsal Y, Ed. Ankara, Guneş Kitabevi Ltd. Şti., 2001, s. 6-21

114- Tanakol R: Fizyopatolojik Etmenler. In Osteoporozda Kemik Kalitesi Gokce Kutsal Y, Ed.

Ankara, Guneş Kitabevi Ltd. Şti., 2004, s. 3-70

115- Atatürk Üniversitesi,Tıp Fakültesi,Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları AD,Pediyatrik Endokrinoloji ve Metabolizma Bilim Dalı,Prof.Dr., Erzurum** Atatürk Üniversitesi Tıp

Fakültesi, Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı, Pediatrik Endokrinoloji ve Metabolizma Bilim Dalı, Erzurum Curr Pediatr 2006; 4

116-Correlation between Bone Mineral Density Measured by Dual-Energy X-Ray Absorptiometry and Hounsfield Units Measured by Diagnostic CT in Lumbar Spine

Sungjoon Lee

117- Bansal s.c. Comparison between the QCT and the DEXA Scanners in the Evaluation of BMD in the Lumbar Spine. BBJournal of Clinical and Diagnostic Research. 2011 August, Vol-5(4): 694-699ansal

118- Can osteoporosis or osteopenia be confidently suggested by femoral neck hounsfield units on computed tomography? Donald von Borstel, D.O., Stanley Handel, M.D. Department of Diagnostic Radiology at Oklahoma State University Medical Center, Tulsa, Oklahoma

119- CT Hounsfield Units for Assessing Bone Mineral Density – A Tool For Osteoporosis management. Paul A. Anderson MD; Joseph Schreiber MD

120- International Journal of Endocrinology Volume 2013 (2013), Article ID 895474, 5 pages <http://dx.doi.org/10.1155/2013/895474> Clinical Study

Comparison of QCT and DXA: Osteoporosis Detection Rates in Postmenopausal Women

Na Li

121- Presented at ASBMR Meeting 2013 Comparison of DXA and Quantitative CT Bone Mineral Density Measurement using Contrast Enhanced Scans at the Proximal Femur: Implications for Opportunistic Osteoporosis Screening

Alyssa Maciejewski

122- T.C.Milli Eğitim Bakanlığı Radyoloji kitabı.Kemik Mineral Dansitometri . 725TTT088 .Ankara