

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**YAPAY SİNİR AĞLARI VE DESTEK VEKTÖR MAKİNELERİ İLE
KEMİK ERİMESİNİN TEŞHİSİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Mustafa İSTANBULLU

Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı

Biyomedikal Mühendisliği Programı

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Sedef KENT PINAR

HAZİRAN 2013

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**YAPAY SİNİR AĞLARI VE DESTEK VEKTÖR MAKİNELERİ İLE
KEMİK ERİMESİNİN TEŞHİSİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Mustafa İSTANBULLU

504101407

Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı

Biyomedikal Mühendisliği Programı

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Sedef KENT PINAR

HAZİRAN 2013

İTÜ, Fen Bilimleri Enstitüsü'nün 504101407 numaralı Yüksek Lisans Öğrencisi **Mustafa İSTANBULLU**, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı “**YAPAY SİNİR AĞLARI VE DESTEK VEKTÖR MAKİNELERİ İLE KEMİK ERİMESİNİN TEŞHİSİ**” başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı : **Prof. Dr. Sedef KENT PINAR**
İstanbul Teknik Üniversitesi

Jüri Üyeleri : **Prof. Dr. Osman Nuri UÇAN**
İstanbul Aydın Üniversitesi

Yrd. Doç. Dr. İlker BAYRAM
İstanbul Teknik Üniversitesi

Teslim Tarihi : **22 Nisan 2013**
Savunma Tarihi : **7 Haziran 2013**

ÖNSÖZ

Bu tezin hazırlanmasında, tez danışmanlığını yapan sayın Prof. Dr. Sedef KENT PINAR'a, kullanılan verilerin temin edilmesini sağlayan sayın Prof. Dr. Osman N. UÇAN'a, tecrübelerinden yararlandığım Yrd. Doç. Dr. Rıfat BENVENİSTE'ye teşekkürü bir borç bilirim.

Hayatımın her anında sonsuz sevgilerini, maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen biricik anne ve babam Yasemin-İhsan İSTANBULLU'ya, hayatıma anlam katan kardeşlerim Çağrı ve Burak'a ve ihtiyacım olan anlarda yanımda olan tüm değerli dostlarıma en kalbi şükranlarımı ve minnettarlığımı sunarım.

Nisan 2013

Mustafa İSTANBULLU
(Elektrik-Elektronik Mühendisi)

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ.....	v
İÇİNDEKİLER	vii
KISALTMALAR	ix
ÇİZELGE LİSTESİ.....	xi
ŞEKİL LİSTESİ.....	xiii
ÖZET.....	xv
SUMMARY	xvii
1. GİRİŞ	1
1.1 Çalışmanın Amacı	1
1.2 Literatür Özeti	2
2. TIBBİ GÖRÜNTÜLEME	7
2.1 Medikal Görüntüleme Sistemleri Üzerine Genel Bakış	7
2.2 Başlıca Görüntüleme Sistemleri	7
2.3 Bilgisayarlı Tomografi	13
2.3.1 BT’de görüntü oluşturma nın matematiksel temelleri	15
2.3.1.1 Çizgi integrali ve izdüşüm	16
2.3.1.2 Fourier dilim teoremi	20
2.3.1.3 Geriye izdüşüm	22
2.3.1.4 Filtrelenmiş geriye izdüşüm	24
2.3.2 Bilgisayarlı tomografinin bölümleri.....	25
2.3.3 Bilgisayarlı tomografinin nesilleri	27
2.3.4 Bilgisayarlı tomografinin klinik uygulamaları.....	30
2.3.5 BT’de kısıtlamalar ve biyolojik etkileri	31
3. KEMİK ERİMESİ VE GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİ.....	33
3.1 Kemik Erimesi Nedir?.....	33
3.2 Kemik Görüntüleme Yöntemleri.....	35
3.3 Trabeküler Mikromimarinin Belirlenmesinde Kullanılan Yöntemler.....	37
4. MATERYAL VE METOT	41
4.1 Veri Seti ve Ön İşleme	41
4.1.1 Veri seti	41
4.1.2 Ortalama periyodogram yöntemi ve veri setinin filtrelenmesi	43
4.1.3 Veri setinin nicelendirilmesi	44
4.2 Dalgacık Dönüşümü	44
4.2.1 Sürekli dalgacık dönüşümü	45
4.2.2 Ayırık dalgacık dönüşümü	48
4.3 Temel Bileşen Analizi ile Boyut İndirgeme	50
4.4 Yapay Sinir Ağları	52
4.4.1 Biyolojik sinir ağları ile yapay sinir ağları arasındaki ilişki	53
4.4.2 Yapay sinir ağı hücresi.....	54
4.4.3 Yapay sinir ağı modelleri	56

4.4.4 Yapaysinir ağlarının eğitilmesi.....	57
4.4.5 Geriye yayılım algoritması.....	58
4.5 Destek Vektör Makineleri	60
4.6 Yöntem	63
5. BULGULAR	66
6. SONUÇ ve TARTIŞMA	70
KAYNAKLAR	72
ÖZGEÇMİŞ.....	80

KISALTMALAR

KMY	: Kemik Mineral Yoğunluğu
DSÖ	: Dünya Sağlık Örgütü
YSA	: Yapay Sinir Ağları
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
MRG	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
PET	: Pozitron Emisyon Tomografisi
SPECT	: Single Photon Emission Computerized Tomography
DEXA	: Dual Energy X-Ray Absorbtometry
TV	: Total Volume
BS	: Bone Surface
BV	: Bone Volume
SEM	: Sonlu Elemanlar Modeli
DVM	: Destek Vektör Makineleri
KZFD	: Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü
DD	: Dalgacık Dönüşümü
SDD	: Sürekli Dalgacık Dönüşümü
ADD	: Ayrık Dalgacık Dönüşümü
TBA	: Temel Bileşen Analizi

ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 2.1 : Elektromanyetik spektrumdaki bazı dalga tiplerinin özellikleri	8
Çizelge 2.2 : Bazı dokuların zayıflatma katsayıları.....	15
Çizelge 3.1 : Trabeküler doku yapısının sınıflandırılması.....	40
Çizelge 5.1 : Sınıflandırma sonuçlarının karşılaştırılması.....	69

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1: Röntgenomlarda görüntü oluşumu	9
Şekil 2.2: Ultrason yöntemi ile alınmış bebek görüntüsü.....	10
Şekil 2.3: MRG ile elde edilmiş bir görüntü	11
Şekil 2.4: Tüm vücut PET/SPECT görüntüleri.....	13
Şekil 2.5: Termal kamera ile çekilmiş aynı kişinin sağlıklı ve hastalıklı halleri.....	13
Şekil 2.6: Bir çift silindirik nesneden elde edilmiş olan iki adet izdüşüm	14
Şekil 2.7: Bir θ açısında rastgele bir nesne $f(x, y)$ ve izdüşümü $P_\theta(t)$	16
Şekil 2.8: Farklı açılardaki paralel izdüşümler.	17
Şekil 2.9: Tek bir nokta kaynaktan elde edilen yelpaze ışın izdüşümü	18
Şekil 2.10: Tek bir açıdan elde edilen sinogram görüntüsü.....	19
Şekil 2.11: Farklı açılar için sinogram görüntüsünün eldesi	19
Şekil 2.12: Shepp-Logan fantomundan farklı açılarda izdüşüm eldesi ve sinogram oluşturma.....	20
Şekil 2.13 Fourier dilim teoremi	22
Şekil 2.14: Geriye izdüşüm yöntemi	23
Şekil 2.15: İzdüşüm sayısının geriye izdüşüm görüntüsü üzerine etkisi	24
Şekil 2.16: Filtrelenmiş geriye izdüşümde kullanılan filtre fonksiyonları	25
Şekil 2.17: Filtrelenmiş geriye izdüşümün görüntü üzerine etkisi	25
Şekil 2.18: Bilgisayarlı tomografi sisteminin genel görünümü	26
Şekil 2.19: 1. Nesil bilgisayarlı tomografi.....	27
Şekil 2.20: 2. Nesil bilgisayarlı tomografi.....	28
Şekil 2.21: 3. Nesil bilgisayarlı tomografi.....	28
Şekil 2.22: 4. Nesil bilgisayarlı tomografi.....	29
Şekil 2.23: 5. Nesil bilgisayarlı tomografi.....	29
Şekil 3.1: Sağlıklı ve kemik erimesine maruz kalmış doku yapısı	34
Şekil 3.2: Kemik erimesine bağlı omurilik kırığı	34
Şekil 3.3: Mikro-BT ile elde edilmiş kesitsel önkol kemik görüntüsü.....	37
Şekil 4.1: Kemik görüntüsü üzerinden ilgilenilen bölgenin çıkarılması	42
Şekil 4.2: Tez çalışmasında kullanılan veri setinden örnek görüntüler	42
Şekil 4.3: Pencerelemiş Fourier dönüşümü için zaman-frekans grafiği.....	46
Şekil 4.4: Dalgacık dönüşümü için zaman-frekans grafiği.....	46
Şekil 4.5: İmgelere ayrık dalgacık dönüşümü uygulanması	49
Şekil 4.6: Üç seviyeli dalgacık dönüşümü.....	50
Şekil 4.7: İki boyutlu dalgacık dönüşümü, tek seviyeli ayrışım.....	50
Şekil 4.8: Biyolojik sinir hücresinin yapısı.....	53
Şekil 4.9: Temel bir yapay sinir hücresi modeli	54
Şekil 4.10: Bazı sık kullanılan aktivasyon fonksiyonları	56
Şekil 4.11: İleri beslemeli YSA yapısı	56
Şekil 4.12: Geri beslemeli YSA yapısı	57
Şekil 4.13: DVM’de giriş-çıkış uzayı.....	60

Şekil 4.14: Sınıfları birbirinden ayıran bazı hiper düzlemler	61
Şekil 4.15: Doğrusal sınıflandırıcı ve sınırlar.	63
Şekil 4.16: Kemik erimesi tanısı konuluş ve sağlıklı doku örnekleri	64
Şekil 4.17: Tez çalışmasında izlenen yöntem.....	64
Şekil 5.1: Kemik erimesine maruz kalmış gruptan ve kontrol grubundan alınan imgelerin ortalama periyodogramları.....	66
Şekil 5.2: Kemik erimesi hastasından, kontrol grubundan alınan veriler. Veri setine yüksek geçiren filtre ve niceleme işlemlerinin uygulanması	67
Şekil 5.3: Elde edilen öznelitliklerin dağılımı	67

YAPAY SİNİR AĞLARI VE DESTEK VEKTÖR MAKİNELERİ İLE KEMİK ERİMESİNİN TEŞHİSİ ÖZET

Büyük bir hızla süren bilimsel ve teknolojik ilerlemeler tıp sektörüne de yansımış ve bunun sonucu olarak ileri teknoloji ürünü tıbbi cihazlar üretilmeye başlamıştır. Bu cihazlar, hastalıkların teşhisinde ve tedavi sürecinin yönetilmesi konusunda doktorlar tarafından yaygın bir şekilde kullanılmaktadır.

Tıbbi görüntüleme sistemleri arasında yer alan ve vücuttan geçen X-ışınının ölçülmesi esasına dayanan bilgisayarlı tomografi cihazı; vücudun herhangi bir bölgesinin kesit görüntüsünü oluşturma kabiliyetine sahiptir. Yüksek konumsal çözünürlüğe ve doku kontrastına sahip olması sebebiyle doktorlar tarafından sıklıkla tercih edilen bir yöntem olmuştur. Bilgisayarlı tomografi cihazı, yapısı ve çalışma prensibi itibarıyla kemikli dokuların incelenmesinde, yumuşak dokulara oranla daha başarılıdır.

Dünya sağlık örgütünün yaptığı tanımlamaya göre kemik erimesi (aşırı kemik gözenekliliği), kemik mineral yoğunluğu azalmış ve mikromimarisi bozulmuş bir kemik hastalığıdır. Son yıllarda osteoporotik çatlama ve kırıklar toplum sağlığını tehdit eden en önemli problemlerden biri haline gelmiştir. 50 yaş ve üzerindeki kadınların menopoz sonrası dönemde bu sorunla karşılaşma oranları %30 seviyesinin üzerine çıkmaktadır. Kemik erimesi hastalığı için erken teşhis çok önemlidir. Eğer zamanında müdahale edilip tedavi aşamasına geçilmezse, hasta dokularda çatlaklara ve hatta kırıklara yol açmaktadır.

Bu tez çalışmasında, bahsedilen sorunlardan esinlenerek, bilgisayarlı tomografi görüntüleri üzerinden örüntü tanıma yöntemi ile kemik erimesi olan hasta dokuların sağlıklı dokulardan ayırt edilmesi amaçlanmıştır. Çalışmanın ana yapısında dalgacık dönüşümünden faydalanılarak öznitelikler elde edilmiştir. Temel bileşen analizi yardımıyla öznitelik sayısı azaltılmış, örüntü tanımlayarak hasta olabilecek kemik dokusu ile sağlıklı kemik dokusunu sınıflandırabilmek için yapay sinir ağları ve destek vektör makineleri yöntemlerinden faydalanılmıştır.

Sonuç olarak biyomedikal alanda yapılan çeşitli çalışmalarda sıkça kullanılan bu iki yöntemin başarısı karşılaştırılmış ve yapay sinir ağları ile yapılan sınıflandırmada %86 başarıyla erken dönem görüntülerine osteoporoz teşhisi konulabilmektedir. Destek vektör makineleri ile gerçekleştirilen sınıflandırmada ise doğruluk yüzdesi artırılarak %92.5 doğrulukta teşhis konulabilmektedir. Bu çalışmanın sonucunda alınmış olan başarılı sonuçlar kemik erimesi teşhisi için önemli bir katkı sağlamaktadır.

1. bölümde, çalışmanın amacı anlatılmış ve bu alanda yapılmış olan benzer çalışmalar incelenmiştir.
2. bölümde, tıpta kullanılan görüntüleme sistemlerinden kısaca bahsedilmiştir. Ayrıca bilgisayarlı tomografi sisteminin çalışma prensipleri detaylı olarak açıklanmış, kullanım alanları ve biyolojik etkilerine yer verilmiştir.

3. bölümde, kemik erimesi hastalığı üzerinde durulmuş, teşhiste kullanılan yöntemler ve konuyla ilgili bazı mühendislik problemleri detaylı olarak incelenmiştir.
4. bölüm tez çalışması kapsamında kullanılan yöntemlerin incelenmesinden oluşmuştur. Kullanılan veri setinden ve bazı ön işleme yöntemlerinden bahsedilmiş, dalgacık dönüşümü, temel bileşen analizi, yapay sinir ağları ve destek vektör makineleri detaylı olarak anlatılmıştır.
5. bölümde her iki yöntem kullanılarak elde edilmiş olan sonuçlar gösterilmiş ve son bölümde ise tüm sonuçlar yorumlanarak ilerde yapılması planlanan çalışmalardan bahsedilmiştir.

DIAGNOSIS OF OSTEOPOROSIS USING ARTIFICIAL NEURAL NETWORKS AND SUPPORT VECTOR MACHINES

SUMMARY

Technology and science develop rapidly and reflect themselves also in medical sector. Advanced technological medical devices are being produced following this. These devices are used widely by doctors in the diagnostic phase and during the management of treatment period.

Computerized tomography device ranked among the medical imaging systems and based on the assessment of X-rays passing through body, has the capability of generating cross-sectional image of a part of the body. Due to its high spatial resolution and tissue contrast, it has become a frequently-preferred method among doctors. Computerized tomography device due to the nature of its structure and functioning principles is more successful in examination of bone tissues than soft tissues.

According to World Health Organization, osteoporosis has been defined as a disease characterized by low bone mass and microarchitectural alterations of bone tissue, leading to enhanced bone fragility and consequent increase in fracture risk. In recent years, osteoporotic fractures or breaks have become one of the leading problems that threaten the health of society. Postmenopausal osteoporosis rate exceed 30 percent among females at the age of 50 and above. Early diagnosis is very important in osteoporosis. For beginning osteoporosis, bone loss can be slowed or prevented. A diet rich in calcium and vitamin D, or dietary supplements thereof, reduce risk of osteopenia and osteoporosis and strength-building exercise stimulates bone formation. If it is not treated or put under treatment in time, it causes cracks and even fractures in tissues with the disease.

The primary goal of the diagnostic procedures is to assess the degree of bone loss for a decision on possible treatment. Whereas calcium and vitamin D supplementation are widely recommended, the type and vigorousness of a possible exercise regimen strongly depends on the degree of bone deterioration. The use of drugs also depends on the diagnosis. In advanced stages of bone deterioration it is, therefore, crucial to establish the individual fracture risk.

The most common method of assessing bone strength is to monitor loss of bone mass by bone mineral densitometry. However, bone mineral densitometry is not the only factor involved in bone fragility and, therefore, in the individual risk of fracture. Indeed, considerable overlap occurs between bone mineral density values in patients with and without fractures. Other factors that influence bone strength include the bone turnover rate, bone microarchitecture, bone mass distribution, microlesion accumulation, bone crystal quality, collagen fiber quality, the degree of mineralization, and trabecular microarchitecture.

The focus of recent research has been three-pronged. On the treatment side, scientists are striving to understand the cellular mechanisms that determine the balance between bone-resorbing cells (osteoclasts) and bone-forming cells (osteoblasts), with the long-term goal to influence this balance in favor of bone formation. On the diagnostic side, researchers are striving to obtain information about the bone microarchitecture, because the combined measurement of bone density and microstructural parameters promise to improve the prediction of the fracture load and therefore the individual fracture risk. Finally, basic research efforts are aimed at understanding the complex biomechanical behavior of bone. In all three cases, imaging methods play a central role.

There is wide agreement that the averaging nature of the density measurement does not take into account the microarchitectural deterioration, and imaging methods that provide a prediction of the load-bearing quality of the trabecular network are actively investigated. Studies have shown that X-ray projection images, computed tomography (CT) images, and magnetic resonance images (MRI) contain texture information that relates to the trabecular density and connectivity.

In this study, it is aimed to distinguish between healthy tissues and diseased tissues with osteoporosis through pattern recognition method using computerized tomography images taken from Orleans Hospital. 39 women as controls aged 67.9 ± 9.87 standard deviation and 41 osteoporotic fractures cases aged 74 ± 10.81 standard deviation were enrolled in the study. All the patients filled out an osteoporosis risk questionnaire that included: age, personal and familial history of fracture, tobacco (yes or no), alcohol (yes or no), menopausal status, use of hormonal replacement therapy. Images were obtained on calcaneus with a direct digital computerized tomography device. The devices for the study were cross-calibrated. Focal distance was settled at 1.15 meters. X-ray parameters were 55kV and 20mAs for all patients. Scanning the heel permitted the selection of a similar measurement site (ROI) for each subject by using anatomical landmarks. These anatomical landmarks were localized by a physician, allowing a positioning of the region of interest $1.6 \times 1.6 \text{ cm}^2$.

The technique consists in four stages procedure. First, a high pass spatial frequency filter is applied to keep the essential information of the texture. The second step is the quantization of the gray level texture from 256 to 16 gray levels. In the main structure of study, image features were obtained through employment of wavelet transform. Mean and variance values of horizontal, vertical and diagonal directions are defined as features. The number of features is decreased from 6 to 2 by employing principle component analysis for each image. In the last step different models of classification are applied and compared with each other. Artificial Neural Networks and Support Vector Machines methods are used to classify healthy bone tissues and possible diseased bone tissues by pattern recognition. For artificial neural network classification, multilayer perceptron as structure and feed forward backpropagation algorithm as training method is used.

As a result, the success level of these two methods which are frequently employed in various studies in biomedical field, was compared. Diagnosis of osteoporosis under the classification done with artificial neural networks was realized with the success rate of % 86 in early period images. Support vector machines also proved % 92.5

success rate in correct diagnosis of the disease. The successful results obtained in this study, provide important contributions to the diagnosis of osteoporosis.

In the first chapter, the purpose of the study is explained and the similar studies conducted in this field are presented.

In the second chapter, imaging systems employed in medicine are briefly described and operation principles of computerized tomography system are explained in detail and also areas of its use and biological effects are included.

In the third part, osteoporosis is given special attention. Some engineering problems concerning this issue and some other methods used in diagnosis are examined in detail.

In the fourth chapter of the thesis, methods used in this dissertation are examined. Dataset and some pre-process methods together with Wavelet Transform, Principal Component Analysis, Artificial Neural Networks and Support Vector Machines are explained in detail.

In the fifth section, all the results obtained through use of both methods are presented. And in the last part includes interpretation of all findings and explanation of planned future studies.

1. GİRİŞ

Dokuların görüntüsü ve içyapısı, hastalıklı dokuları sağlıklı olanlardan ayırt etmek için bazı özel değişkenler içerir. Bu kapsamda hastalıkların teşhisi için uzmanlar, doku ve organların görüntülenmesine ihtiyaç duymuşlardır. Ancak vücut içerisinde ortaya çıkan hastalıklar ve doku farklılıkları gözle görülememektedir. Bu sebeple vücut dokularının görüntülenmesi amacıyla birçok görüntüleme sistemi geliştirilmiştir.

Vücudun içyapısını görüntüleme çalışmaları 1885 yılında William K.Roentgen'in X-ışınlarını keşfetmesine kadar uzanır. Tıbbi görüntüleme amacıyla, damar içine kateter yerleştirmekten, ağız yoluyla alınan boya maddelerine, radyoaktif madde enjekte etmekten, ultrases dalgalarının kullanımına kadar çok çeşitli sistemler mevcuttur. 1970'ler sonrasında bilgisayarlı tomografinin ve günümüzde manyetik rezonans görüntülemenin uygulamaya girmesiyle görüntüleme sistemleri en üst noktalara ulaşmıştır. Bu biyomedikal düzenlerden her birinin birbirlerine göre daha iyi görüntüleyebildiği dokular, üstün ve geri kalmış olduğu noktalar vardır.

1.1 Çalışmanın Amacı

Tıbbi görüntüleme sistemleri yıllardır vücut içi dokuların görüntülenmesinde, hastalıkların tanı ve teşhisinde doktorlara yardımcı olmak amacıyla kullanılmaktadır. Görüntülenecek olan dokuya uygun görüntüleme sistemi seçildikten sonra elde edilen görüntülerin yorumlanması doktorlar tarafından yapılmaktadır. Bu işlemin etkinliği çoğu zaman doktorun deneyimine ve mesleki becerisine bağlıdır. Ayrıca görüntülenmiş olan dokudaki olası bozukluklar hastalığın ilk evrelerinde gözle görülemeyecek kadar küçük olabilir. Hastalık belirtisi olan ve fark edilemeyen bu küçük doku düzensizlikleri ileride çok ciddi sonuçlar doğurabilir. Bu gibi problemlere çözüm olmak için birçok mühendislik uygulamaları geliştirilmiştir. Geliştirilen bu sistemler hastalık teşhisinde doğruluk ve hızın artmasına katkıda bulunurlar.

Böyle bir hastalığa örnek olarak genel kemik kütleinde azalmaya ve kemiğin bölgesel trabeküler yapısında bozukluklara neden olan kemik erimesi gösterilebilir. Bu tez çalışmasında bilgisayarlı tomografi görüntüleri üzerinden kemik erimesi tanısı yapabilmek için bir örüntü tanıma yapısı oluşturulmuştur. Bu amaçla, görüntüler çeşitli ön işleme yöntemleri ile analiz ortamına uygun hale getirildikten sonra öznitelik çıkarımı yapılmış ve elde edilen öznitelikler sınıflandırmaya tabi tutulmuştur.

1.2 Literatür Özeti

Günümüzde osteoporoz hastalığının teşhisinde çift enerjili X-ışın absorbsiyometresi (DEXA) kullanılarak yapılan ölçümler kabul görmektedir. Fakat, DEXA ile yalnızca bölgesel kemik mineral yoğunluğunun (KMY) ölçümü yeterli olamamaktadır. Örneğin kemik erimesine bağlı çatlak ve kırıkların olduğu hastalar incelendiğinde, bunların yarısının Dünya Sağlık Örgütünün (DSÖ) belirlediği eşik değerinin üstünde KMY'na sahip oldukları görülmektedir [1] [2]. Dahası, osteoporoz tedavisi başlatıldıktan sonra KMY'da çok küçük değişimler gözlemlenmektedir [3] [4].

DSÖ'nün yaptığı tanımlamaya göre osteoporoz (aşırı kemik gözenekliliği) sadece kemik mineral yoğunluğu azalmış değil aynı zamanda mikromimarisi de bozulmuş bir kemik hastalığıdır. Osteoporoz tanımına göre değerlendirme aşamasında sadece KMY yeterli değildir. Bu bilgiye ek olarak mikromimari değişkeni de eklenmelidir [5].

Literatürde kemik erimesi teşhisine yönelik birçok çalışma yapılmış ve halen daha etkili yöntemler bulunabilmesi için çalışmalar devam etmektedir. Yapılan çalışmalarda farklı yöntemler kullanılmıştır.

1970 yılında Singh ve arkadaşları [6], [7], medikal görüntüler üzerinde kemiğin özellikleri hakkında bilgi verebilecek yapılar ve bölgeler tanımlamıştır. Trabeküler kemik yapısının oransal kırılma analizi genellikle omurga ve kalça-uyluk kemiği üzerinden yapılır.

Majumdar ve arkadaşları [8], oransal kırılma analizini, tomografi görüntüleri üzerinden merkezden uzak trabeküler bölgeye uygulamışlardır.

Benhamou ve arkadaşları [9], trabeküler kemik yapısını karakterize edebilmek için görüntüler üzerine doku analizi uygulamışlardır. Osteoporotik kırık analizini, trabeküler kemik dokusu ve kemik mineral yoğunluğunu karşılaştırarak gerçekleştirmiş ve başarılı sonuçlar elde etmişlerdir.

Fritscher ve arkadaşları [10] tarafından, femur kemiklerinde bölgesel kemik özelliklerinin analizi için bilgisayarlı tomografi ve röntgen görüntüleri üzerinden model görüntü tabanlı bir yöntem önerilmiştir. Bu görüntüler üzerinden bölgesel kemik özellikleri değerlendirmesi yapabilmek için, şekil ve yoğunluk dağılımlarını birlikte kullanarak model görüntü oluşturulmuştur. Sistem hızını artırmak için bazı istatistiksel yöntemler yardımıyla boyut azaltma işlemi, uygulanmıştır. Geliştirilen algoritmalar 28 femur kemiği görüntüsü üzerinde test edilmiş, kemiğin biyomekanik parametrelerinin ve bölgesel kemik özelliklerinin tahmininde, kullanılan yöntemlerin yeterli olduğu gösterilmiştir.

Yapılan çalışmalar arasında görüntü analizinin yanında, bu analizler gerçek kemik dokusuyla da karşılaştırılmıştır. Lespessailles ve arkadaşları [11], trabeküler kemik görüntüleri üzerinde doku analizini gerçekleştirdikten sonra elde ettikleri sonuçları kadavralardan biyopsi sonucunda alınan doku örnekleriyle karşılaştırmışlardır. Bu karşılaştırma sonucunda, gerçek doku ile doku analizi sonuçları arasında yüksek benzerlik elde etmişlerdir.

Pothuau ve arkadaşları [12], iki boyutlu çatılmış trabeküler kemik görüntüleri ile bunların üç boyutlu karşılıklarını, porozluluk ve bağlantılılık gibi değişkenler üzerinden incelemişlerdir. Çalışmaları sonucunda bu göstergelerin üç boyutlu yapı için doğru sonuçlar verdiğini göstermişlerdir.

Sadece bilgisayarlı tomografi görüntüleri üzerinde değil, ultrases dalgaları kullanılarak da osteoporozun erken teşhisi çalışmaları yapılmıştır. Chen Yung-Fu ve arkadaşları [13], geniş band ultra ses dalgalarının zayıflama, hız ve sertlik indeksi gibi özelliklerini kullanarak kemik dokusunu karakterize etmeye çalışmışlardır. Aktif kontur modele (ACM) ve aktif şekil modeline (ASM) dayanan bir modifiye edilmiş kontur deforme edilebilir model (MCDM) önerilmiştir. MCDM ile elde edilen sonuçlar kemik mineral yoğunluğu ile karşılaştırılmış ve bu değerlerde önemli bir benzerlik elde etmişlerdir.

Proksimal femur kemiğinin kırılma kestirimi için yapılan çalışmalarda sonlu elemanlar yöntemi de yaygın olarak kullanılmıştır. Testi ve arkadaşlarının [14] yaptığı çalışmada, çift enerjili X-ışın absorbsiyometresinden proksimal femur kemiğinin iki boyutlu sonlu elemanlar modeli elde edilmiştir. Sonuçlar, kemik üzerinden gerilimölçer ile girişimsel yöntemlerle alınan değerlerle karşılaştırılmış ve kabul edilebilir sonuçlar gözlemlenmiştir.

Kemiklerde oluşabilecek kırık riskini öngörebilmek için en önemli değişkenlerden birisi de kemiğin gücünü ölçmektir. Bessho ve arkadaşları [15] çalışmalarında, proksimal femur kemiğinin gücünü ve yüzey gerilimlerini, bilgisayarlı tomografi tabanlı sonlu elemanlar yöntemini kullanarak ölçebilen bir benzetim modeli oluşturmayı ve elde edilen değerlerin doğruluğunu yeni kadavralardan alınmış örneklerle uygulanan yük testleriyle karşılaştırmayı hedeflemişlerdir. Çalışmadaki testler 11 kemik örneği üzerine uygulanmış ve elde edilen değerlerin benzetim modeli ile alınan sonuçlarla yüksek oranda örtüştüğü gösterilmiştir.

Hastalıkların teşhisi, örüntü tanıma yöntemleriyle de gerçekleştirilebilir. Bu tez çalışmasında olduğu gibi, yapay sinir ağları (YSA) son yıllarda örüntü sınıflandırmada en çok kullanılan yöntemlerden birisidir [16] [17].

Hilera ve arkadaşları [18], birçok medikal uygulamada olduğu gibi, yapay sinir ağlarını elektrokardiyogram analizinde kullanmışlardır. Benzer şekilde Ortiz [19] kalp krizinin önceden kestiriminde YSA tekniğini kullanmıştır. Yapılan bu çalışmalarda başarılı sonuçlar elde edilmiştir.

G. Lemineur [20] ve arkadaşları, YSA tekniğini 304 hasta üzerinde osteoporoz olanları kontrol grubundan ayırt etmek için kullanmışlardır. Çalışmalarında giriş değişkenleri olarak femoral boyun KMY, toplam vücut KMY ve L2L4 omurgası KMY'nu, ayrıca hastaların yaşlarını kabul etmişlerdir. Üç farklı YSA yapısında farklı giriş değişkenleri kullanarak yaptıkları çalışmalarında 81.66% doğrulukta sınıflandırmaya ulaşmışlardır.

Houam [21] ve arkadaşları, görsel olarak çok yüksek benzerlik gösteren, kemik erimesine maruz kalmış hasta ve sağlıklı dokuların ayırt edilmesinde yeni bir yaklaşım ortaya koymuşlardır. Yüksek benzerlik nedeniyle kolayca ayırt edilemeyen bu görüntüler üzerine uyguladıkları doku analizi yöntemleri, genel ve bölgesel doku

özelliklerinin birlikte kullanımını amaçlamıştır. Dokunun bölgesel özellikleri için, bölgesel ikili örüntüler yöntemini kullanmış, genel özellikleri için ise doku görüntülerinin farklı açılarda izdüşümlerini almışlardır. Çalışma sonucunda, hasta doku örnekleri sağlıklı olanlardan %91 oranında bir doğrulukla ayırt edilebilmiştir.

2. TIBBİ GÖRÜNTÜLEME

2.1 Medikal Görüntüleme Sistemleri Üzerine Genel Bakış

X-ışını keşfedilmeden ve görüntüleme teknikleri geliştirilmeden önce, canlı vücudunun içyapısını görüntülemenin dokuyu kesip açmaktan başka bir yolu yoktu. Bu durum 1895 yılında Wilhelm Conrad Roentgen'in X-ışınını keşfinden sonra son bulmuş ve bilim dünyasında yeni bir çağ açmıştır. Roentgen'in geliştirdiği sistem sayesinde iç organlar ve kemikler herhangi bir müdahaleye gerek kalmadan görüntülenebilecektir. Bu buluşu kendisine 1901 yılında Nobel fizik ödülünü kazandırmıştır [22].

Medikal görüntüleme, araştırmacıların klinik bilgiler elde etme konusundaki yeni buluş ve bakış açılarıyla 1970'lerden itibaren adım adım gelişmeye devam etmiştir.

Günümüzde klinik amaçlarla kullanılan tıbbi görüntüleme sistemleri beş temel tekniğe dayanmaktadır.

1. İnsan vücudundan geçirilen X-ışınının ölçülmesi,
2. Gönderilen ultrases dalgalarının farklı özelliklerdeki dokulardan yansıyarak geri dönmesi ve bu sinyallerin ölçülmesi,
3. Damara enjekte edilen radyoaktif maddelerden yayılan gama ışınlarının ölçülmesi
4. Vücuttaki hidrojen atomlarının yüksek manyetik alana maruz bırakılması esasına dayanan manyetik rezonans görüntüleme,
5. Termal görüntüleme teknikleri [23].

2.2 Başlıca Görüntüleme Sistemleri

Tıbbi görüntülemede kullanılan ilk yöntem X-ışınlarının kullanımudur. Genelde X-ışınları görünür ışık ile aynı özelliklere sahiptir. Her ikisi de elektromanyetik spektruma dahil olmakla birlikte X-ışınlarının dalga boyu daha kısa, enerjisi daha

yüksektir. X-ışınlarının elektromanyetik spektrumdaki yeri ve dalga boylarının görünür ışık ve diğer ışınlarla karşılaştırılması Çizelge 2.1’de gösterilmiştir.

Çizelge 2.1: Elektromanyetik spektrumdaki bazı dalga tiplerinin özellikleri [24]

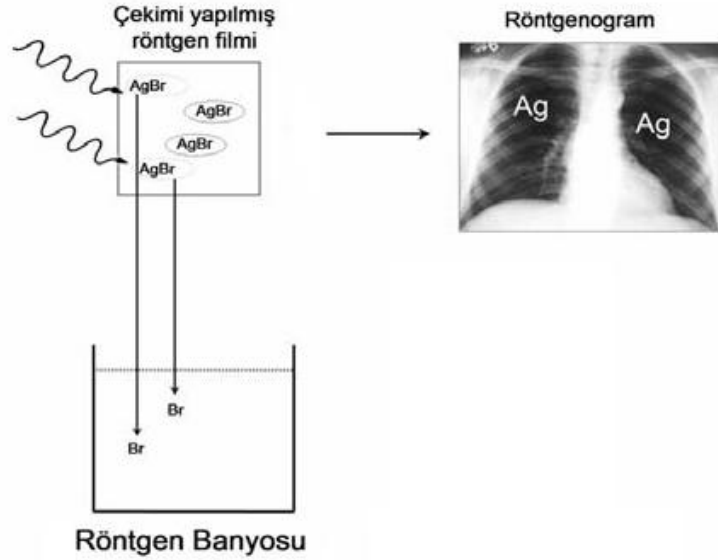
Dalga Tipi	Frekans Aralığı	Dalga Boyu
FM Radyo	88 – 108 Mhz	3,4 – 3 m
Televizyon	54 Mhz – 0.8 GHz	5.6 – 0.4 m
Mikrodalga	0.1 – 100 GHz	3 m – 3 mm
Kızılaltı	100 GHz – 400 THz	3 mm – 0.7 m
Görünür Işık	400 – 700 THz	0.7 – 0.4 m
Morötesi	1 – 100 PHz	300 – 3 nm
X - Işınları	100 PHz – 100 EHz	3 nm – 3 am
Gama Işınları	≥ 100 EHz	3 – 0 am

Şehir şebekesinden alınan alternatif akım transformatörlerle kuvvetlendirilir ve doğrultma işleminden geçirilerek doğru akıma çevrilir. Bu yüksek gerilim, havası boşaltılmış bir cam tüp içerisindeki katot ve karşısına yerleştirilmiş bir anot arasına uygulanırsa, katottan koparılan elektron anot uca doğru hızlanmaya başlar. Anoda çarpan elektron enerjisinin bir bölümünü ısıya ve diğer bölümü X-ışınına dönüştür [25].

X-ışını radyografi tekniği, bir kaynaktan yayılan X-ışınlarının görüntülenmek istenen dokudan geçirilerek diğer tarafta gümüş bromürle kaplı bir film üzerine düşürülmesi prensibine dayanır. Filme düşürülen X-ışınları gümüş bromür moleküllerinin bağlarını zayıflatır. Kimyasal bir çözeltide banyo edilen film, bağları zayıflamış olan bromür iyonlarından kurtulur ve gümüş iyonları havayla temas ettiğinde oksitlenerek kararır. Bu işlem Şekil 2.1’de gösterilmiştir. X-ışınları farklı dokulardan geçerken farklı zayıflamalara uğrayacağından diğer tarafta ölçülen ışın yoğunluğu ve buna bağlı olarak da filmde kararma miktarı farklı olacaktır. Böylece Röntgen görüntüsü oluşturulmuş olur. Film üzerindeki renk farklılıklarından yola çıkılarak farklı dokular ayırt edilebilmektedir [26].

X-ışını radyografide, basitçe görüntülenecek bölgenin düzlemsel izdüşümü alındığından, üst üste gelen dokular birbirinden ayırt edilemez. Örneğin, X-ışını soğurma oranı yüksek olan kemik dokusunun arkasında bulunan bir yumuşak doku

görüntülenemeyecektir. Bu sebeple, 3 boyutlu ya da kesitsel görüntülerin gerektiği durumlarda yine X-ışınlarını kullanan bir yöntem olan bilgisayarlı tomografi (BT) tekniğinden yararlanılmaktadır [26]. Bu tez çalışmasında kullanılan medikal görüntüler BT görüntüleri olduğu için bu yöntem ileriki bölümlerde daha detaylı olarak anlatılacaktır.



Şekil 2.1: Röntgenomlarda görüntü oluşumu

Geleneksel Röntgendeki gümüş bromür analog bir görüntüdür. Analog görüntüde gri renklerin değişimi kesintisizdir. Sayısal bir ölçek oluşturulursa analog bir görüntü sayısal görüntüye dönüştürülebilir. Bu işlem analog-sayısal dönüştürücülerle gerçekleştirilir. Günümüzde geleneksel röntgenlerin kullanımı çok azalmış, bunun yerini sayısal Röntgen cihazları almıştır.

Sayısal radyografide vücudu geçen X-ışınları detektör zinciriyle ya da görüntü plağının sayısallaştırılmasıyla saptanır ve görüntü bilgisayar aracılığıyla oluşturulur. Sayısallaştırmanın Röntgen filmini ortadan kaldırması arşivleme sorununa çözüm getirmektedir. Sayısal Röntgen geleneksel röntgene göre daha kolay işlemler içerir. Film banyo işlemi yoktur ve işlem süresi daha kısadır. Sayısal röntgende alınan ışının dozu azaltılmıştır.

Görüntüleme sistemlerinde kullanılan bir diğer teknik olan ultrases (ultrason), yüksek frekanslı ses dalgalarının görüntülenecek olan doku boyunca yayılması prensibine dayanır.

Ses, denge durumunda bulunan bir ortamda taneciklerin mekanik titreşimidir. İnsan kulağı, frekansı 20 Hz ile 20 kHz arasındaki dalgasal enerjiyi ses olarak algılayabilir. Frekansı 20kHz ile 1GHz arasındaki dalgalara ultrases denir. Elektromanyetik dalgaların aksine ses boşlukta iletilemez. Ses dalgaları ancak moleküler ortamlarda iletebilmektedir [27].

Ultrasonun temelini darbe-yansıma prensibi oluşturur. Görüntülemek istenen doku üzerine, vücutla temas halindeki prob vasıtasıyla üretilen bir ultrases darbesi gönderilir. Hedeften yansıyarak gelen ekolar yine aynı prob vasıtasıyla geri alınır. Ses dalgalarının yayılma hızı ortamın cinsi, yoğunluğu, sıcaklığı gibi faktörlere bağlı olduğundan, giden dalga ile yansıyan dalga arasındaki genlik farkı, gecikme ve faz farkı gibi bilgiler görüntü oluşturmada kullanılır. Geri alınan ekolar işlendikten sonra, gözle görülemeyen hedefle ilgili istenen bilgiler çıkarılabilir [23]. Ultrason görüntülemeye tipik olarak 1-10MHz arasındaki ses dalgaları kullanılır. Bu aralıktaki düşük frekans bandı (1-3 MHz) derinlerdeki dokuların görüntülenmesinde, yüksek frekans bandı ise (5-10 MHz) vücut yüzeyine daha yakın olan dokuların görüntülenmesinde kullanılır [26].

Ultrason görüntüleme tekniği çok hızlıdır ve kalp atışı gibi hareket eden dokuları aynı anda eşzamanlı olarak görüntüleyebilir. Radyasyon yaymadığı için çok güvenlidir ve insan vücuduna hiçbir zararı yoktur. Ayrıca taşınabilir, kolay uygulanabilir ve ucuz olması sebebiyle çok yaygın bir şekilde kullanılmaktadır [28].Şekil 2.2’de ultrason tekniğiyle elde edilmiş bir görüntü gösterilmiştir.



Şekil 2.2: Ultrason yöntemi ile alınmış bebek görüntüsü [29]

Bir diğer tıbbi görüntüleme sistemi, ilk görüntüleri 1973’te elde edilen ve P.Lauterbur-P. Mansfield’a 2003 yılında Nobel tıp ödülünü [30] kazandıran manyetik rezonans görüntülemedir (MRG). Özellikle yumuşak doku görüntüleme amacıyla çok yaygın olarak kullanılan MRG, vücuttaki hidrojen atomlarının yüksek

manyetik alana maruz bırakılması esasına dayanır. Bu görüntüleme tekniğinin temelinde hidrojen atomları olmasının sebebi, vücudun 60%'ının su içerikli olmasıdır (H_2O) [31].

MRG, farklı dokulardaki hidrojen atomlarının (su ve yağ içerikli) konumsal haritalamasını gösterir. Dokunun herhangi bir noktasındaki görüntü yoğunluğu, oradaki proton sayısına, dokunun akışkanlık, sertlik ve protein içeriği gibi fiziksel özelliklerine bağlı olarak değişir. Diğer görüntüleme yöntemleri ile karşılaştırıldığında MRG'nin iyonlaştırıcı radyasyon içermemesi, iki veya üç boyutlu görüntüleri oluşturabilmesi, yumuşak dokularda mükemmel bir kontrastının olması ve 1mm'nin altında bir konumsal çözünürlükle görüntü elde edebilmesi, bu görüntüleme sisteminin avantajları arasında gösterilebilir. Diğer taraftan BT ve ultrases ile karşılaştırıldığında görüntü oluşturma hızının yavaş olması (30-40 dk), vücut içerisinde mıknatıslanabilen bir malzemeden yapılmış implantın bulunması durumunda kullanılamaması ve maliyetinin çok yüksek olması eksi yönleri arasında gösterilebilir [32]. Şekil 2.3'te MRG ile alınmış bir medikal görüntü gösterilmiştir.



Şekil 2.3: MRG ile elde edilmiş bir görüntü [33]

Manyetik rezonans görüntüleme, bilgisayarlı tomografi ve ultrases gibi yöntemler organların anatomik yapıları ile ilgili ayrıntılı bilgilerin elde edilmesinde tıbbi alanda çokça kullanılmaktadır. Fakat bazen organların anatomik görüntülerinden çok fizyolojik görüntülerine de gereksinim duyulmaktadır. Böyle görüntüler, biyolojik özellikleri bilinen moleküllerle bağlanmış radyoizotoplardaki gecikmenin görüntülenmesiyle elde edilirler. Radyonüklid görüntülemenin amacı, bir hastaya damardan zerk edilerek ya da soluma yoluyla radyoaktif madde verildikten sonra,

vücut içersinde bu radyoaktif madde ile işaretlenen organ ya da organlardaki dağılımın görüntüsünü elde etmektir. Bu işlem, radyoaktif maddeden gelen ışınların, hastanın dışında farklı bölgelere yerleştirilmiş detektörler tarafından algılanması ile yapılmaktadır. Bu uygulama için en uygun ışın olarak, yaklaşık 50-400 keV'luk bir enerji aralığına sahip gama ışınları seçilmiştir [23].

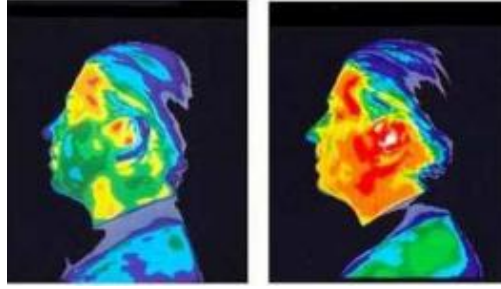
Bu yöntemi kullanan yöntemler olan pozitron emisyon tomografisi (PET) ve tek foton emisyon bilgisayarlı tomografi (SPECT) temelde aynı prensibe göre çalışmakla birlikte aralarındaki temel fark, pozitron emisyon tomografisinde kullanılan radyonüklid pozitron ışıması yaparken, tek foton emisyon bilgisayarlı tomografide gama ışımasının yapılmasıdır. Bu iki yöntemin diğer yöntemlerden temel farkı, organların anatomik değil fizyolojik durumu hakkında bilgi edinilmesidir.

Nükleer tıp ile radyoloji arasındaki temel fark, nükleer tıpta kaynak olarak X-ışını yerine, radyoaktif madde enjekte edilmiş organlardan yayılan gama ışınlarının kullanılması ve kaynağın incelenen organın bizzat kendisi olmasıdır. Diğer önemli fark ise nükleer tıpta radyoaktif maddenin hastada biyokimyasal olarak aktif olan materyallere bağlanabilmesi ve böylece organların işlevsel durumlarının görüntülenebilmesidir [34]. Şekil 2.4'te PET ve SPECT yöntemleriyle alınan görüntülere yer verilmiştir.

Tıbbi amaçlı olarak kullanılan görüntüleme sistemlerinden biri de ısı (termal) görüntülemedir. Termal görüntüleme, dalga boyu 0.7μ 'dan daha uzun, mikrodalgadan daha kısa olan kızılaltı (infrared) ışımaya dayanır. İnsan vücudu kızılaltı bölgede ışıma yapabildiğinden, bu ışımaları görüntüleyebilen detektörler kullanılarak farklı oranlarda ışıma yapan bölgeler ayrıştırılabilir [23]. Şekil 2.5'te bu yöntemle elde edilen, aynı kişinin sağlıklı ve hastalıklı halleri gösterilmiştir.



Şekil 2.4: Tüm vücut PET/SPECT görüntüleri [35]



Şekil 2.5: Termal kamera ile çekilmiş aynı kişinin sağlıklı ve hastalıklı halleri [36]

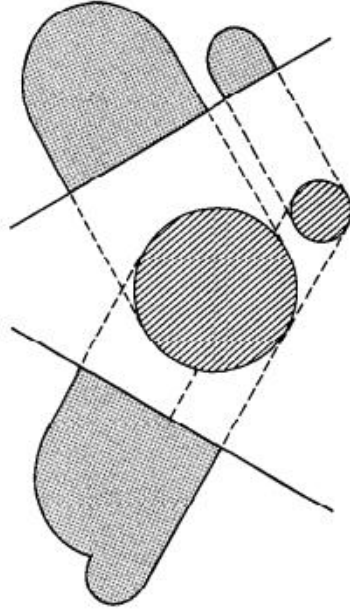
2.3 Bilgisayarlı Tomografi

Tomografi, farklı yönlerden gönderilerek vücuttan geçirilen X-ışınlarının ölçülmesi esasına dayanan bir kesitsel görüntüleme yöntemidir. Bu yöntem geliştirildiğinde, doktorlar güvenli ve alternatifsiz bir şekilde hastaların iç organlarını görüntüleyebildiğinden, bilgisayarlı tomografi (BT), tıbbi teşhiste devrimsel bir yenilik olmuştur.

X-ışınlarının kullanıldığı ilk medikal uygulama, dokuların X-ışınları zayıflatma katsayılarını kullanarak oluşturulan görüntülerdir. Bazı vücut yapıları X-ışınlarını diğer kesimlere göre daha az geçirirler. Bu tutulum X-ışınları fotonlarının dokuyu geçerken karşılaştıkları elektron sayısı ile doğru orantılıdır. X-ışınının yolu üzerindeki elektron sayısını belirleyen ölçütlerden birincisi dokuyu oluşturan maddelerin atom numaralarıdır. Atom numarası proton sayısına, dolayısıyla elektron sayısına eşittir. Atom numarası arttıkça elektron sayısı artacak ve X-ışınları daha

fazla tutuluma uğrayacaklardır. Elektron sayısını belirleyen ikinci ölçüt dokunun yoğunluğudur. Atomlar arasındaki mesafe gazlarda çok fazladır, dolayısıyla elektron yoğunluğu düşüktür. Katılar gazlardan daha fazla X-ışını tutarlar. Bu sebeple yüksek oranda hava içerdiğinden dolayı akciğerler Röntgen filminde kaslardan daha koyu renkte görüneceklerdir. Son olarak doku kalınlığı arttıkça X-ışını fotonlarının karşılaşacağı elektron sayısı da artar. Elektron yoğunluğu aynı olan iki yapıdan kalın olanı daha fazla X-ışını tutar.

Temel olarak tomografik görüntüleme, izdüşümlerden elde edilen görüntünün geri çatılmasıyla ilgilenir. Genel tabirle, bir açı boyunca izdüşüm, Şekil 2.6’da görüldüğü gibi, görüntünün o açı doğrultusundaki belirli bir değişkene göre çizgisel integralinin alınmasıyla bulunur. Burada ilgilenilen değişken X-ışınlarının dokulardan geçerken uğradıkları zayıflamalar yani tutulumlarıdır. Bilgisayarlı tomografinin, çalışma prensibi ve görüntülerin nasıl oluşturulduğu sonraki bölümlerde ayrıntılı olarak anlatılacaktır.



Şekil 2.6: Bir çift silindirik nesneden elde edilmiş olan iki adet izdüşüm [37]

Matematiksel açıdan bakıldığında, bir fonksiyonu izdüşüm verileri üzerinden yeniden yapılandırma problemi, 1917’de Radon tarafından yayınlanan makaleye [38] [39] dayansa da, bilgisayarlı tomografinin günümüzdeki kullanımının temelleri, Hounsfield’in 1979’da kendisine Nobel ödülü kazandıran “X-ışınlı bilgisayarlı tomografik tarayıcı” buluşuyla atılmıştır [40]. Hounsfield bu ödülü kendisinden

bağımsız olarak bazı algoritmaları geliştiren Allan Cormack ile paylaşmıştır. Yapmış oldukları bu çalışmalar, yüksek çözünürlüklü kesitsel görüntülerin çok yüksek bir doğrulukta elde edilebileceğini kanıtlamıştır. Günümüzde şimdiye kadar bir milyondan fazla bilgisayarlı tomografi çekildiği tahmin edilmektedir [37].

Bilgisayarlı tomografide amaç, vücudun her bir tarafından (360 derece) geçen X-ışınlarının zayıflamasıyla orantılı olarak elde edilen izdüşümlerden vücudun kesit görüntüsünü elde etmektir. Görüntüyü bir matris biçiminde düşünecek olursak, bu matrisin (256x256 veya 512x512) elemanları vücudun istenilen kesitindeki dokuların soğurma katsayıları (μ) ile orantılı olacaktır. Bu katsayılar (hk: Hounsfield katsayıları), suyun zayıflatma katsayılarına karşı göreceli olarak diğer yapıların (kemik, kas vs.) katsayılarıdır. Suyun ve bazı dokuların zayıflatma katsayıları ve bunların nasıl hesaplandığı aşağıda gösterilmiştir.

$$hk = 1000 \cdot \frac{\mu - \mu_{su}}{\mu_{su}} \quad (2.1)$$

Çizelge 2.2: Bazı dokuların zayıflatma katsayıları

Doku	hk Değeri	Doku	hk Değeri
Kemik	1000	Beyin	43-46
Karaciğer	40-60	Kan	40
Yağ	-100,-50	Hava	-1000

Hounsfield'in bu buluşu tomografik görüntülemeye bir kırılma noktası olmuş ve daha sonra bu alanda çok büyük gelişmeler meydana gelmiştir. Bu çalışmayı, Ramachandran ve Lakshminatayanan tarafından geliştirilen konvolüsyon-geriye izdüşüm algoritması [41] ve daha sonra buna benzer bir çalışmayla Shepp ve Logan [42] izlemiştir. Sonradan geliştirilen bu algoritmalar, geri çatma süresini nispeten düşürmüş ve daha doğru sonuçlar elde etmiştir. Sonuç olarak bu çalışmalar ışığında, 256x256 ya da 512x512 boyutlarında tomografik görüntüler elde edebilen sistemler geliştirilmiştir. [37]

2.3.1 BT'de Görüntü Oluşturmanın Matematiksel Temelleri

Bu bölümde bilgisayarlı tomografinin matematiksel temellerinden bahsedilecek ve bir nesnenin izdüşüm bilgilerinden kesitsel görüntünün nasıl oluşturulduğu

$$x \cos \theta + y \sin \theta = t \quad (2.2)$$

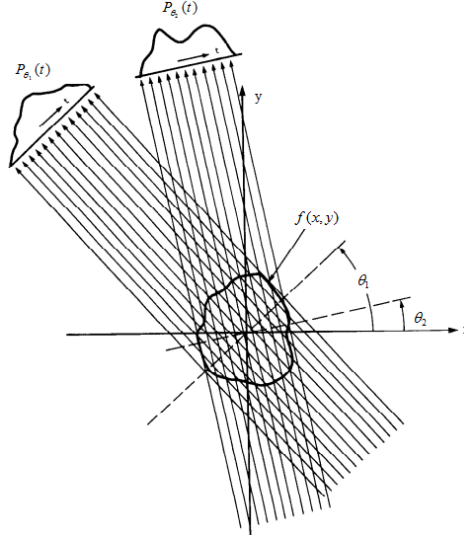
olarak elde edilir. Denklem 2.2'deki eşitlik çizgi integralini tanımlamak için kullanılabilir.

$$P_{\theta}(t) = \int_{(\theta,t)\text{çizgi}} f(x,y) ds \quad (2.3)$$

Bu denklem delta fonksiyonu kullanarak yeniden düzenlenirse;

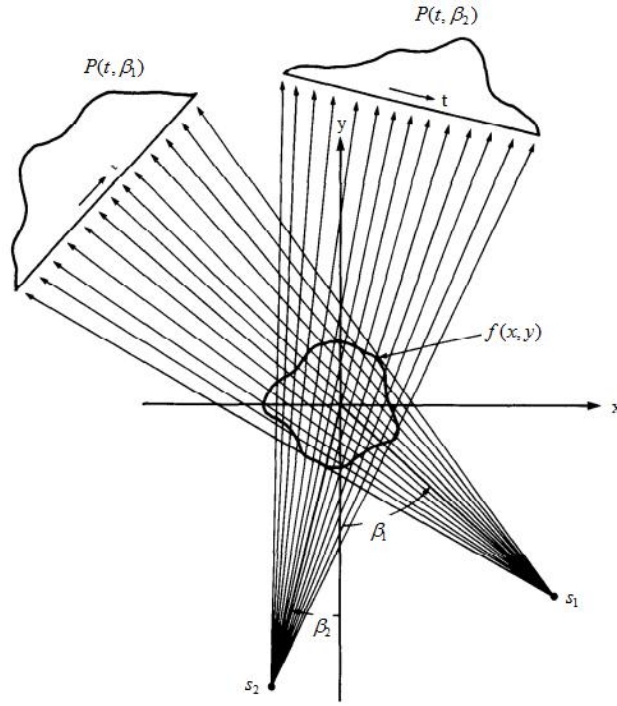
$$P_{\theta}(t) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x,y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - t) dx dy \quad (2.4)$$

halini alır. Burada $P_{\theta}(t)$ fonksiyonu $f(x,y)$ fonksiyonunun Radon dönüşümü olarak adlandırılır. Bir izdüşüm bilgisi, birden fazla çizgi integralinin alınıp birlikte kullanılmasıyla oluşturulur ve en basit şekilde, Şekil 2.8'de görüldüğü gibi paralel X-ışınlarının integralinin alınmasıyla elde edilir. Bu işlem paralel izdüşüm olarak adlandırılır. Örneğin, hareket eden bir X-ışın kaynağı ve nesnenin diğer tarafında paralel çizgiler boyunca yerleştirilmiş detektör dizisi tarafından ölçülebilir.



Şekil 2.8: Farklı açılardaki paralel izdüşümler [44].

Başka bir izdüşüm elde etme yöntemi ise tek bir X-ışın üreticinin detektörlere göre sabit bir noktaya konulmasıyla elde edilmesidir. Bu yöntem Şekil 2.9'da gösterilmiştir ve yelpaze şekline benzediği için yelpaze ışın izdüşümü olarak adlandırılır. Burada izdüşüm bilgileri paralel ışınlar üzerinden değil, yelpaze şeklindeki ışınlar boyunca elde edilen zayıflamalardan oluşturulur.



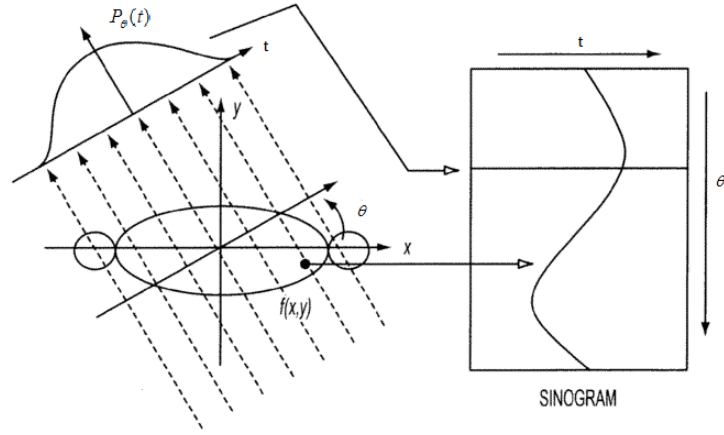
Şekil 2.9: Tek bir nokta kaynaktan elde edilen yelpaze ışın izdüşümü [44]

Radon dönüşümü, matris formatında temsil edilen görüntüdeki zayıflatma katsayılarından izdüşüm bilgilerinin elde edilmesinde kullanılır.

$$\mu(x, y) \rightarrow P(t, \theta) \quad (2.5)$$

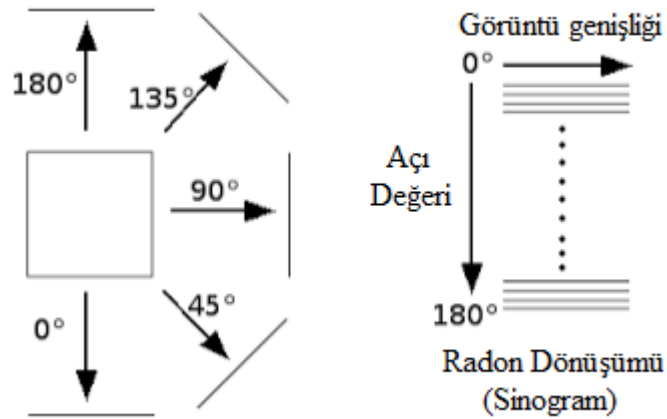
İki boyutlu görüntüler üzerinden farklı açılardan alınan izdüşümler sonucunda tek boyutlu bilgiler elde edilmiş olur. Farklı açılarda, yani her bir θ değeri için alınan tek boyutlu izdüşümlerin toplanmasıyla elde edilen iki boyutlu görüntüye sinogram adı verilir.

$P_\theta(t)$ herhangi bir θ açısı için elde edilmiş bir boyutlu izdüşüm olsun. Burada θ dönme açısına ve t ise θ açısındaki orijine olan dik uzaklığı göstermektedir. Şekil 2.10'da tek bir açıda elde edilmiş sinogram gösterilmiştir.



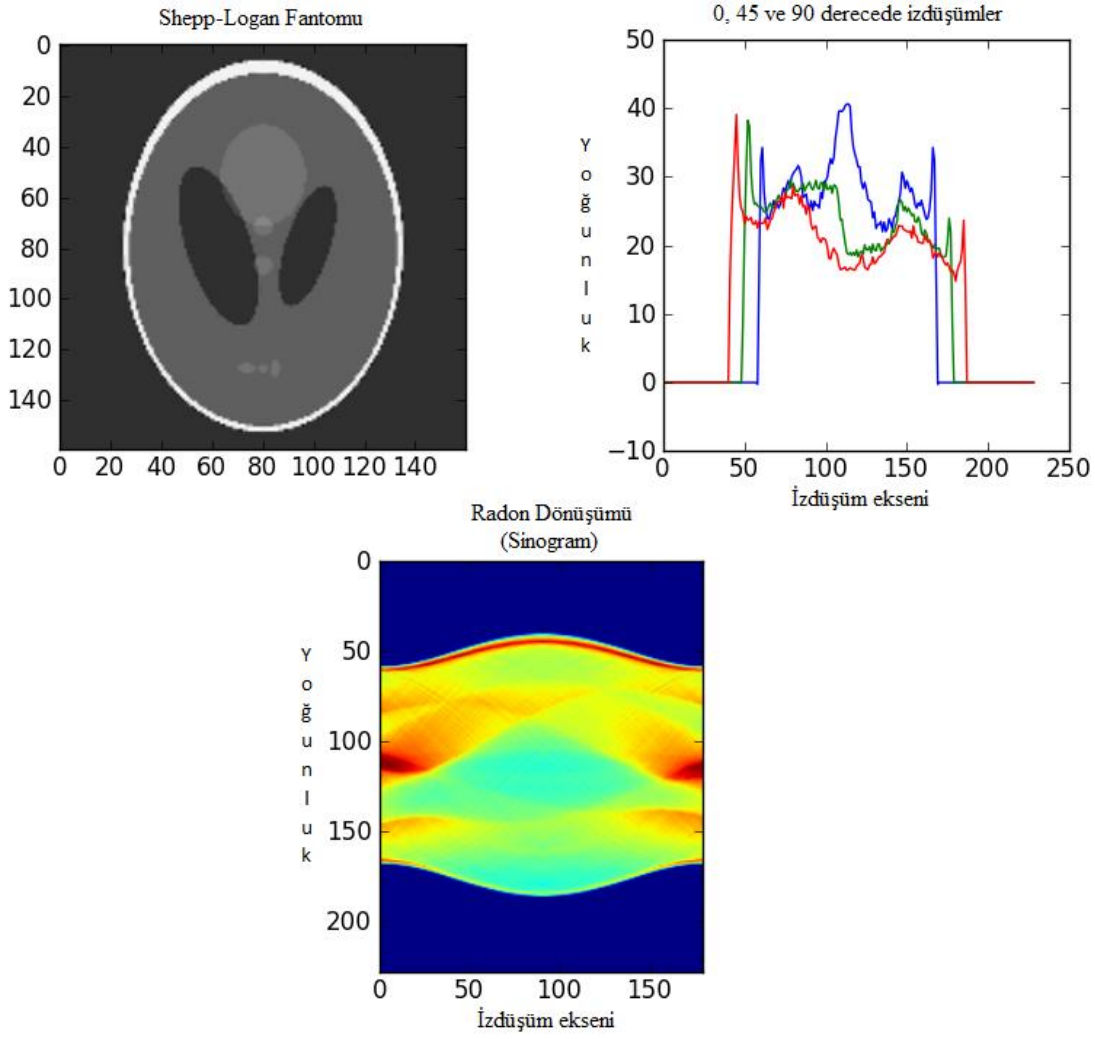
Şekil 2.10: Tek bir açıdan elde edilen sinogram görüntüsü [45]

Eğer farklı açı değerlerinde elde edilen izdüşümler toplanacak olursa, görüntü oluşturmak için geriçatma işlemine tabi tutulacak olan sinogram görüntüsü elde edilir. Farklı açılar için sinogram oluşturma işlemi Şekil 2.11’de gösterilmiştir.



Şekil 2.11: Farklı açılar için sinogram görüntüsünün eldesi [46]

Günümüzde bilgisayar simülasyonlarının birçoğu, Şekil 2.12’de gösterilmiş olan, kullanım kolaylığından ve geriçatma algoritmalarında doğru sonuçlar üretilbildiğinden dolayı Shepp-Logan fantomu üzerinde gerçekleştirilmektedir. Burada 0,45 ve 90 dereceler için elde edilen izdüşümlerden sinogram görüntüsü oluşturma simülasyonu gösterilmiştir. Uygulama MATLAB programlama dili kullanılarak gerçekleştirilmiş olup sonuçları yine Şekil 2.12’de gösterilmiştir. Burada elde edilen sinogram, geriçatma algoritmaları anlatıldıktan sonra görüntü oluşturmak için kullanılacaktır.



Şekil 2.12: Shepp-Logan fantomundan farklı açılarda izdüşüm eldesi ve sinogram oluşturma

2.3.1.2 Fourier Dilim Teoremi

Fourier dilim teoremi, paralel izdüşümlerin $P(t, \theta)$, tek boyutlu Fourier dönüşümünün alınmasıyla elde edilir ve bu iki boyutlu orijinal nesnenin Fourier düzleminde θ açısına denk gelen dilimine eşittir. Başka bir deyişle izdüşümlerin Fourier dönüşümü iki boyutlu bölgedeki katsayılarla eşit olacaktır. Böylece, orijinal nesneyi tahmin etmek yani görüntüyü oluşturmak, izdüşüm bilgileri üzerinden iki boyutlu ters Fourier dönüşümünün alınmasıyla mümkün hale gelecektir [37].

Orijinal nesnenin iki boyutlu Fourier dönüşümü tanımlanırsa;

$$F(u, v) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-j2\pi(ux+vy)} dx dy \quad (2.6)$$

Benzer şekilde bir θ açısında elde edilen $P_\theta(t)$ izdüşümünün Fourier dönüşümü;

$$S_\theta(w) = \int_{-\infty}^{\infty} P_\theta(t) e^{-j2\pi wt} dt \quad (2.7)$$

olacaktır. Fourier dilim teoremi, $\theta = 0$ açısında alınan izdüşümle basitçe anlatılabilir. Öncelikle nesnenin Fourier bölgesinde bir çizgi boyunca alınan dönüşümünde $v = 0$ olarak kabul edelim. Böylece Fourier dönüşümü,

$$F(u,0) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x,y) e^{-j2\pi ux} dx dy \quad (2.8)$$

halini alacaktır. Denklem y değişkenine bağlı olmadığı için iki parçaya ayrılabilir.

$$F(u,0) = \int_{-\infty}^{\infty} \left[\int_{-\infty}^{\infty} f(x,y) dy \right] e^{-j2\pi ux} dx \quad (2.9)$$

Paralel izdüşümün tanımından yola çıkılarak, parantez içindeki terimin sabit bir x boyunca izdüşüme eşit olduğu görülür.

$$P_{\theta=0}(x) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x,y) dy \quad (2.10)$$

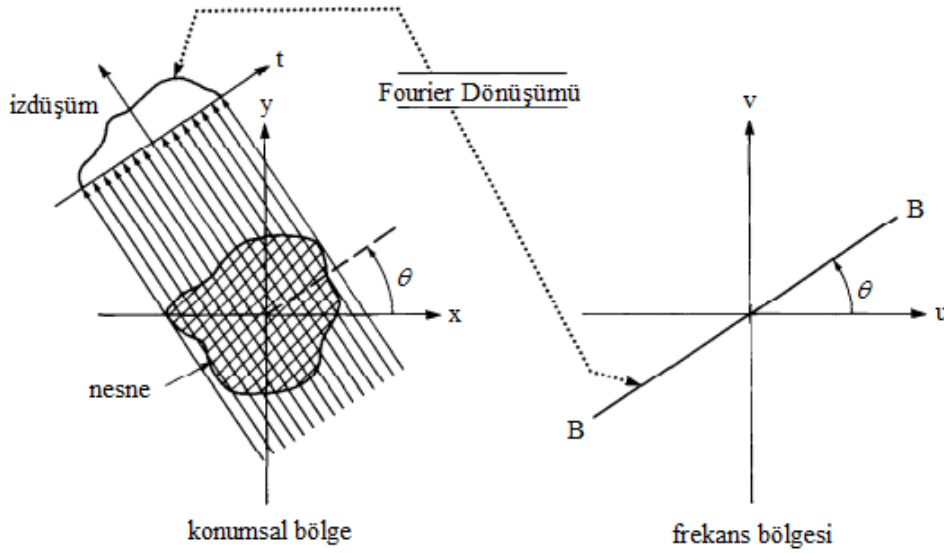
Denklem 2.9 bu bilgiye göre yeniden düzenlenirse,

$$F(u,0) = \int_{-\infty}^{\infty} P_{\theta=0}(x) e^{-j2\pi ux} dx \quad (2.11)$$

Denklem 2.11'e göre eşitliğin sağ tarafındaki terim $\theta=0$ açısındaki izdüşümün Fourier dönüşümüne eşittir. Böylece izdüşümler ile nesne fonksiyonunun iki boyutlu Fourier dönüşümü arasındaki ilişki aşağıdaki gibi olacaktır.

$$F(u,0) = S_{\theta=0}(u) \quad (2.12)$$

Daha açık ifadelerle, nesnenin $f(x,y)$, bir θ açısındaki paralel izdüşümünün Fourier dönüşümü, iki boyutlu dönüşümün $F(u,v)$, aynı θ açısındaki tek bir dilimine karşılık gelmektedir. Şekil 2.13'te görüldüğü gibi, $P_\theta(t)$ 'nin Fourier dönüşümü $F(u,v)$ 'nin BB çizgisi boyunca değerlerine eşittir.



Şekil 2.13 Fourier dilim teoremi [47]

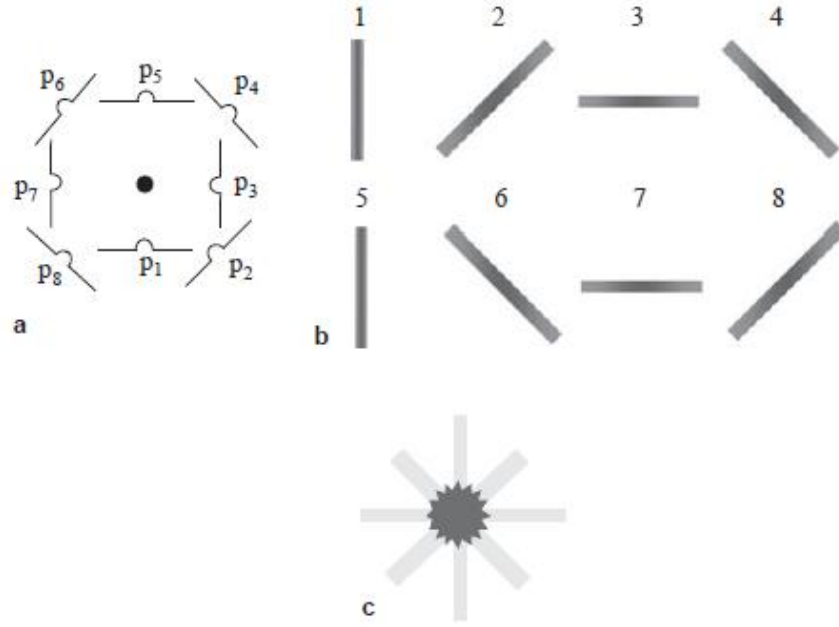
Fourier dilim teoreminin en basit gösterimi bu şekildedir. Bu sonuçların, nesne ile koordinat sisteminin oryantasyonundan bağımsız olarak elde edildiği göz ardı edilmemelidir [37].

2.3.1.3 Geriye İzdüşüm

Görüntüleme yöntemlerinden BT, PET ve SPECT’de görüntü oluşturmak için bir boyutlu izdüşüm bilgileri üzerinden iki boyutlu bir imgenin geriçatılması gerekmektedir. Bir önceki bölümde anlatıldığı üzere, görüntülenecek nesnenin tek boyutlu izdüşümleri detektörler aracılığıyla hesaplanabilmektedir. Genelde $0-360^\circ$ arasında, x eksenine ile her bir θ açısında bir detektör bulunur. Böylece her θ açısında bir izdüşüm elde edilmiş olur, $P(t, \theta)$. Bilgisayarlı tomografide geriçatılacak kesitsel görüntü, X-ışını zayıflama katsayılarına bağlı olarak belirlenen Hounsfield katsayılarına bağlı olarak oluşturulur.

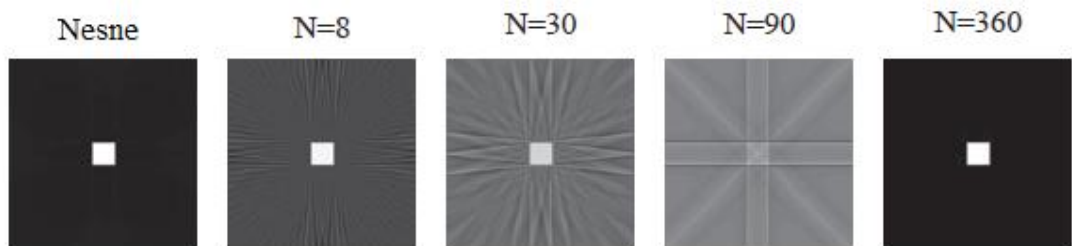
Geriye izdüşüm yöntemiyle görüntü oluşturulurken, tüm izdüşüm bilgileri elde edildikten sonra, her bir piksel değeri (izdüşümler), eşit oranda ağırlıklandırılır. Bu işlem tüm izdüşümler için gerçekleştirilir ve görüntü oluşturmak için tüm piksel yoğunlukları toplanır. Buna bir örnek Şekil 2.13’te gösterilmiştir. Buradaki nesne içeriği düzgün dağılımlı bir silindir olarak kabul edilmiştir. P_1 izdüşümü $\theta = 0^\circ$ ’de, P_2 izdüşümü $\theta = 45^\circ$ ’de ve P_3 izdüşümü $\theta = 90^\circ$ ’de alınarak P_8 ’e kadar elde edilmiştir. Böylece her bir açı değeri için izdüşüm bilgileri alınmış ve her biri Şekil

2.13(b)'de gösterildiği gibi eşit şekilde ağırlıklandırılmıştır. Bu izdüşümlerin her birinin toplanmasıyla elde edilen görüntü Şekil 2.13(c)'de gösterilen geri izdüşüm görüntüsüdür [48].



Şekil 2.14: Geriye izdüşüm yöntemi. (a) Her 45° 'de izdüşümü alınan düzgün yoğunluk dağılımlı silindirik nesne. (b) 8 adet izdüşümün, koyu gösterilen bölgeler sinyal yoğunluğu daha fazla olacak şekilde gösterimi (c) (b)'de gösterilen imgelerin toplanmasıyla elde edilen geriye izdüşüm işlemi.

Şekil 2.13(c)'de elde edilen geriye izdüşüm görüntüsünde yıldız şeklinde bir bozukluğun olduğu görülmektedir. Buradaki bozukluk görüntü elde edilirken alınan izdüşüm sayısına bağlı olarak değişmektedir. Alınan izdüşümlerin sayısı arttıkça, geriye izdüşüm görüntüsünde oluşacak olan bozukluk önemli oranda azalacaktır. Buna karşın az sayıda izdüşüm bilgisinin kullanılması ise geriye izdüşüm görüntüsünde oluşacak hatayı artıracaktır. Elde edilen izdüşüm sayısının görüntüye olan etkisi Şekil 2.14'te gösterilmiştir. Burada N izdüşüm sayısına karşılık gelmektedir.



Şekil 2.15:İzdüşüm sayısının geriye izdüşüm görüntüsü üzerine etkisi

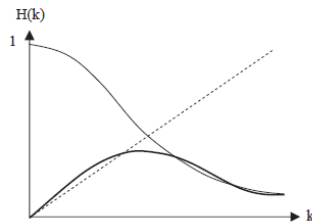
2.3.1.4 Filtrelenmiş Geriye İzdüşüm

Geriye izdüşüm yönteminin neden olduğu görüntü bozuklukları Şekil 2.13 ve Şekil 2.14'te gösterilmiştir. Bu problemin üstesinden gelebilmek için elde edilen izdüşüm sayılarının artırılması gerekir fakat bu işlemin görüntüde bulanıklaşmaya yol açacağı göz ardı edilmemelidir. Yapılan çalışmalar sonucunda her bir izdüşüme, geriye izdüşüm görüntüsü oluşturulmadan önce uygun filtrenin uygulanmasıyla bulanıklaşma etkisinin azaltılabileceği gösterilmiştir [49]. İzdüşümler üzerine uygulanacak olan bu filtreler matematiksel olarak konvolüsyon işlemiyle gerçekleştirilir. Aşağıdaki denklemde $h(t)$ ile gösterilen terim filtre fonksiyonunu temsil etmektedir.

$$P'(t, \theta) = P(t, \theta) * h(t) \quad (2.13)$$

Pratik bir bakış açısıyla filtrelenmiş geriye izdüşüm sürecinin olabildiğince kısa sürede hesaplanabilmesi gerekir. Çünkü eğer hasta cihaz içersindeyken gerçek zamanlı bir görüntüleme yapılabilirse, hastalık için daha etkin ve interaktif bir planlama yapılabilir. Fakat izdüşümlerin filtrelenmesi konvolüsyon işlemiyle yapılırsa, sisteme matematiksel olarak çok fazla yük bindirecek ve işlem süresinin artmasına sebep olacaktır. Bu sebeple, işlem süresini azaltmak için filtreleme işlemi daha hızlı hesaplanabilen Fourier dönüşümü ile yapılmaktadır. Zaman bölgesinde konvolüsyon işlemi, frekans bölgesinde çarpma işlemine denk gelir. Böylece her bir izdüşümün $P(t, \theta)$, t boyunca Fourier dönüşümü alınır $P(k, \theta)$ ve filtre fonksiyonunun Fourier dönüşümü ile çarpılır $H(k)$. Şekil 2.15, filtrelenmiş geriye izdüşüm işleminde kullanılan bazı fonksiyonları göstermektedir.

$$P'(k, \theta) = P(k, \theta) * H(k) \quad (2.14)$$



Şekil 2.16: Filtrelenmiş geriye izdüşümde kullanılan filtre fonksiyonları. Ram-Lak filtresi (kesikli çizgi) bir yüksek geçiren filtreyi, Hamming fonksiyonu (ince çizgi) alçak geçiren filtreyi ve kalın çizgi ile gösterilen fonksiyon band geçiren filtreyi temsil etmektedir.

Daha sonra frekans bölgesinde filtrelenmiş geriye izdüşümlerin $P'(k, \theta)$ ters Fourier dönüşümü alınarak tekrar zaman bölgesine geçilmiş olur.

$$\hat{f}(x, y) = \sum_{j=1}^n F^{-1}\{P'(k, \theta_j)\} d\theta \quad (2.15)$$

Denklem 2.8’de gösterilen $\hat{f}(x, y)$ işlem sonrasında elde edilen son görüntüyü, F^{-1} ise ters Fourier dönüşümünü temsil etmektedir. Geriye izdüşüm işlemi üzerine filtrelemenin etkisi Şekil 2.16’da gösterilmiştir.



Şekil 2.17: Filtrelenmiş geriye izdüşümün görüntü üzerine etkisi

Şekil 2.16(a) Shepp-Logan fantomunu, (b) 180 izdüşüm bilgisi kullanılarak elde edilen sinogramı, (c) filtreleme yapılmadan geriye izdüşüm alınarak geriçatılmış halini, (d) Ram-Lak filtresi uygulanarak elde edilen filtrelenmiş geriye izdüşümle geriçatılmış imgeyi ve son olarak (e) band geçiren filtre kullanılarak geriçatılmış görüntüyü göstermektedir. Şekil 2.16(d) ve Şekil 2.16(e)’de filtreleme etkisi rahatlıkla görülebilir.

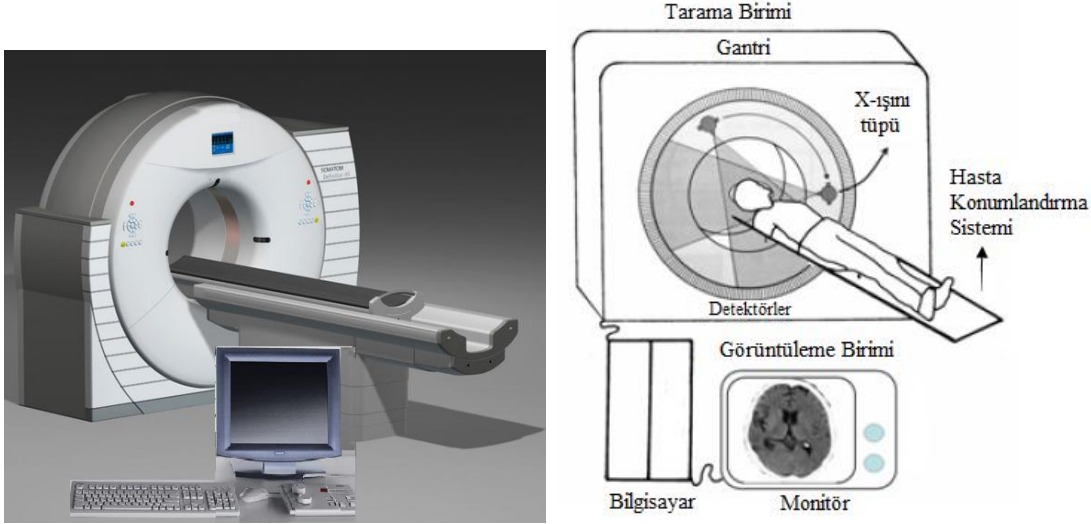
2.3.2 Bilgisayarlı Tomografinin Bölümleri

Bu bölümde, Şekil 2.18’de gösterilen standart bir bilgisayarlı tomografi cihazının genel elemanları kısaca anlatılacaktır.

Şekilde görüldüğü gibi, hastanın masaya yatırılarak görüntüleme işlemi için yerleştirildiği boşluğa “gantry” denilmektedir. Gantry bloğu bir X-ışını tüpü, tarama alanı, detektörler ve bilgi toplama sisteminden oluşur. Ayrıca Şekil 2.18’de görüldüğü gibi hastanın yerleştirildiği “hasta konumlandırma düzlemi” mevcuttur.

Bilgisayarlı tomografide iki çeşit X-ışını tüpü kullanılmaktadır. Eski tip BT'lerde sabit anotlu, sürekli (continuous) X-ışını üreten tüpler kullanılırken yeni tip BT'lerde döner anotlu, darbe (pulse) tipi X-ışını üreten tüpler kullanılmaktadır.

Tüpler için gerekli olan güç, yüksek gerilim jeneratörü tarafından sağlanır. Gerilim değerleri 80-150kV arasında değişirken akım değerleri ise, sabit anotlu tüpler için 33mA (4-5kW), döner anotlu tüpler için ise 600mA (100kW) civarındadır [23].



Şekil 2.18: Bilgisayarlı tomografi sisteminin genel görünümü [50]

Gantry bloğu içersinde, doku içersinden geçerek üzerine düşen X-ışınlarının şiddetini algılayarak elektriksel sinyale dönüştüren detektörler bulunur. Bilgisayarlı tomografi sistemlerinde; sintilasyon, gaz, ve yarı iletken olarak üç çeşit detektör kullanılmaktadır.

Sintilasyon detektörleri, sodyum iyot (NaI), kalsiyum florid (CaF), bizmut germanit (BGO) gibi kristal yapılardan oluşur ve üzerlerine düşen X-ışını fotonlarından ışık üretirler. Üretilen bu ışık bir fotoçarpıcı tüpe uygulandığında bir elektrik sinyali elde edilmiş olur. Gaz tipi detektörlerde ise 20 atmosfer basınçla sıkıştırılmış olan Xenon gazı kullanılmaktadır. Bu sistemde detektörler gaz iyonizasyonu prensibine göre çalışırlar. Son olarak yarı iletken teknolojisiyle üretilmiş olan detektörler üzerine düşen X-ışını elektriksel işarete çevirirler [23].

Daha etkili bir görüntüleme yapılabilmesi için burada belirtilen çeşitli tiplerdeki detektörlerin, X-ışını tutma özelliği yüksek ve kararlı, X-ışını elektriksel sinyale çevirme hızı ise düşük olmalıdır.

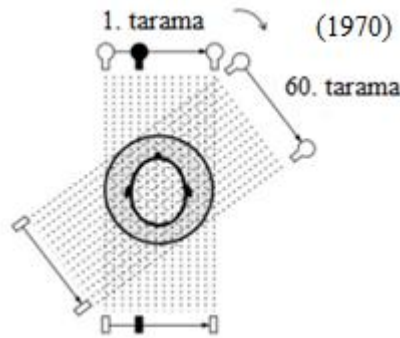
Bilgisayarlı tomografide, görüntülenecek olan bölgeye ulaşımın daha rahat sağlanabilmesi için hasta konumlandırma sistemi geliştirilmiştir. Tüm masa hareketleri (ileri-geri, aşağı-yukarı) milimetre seviyesinde bir hassasiyetle bilgisayar tarafından ya da el ile gerçekleştirilebilir.

Bilgisayar sistemi, ham bilgilerin ve işlenmiş bilgilerin korunmasını ve farklı ortamlara aktarılmasını sağlayan birimdir. Ayrıca detektörlerin, X-ışını üreticinin dönmesini sağlayan sinyalleri, eşzamanlı olarak çalışması gereken sinyalleri, hasta masasının hareketini sağlayan ve gantry biriminin eğimini düzenleyen sinyalleri üretir. Görüntü oluşturmak için daha önceki bölümlerde anlatılan tüm matematiksel işlemler ve algoritmalara ek olarak görüntü işleme de bu birimde yürütülür. Oluşturulmuş olan her bir görüntü hafızada 256x256 ya da 512x512'lik matrisler halinde saklanır.

2.3.3 Bilgisayarlı Tomografinin Nesilleri

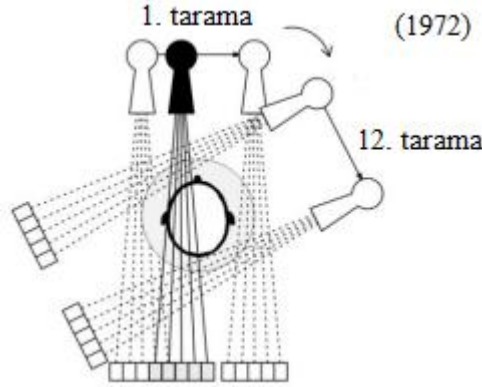
Bilgisayarlı tomografi cihazı geliştirilme aşamalarında bir dizi evrim geçirmiş ve her bir yenilikte bazı dezavantajların önüne geçilmiştir. Gelişim aşamalarına göre BT'ler beş nesil altında toplanabilir.

Birinci nesil cihazlarda, kalem tipi ışın (pencil beam) ve karşısında yalnızca bir tane detektör kullanılmıştır. Şekil 2.19'da gösterildiği gibi incelenecek olan obje, doğrusal olarak bir uçtan diğer uca tarandıktan sonra X-ışını tüpü birer derecelik dönüş hareketi yapmakta ve obje tekrar doğrusal olarak taranmaktadır. Bu sebeple kesit alım süresi oldukça uzundur. Birinci nesil BT'de bu şekilde 180°'lik tarama yapılmaktadır. Sistem içersinde tek detektör olması sebebiyle saçılan ışınların algılanmaması avantaj olarak gösterilebilir.



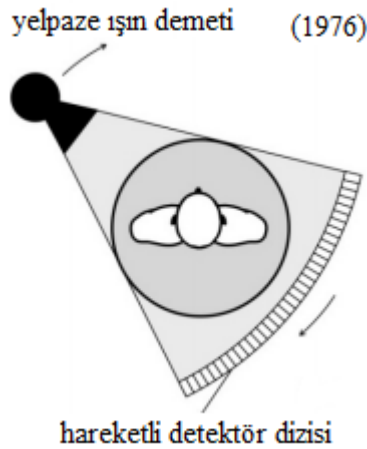
Şekil 2.19: 1. Nesil bilgisayarlı tomografi [51]

İkinci nesil cihazlarda tek detektör yerine doğrusal olarak sıralanmış birden fazla detektör kullanılmış ve X-ışını olarak kalem tipi yerine detektör genişliğine göre ayarlanmış olan yelpaze biçiminde X-ışınları kullanılmıştır. Bu nesilde yine tarama-döndürme tekniği söz konusudur. Bir önceki nesille karşılaştırıldığında kesit alım süresi kısmen kısaltılmıştır fakat detektör sayısını artmasıyla saçılma problemi ortaya çıkmıştır. 2. Nesil BT sistemi Şekil 2.20’de gösterilmiştir.



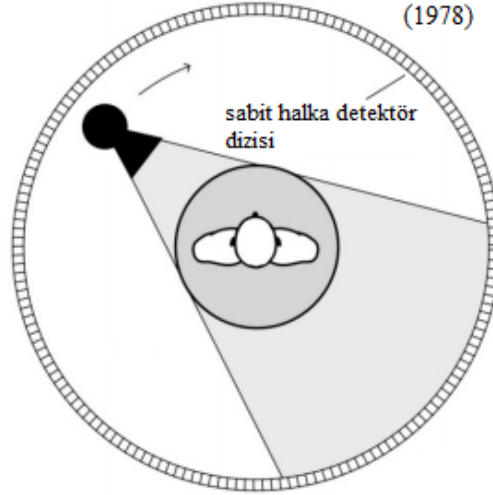
Şekil 2.20: 2. Nesil bilgisayarlı tomografi [51]

Üçüncü nesil sistemler, ilk iki neslin aksine döndürme-döndürme prensibi ile çalışmaktadır. Bu cihazlar bir X-ışın kaynağı ve karşısına yerleştirilmiş olan konveks detektörlerden oluşmuştur. X-ışını tüpü ve detektörler, incelenecek olan obje etrafında birbiri ile koordineli olarak hareket ederek 360°’lik dönüş gerçekleştirirler. Böylece tek bir çevrimde birden fazla kesit görüntüsü alınabilir. Bu nesilde detektör süresinin artırılmasıyla kesit alım süresi ciddi şekilde azaltılmıştır. Şekil 2.21 üçüncü nesil BT’lerin çalışma prensibini göstermektedir.



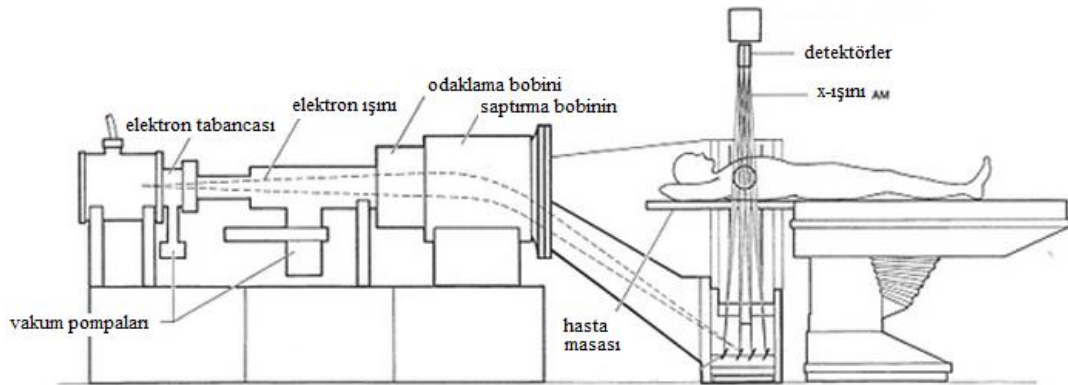
Şekil 2.21: 3. Nesil bilgisayarlı tomografi [51]

Dördüncü nesil sistemlerin çalışma prensibi, döndürme-sabit tekniğine dayanır. Geliştirilen bu nesilde artık gantri etrafına 360° boyunca yerleştirilmiş, yaklaşık 4800 sabit detektörler bulunmakta, buna karşın X-ışını tüpü hareket etmektedir. Dördüncü nesil BT’lerde kesit alım süresi 1-2 saniye düzeylerine kadar indirilmiştir. Şekil 2.22 dördüncü nesil BT sistemini göstermektedir.



Şekil 2.22: 4. Nesil bilgisayarlı tomografi [51]

Son olarak beşinci nesil sistemler üretilmiş ve buna ultra hızlı bilgisayarlı tomografi adı verilmiştir. Bu sistemde dönüş hareketi yapan X-ışını tüpü yerini yüksek güçlü tungsten anotlu elektron ışınına bırakmıştır. Cihazda hareketli bölümler bulunmadığından kesit alım süresi saniyelerin altına indirgenebilmiştir. 5. Nesil sistemlerde X-ışını çok odaklı elektron demeti şeklinde uygulanır. Detektörler önceki nesilde olduğu gibi gantri içersine yerleştirilmiştir. Günümüzde henüz yaygın olarak kullanılmayan bu sistem hala geliştirilme aşamasındadır. Şekil 2.23 beşinci nesil BT’yi temsil etmektedir.



Şekil 2.23: 5. Nesil bilgisayarlı tomografi

2.3.4 Bilgisayarlı Tomografinin Klinik Uygulamaları

Bilgisayarlı tomografi, klinik olarak çok geniş bir yelpazede kullanılır. Beyin, lenf düğümleri, karaciğer, akciğer, böbrekler, safra kesesi, omurga ve kemikler gibi vücudun neredeyse tüm organlarını etkin bir şekilde görüntüleyebilir. Bu bölümde BT'nin klinik uygulamaları hakkında kısa bilgiler verilecektir.

Bilgisayarlı tomografi beynin hem akut hem de kronik durumlar için görüntülenmesinde kullanılmaktadır. Akut bir travma durumunda radyoloji uzmanları tarafından öncelikle iç kanamayla ilgili bir işaret olup olmadığına, doku ödemlerine ve kafatasında kırık olup olmadığına bakılır. Eğer bir iç kanama söz konusu ise, kan kendi etrafındaki dokuya göre daha yüksek bir sinyalle görüntülenir. Ayrıca BT; beyinde oluşan tümörlü dokuları görüntülemeye de kullanılır [48].

Akciğerler bilgisayarlı tomografi görüntülerinde hava kadar olmasa da karanlık olarak görünürler. Dokuda eğer röntgen ile bir lezyon ya da nodüle rastlanırsa, boyutlarını ve şeklini daha iyi görebilmek için genellikle bilgisayarlı tomografi görüntülemesi yapılır. Anormal olan dokular X- ışınlarını çevresindeki dokulara göre farklı oranlarda zayıflatacağından birbirinden rahatça ayırt edilebilir [48].

Karaciğer, vücuda kontrast madde enjekte edildikten sonra bilgisayarlı tomografi tarafından rahatça görüntülenebilir. Kontrast ajanının zerk edilmesinden itibaren farklı dakikalar içerisinde dokunun farklı bölümleri görüntülenebilir. Bu kontrast ajanlarının karaciğer dokusuna ne kadar ulaştığına bağlı olarak elde edilen görüntü değişir. Akciğer görüntülemesinde olduğu gibi farklılaşmış dokular farklı zayıflatma katsayılarına sahip olacağından BT görüntülerindeki sinyallerde farklı olacaktır [48].

BT ile damar sertliğine bağlı daralma sonucu gelişen koroner kalp hastalığı riskini göstermek amacıyla tarama olarak kalsiyum derecelendirmesi yapılır. Kalp hareketli bir organ olduğu için görüntülemenin olabildiğince hızlı olması gerekmektedir. Günümüzde 5-10 saniye gibi kısa bir sürede alınan görüntülerde kalbin besleyici ana damarlarındaki kalsiyum birikimleri ölçülerek koroner damardaki seviyesi belirlenebilmektedir. Bu sonuca göre takip eden 2-5 yıl içinde koroner kalp hastalığı açısından aynı cins ve yaş grubu ile karşılaştırıldığında düşük, orta ve yüksek düzeyde olmak üzere risk derecelendirilmektedir. BT ile ayrıca tanısal amaçlı anjiyografi yapılması yani ana koroner damarların görüntülenmesi de mümkündür.

Kasık atardamarına bir girişim yapmadan ve damar yolu ile koroner damarlara kadar uzanan bir kateter kullanmadan (yani klasik girişimsel anjiyo işlemi yapılmadan) uygulanan sorunsuz, ağrısız ve ucuz bu yöntem ile ana koroner damarlarda var olan tıkanıklıkların, darlıkların saptanması ve bu nedenle oluşan koroner kalp hastalığı mevcudiyetinin araştırması yapıları. Bu görüntülemeler yapılmadan önce kol toplardamarından iğne yardımıyla BT kontrast maddesi zerk edilir.

2.3.5 BT’de Kısıtlamalar ve Biyolojik Etkileri

Bilgisayarlı tomografi günümüzde çok yaygın olarak kullanılmasına rağmen bir takım sınırlamalar mevcuttur. Bu sınırlamalardan en önemlisi görüntüleme esnasında hastanın almış olduğu radyasyondur. Bilgisayarlı tomografide, bir hastanın normal bir röntgen görüntülemesinde aldığı dozdan yaklaşık on kat daha fazla radyasyona maruz kalmaktadır.

BT’de diğer bir kısıtlama ise görüntü oluşturma esnasında geçen süredir. Geometrik hatalar, hareket hataları ve detektör hataları gibi görüntüyü olumsuz etkileyen faktörlerin düzeltilmesi bazı matematiksel işlemler ile gerçekleştirildiğinden ve kalibrasyon ölçümlerine gerek duyulduğundan işlem süresi uzamaktadır.

Ayrıca BT’de elde edilen görüntüler, dokuların sadece anatomik yapıları hakkında bilgi vermektedir. Diğer yandan bazı hastalıkların teşhisi için dokuların fizyolojik ya da daha farklı özelliklerinin bilinmesi gerekmektedir. Bu gibi durumlarda BT farklı görüntüleme sistemleri ile birlikte kullanılabilir [23].

Daha önce bahsedildiği gibi bilgisayarlı tomografi cihazının temelini X-ışınları ve bunların doku içersinden geçerek zayıflaması oluşturur. BT içersinde bulunan X-ışını üretici yüksek frekanslı ve dolayısıyla yüksek enerjili elektromanyetik dalgalardan oluşan fotonlar yayar. Bu fotonlar bir doku içersinden geçerken atom ve moleküllerle etkileşerek iyonlaşmaya yol açarlar. Büyük bir bölümü sudan oluşan insan vücudunda fotonların su ile etkileşimi sonucunda, hidrojen peroksit açığa çıkar. İyonlaşma sonucunda ortaya çıkan bu molekül insan vücudu için oldukça zararlıdır.

Alınan yüksek dozdaki radyasyonun ileride lösemi ve kansere sebep olabileceği düşünülmektedir. Ayrıca yüksek dozlardaki X-ışınları bedensel yaralanmalara ve kromozom yapısının bozulmasına sebep olabilir.

3. KEMİK ERİMESİ VE GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİ

3.1 Kemik Erimesi Nedir?

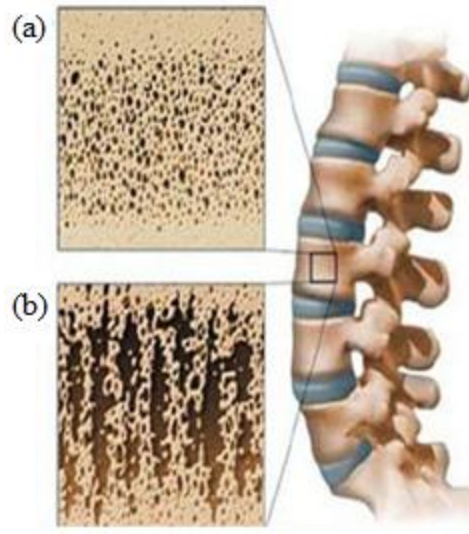
Kemik erimesi, kemik gücüne bağlı olarak kırılma ya da çatlama riskinin artışına zemin hazırlayan bir kemik hastalığı olarak tanımlanır. Kemik gücü ise kemik yoğunluğu ile içeriğinin entegrasyonunu yansıtır. Tanımdan anlaşılacağı gibi kemik erimesi, mineral içeriğine göre kemik yoğunluğuna; mimarisine, hasarlanma yöntemine ve zayıflama miktarına göre de kemik niteliğine bağlıdır [52].

Kemik yoğunluğu 20-30 yaşları arasında en yüksek değerine ulaşır ve daha sonra yaşa bağlı olarak azalır. Hormon değişimleri ve en önemlisi menopoz bu azalmayı önemli ölçüde hızlandırır. Buna bağlı olarak kemik erimesinin teşhisi, bölgesel kemik yoğunluğunun yaş eşleşmeli referanslarla karşılaştırılmasıyla yapılır. Günümüzde kemik mineral yoğunluğu (KMY) genellikle omurga veya proksimal femur (kalça-uyluk) kemiğinden ölçülür. Kemik mineral yoğunluğunun genç erişkine göre 2.5 standart sapma veya daha düşük olması durumunda osteoporoz tanısı konulur. Bu katsayı T skoru olarak tanımlanır [53]. Kemik erimesinde ana risk kemiğin kırılmasıdır. Azalmış olan kemik yoğunluğuna bağlı olarak kemikte meydana gelen kırılmalara ait birçok çalışma mevcuttur [53] [54].

Kemik hasarlanması yavaşlatılabilir veya engellenebilir. Kalsiyum ve D vitamini bakımından zengin bir diyet ya da bunların fazlaca bulunduğu destek ürünleri, kemik erimesi riskini azaltır. Ayrıca düzenli olarak yapılan egzersiz kemik yapımının uyarılmasını sağlar. Kalsiyum alımı ve yapılan egzersizler kemik erimesini azaltmaya yardımcı olsa da T skoru düşük olan hastaların kemik bozunumunu azaltmak için ilaç kullanımı gerekir.

Teşhis yöntemlerinin ana amacı uygun tedavi yönteminin seçilebilmesi için yitirilen kemik miktarının belirlenmesidir. Kalsiyum ve D vitamini desteği her zaman tavsiye edilirken, yapılacak olan egzersizlerin tipi ve yoğunluğu kemik bozunma seviyesine bağlı olarak değişir. Ayrıca kullanılacak olan ilaç da teşhise bağlıdır [55].

Öncelikle, kemik erimesinin teşhisi genel olarak kemik yoğunluğunun ölçülmesiyle başlar. Fakat osteoporozu sebep olan kemik bozunması daha karmaşık bir süreçtir ve kemiğin mikromimarisini etkiler. Osteoporoz tanımına göre KMY ölçümü teşhis için yeterli değildir ve buna mikromimari değişkenleri de eklenmelidir. Klinik çalışmalar sağlıklı ve osteoporotik kemik dokularının farkını ortaya koymuştur [56]. Şekil 3.1(a)'da sağlıklı bir kemik dokusunun yapısı görülmektedir. Şekil 3.1(b) ise kemik erimesine maruz kalmış bir hastanın kemik dokusu yapısının simulasyon ortamında gösterilmesidir. Şeki-3.2'de ileri derecede kemik erimesinin sebep olduğu omurilik çatlağının simulasyon görüntüsü verilmiştir.



Şekil 3.1: Sağlıklı ve kemik erimesine maruz kalmış doku yapısı



Şekil 3.2: Kemik erimesine bağlı omurilik kırığı

Kemik heterojendir ve biyomekanik olarak karmaşık bir yapıya sahiptir. Kemik erimesi sonucunda oluşan çatlak ve kırıklar, genellikle dışı sert kemik dokusuyla çevrelenmiş bir kabuk içinde bulunan omurga, femur başı, topuk kemiği gibi süngerimsi dokularda gerçekleşir. Bu dokulardaki her iki yapı da kemiğin dayanım kapasitesine katkıda bulunur. Kemik erimesi sonucu meydana gelen doku kaybı, hem kortikal kabukta bozunmalara hem de süngerimsi dokunun incelmeye yol açar. Fields ve arkadaşlarının 2009 yılında yaptıkları çalışmalar omurgaların sertliğinin ve omurga gücünün neredeyse tamamının süngerimsi dokuya bağlı olduğunu, kabuk tabakasının ağırlık dayanımında rolünün çok az olduğunu göstermiştir [57]. Bu çalışmalar göz önünde bulundurulduğunda, süngerimsi dokuda oluşabilecek kayıpların, kırık veya çatlak oluşma riski için önemi daha iyi anlaşılabilir.

Kemik erimesi üzerine yapılan çalışmalar üç dal üzerinde yoğunlaşmıştır. Yapılan bu çalışmalardan birincisi, tedavi açısından kemik hücrelerinin dengesini oluşturan hücresel mekanizmaların anlaşılması üzerinedir ve uzun dönem amaçlar taşır. Çalışmaların teşhis tarafında ise, bu tez çalışmasında da olduğu gibi araştırmacılar, oluşabilecek herhangi bir kırık ya da çatlak riskini azaltabilmek için kemik mineral yoğunluğu ile birlikte kemik mikromimarisi hakkında bilgi edinmeye çalışırlar. Son olarak kemiğin biyomekanik davranışlarını anlamaya yönelik çalışmalar da mevcuttur. Bu üç dalda yapılan çalışmaların tümü için görüntüleme yöntemleri çok önemli bir rol oynar [55].

3.2 Kemik Görüntüleme Yöntemleri

Kemik dokularının görüntülenmesinde çift enerjili X-ışın absorpsiyometresi (DEXA), bilgisayarlı tomografi, manyetik rezonans görüntüleme ve ultrases görüntüleme sistemleri kullanılmaktadır. Bu bölümde sözü geçen sistemlerin kullanımı ve birbirleri ile karşılaştırılmalarına yer verilmiştir.

X-ışını görüntüleme 30-40µm konumsal çözünürlükle birlikte çok yüksek doku-kemik kontrastı sağlar. Çift enerjili X-ışın absorpsiyometresi (DEXA) kas ya da kemik iliği gibi kemiği çevreleyen yumuşak dokuların görüntü üzerine etkisini azaltır. X-ışın zayıflama katsayıları X-ışınının enerjisine bağlı olduğundan, yumuşak doku etkisini azaltmak için ışın yoğunluğu, X-ışınlarının geçtiği aynı yol üzerinde iki farklı enerji ile ölçülmüş olur. Röntgende olduğu gibi DEXA'da bir izdüşümsel

görüntüleme yöntemidir. Tipik olarak femur boyunu ve bel omurlarını görüntülemeye kullanılır.

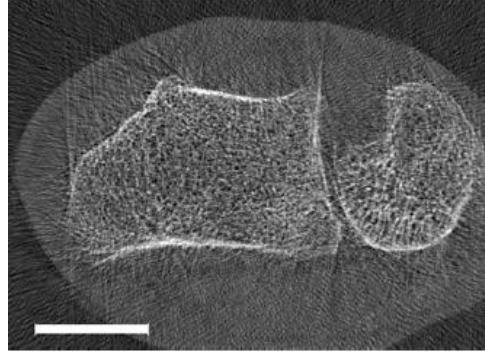
DEXA sisteminin kullanımında bazı sınırlamalar vardır. X-ışını çok renkli bir ışıdır ve kemiği çevreleyen kas ya da yağ gibi yumuşak dokular içerisinde bu ışınları soğurabilecek bileşenler bulunabilir. Bir DEXA görüntüsü üzerinden yumuşak doku bileşenlerini elde etmek mümkündür [58]. Tipik bir DEXA'nın konumsal çözünürlüğü milimetreler mertebesinde olduğu için yapısal detayları görüntülemeye yeterli değildir. DEXA kemik mineral yoğunluğunun ölçülmesinde bilinen en iyi yöntemdir.

Günümüzde manyetik rezonans görüntüleme, kemiğin su içeriğinin düşük olması ve buna bağlı olarak çok düşük bir rezonans sinyal alınmasına sebep olmasından dolayı kemik görüntülemesinde kullanılmamaktadır. Fakat kemik iliğinin T1 sekansında alınan görüntüsü süngerimsi kemik dokusunun mikromimarisinin görüntülenmesine olanak sağlamaktadır. MRG kemik yoğunluğu ölçümünde sıklıkla kullanılan bir yöntem olmamasına rağmen, son yıllarda yapılan çalışmalarda kemik mikromimarisinin görüntülenmesinde popülaritesi gittikçe artmaktadır [55].

Ultrases görüntüleme kemik yoğunluğunun ölçümünde sıklıkla kullanılmaktadır. Ses dalgaları kemik içerisinde (~1600m/s) yumuşak dokulara göre (kasta~4,080m/s) daha hızlı yayılmaktadır [59]. Yani geniş bantlı bir ultrases işareti yumuşak dokuda frekansa bağlı olarak zayıflamaktadır. Böylelikle ses hızı değeri sağlıklı kemik dokusunda kemik erimesi olana göre daha yüksek değerde olacaktır.

Bilgisayarlı tomografi, daha önce bahsedildiği gibi, X-ışını zayıflama katsayılarından yola çıkarak kesitsel görüntü sağlayan bir görüntüleme yöntemidir. İzdüşüm görüntüleme yöntemlerinden farklı olarak BT, kemik mineral yoğunluğunun hacimsel değerini mg/cm^3 olarak düzenlenecek şekilde verebilir. Düzenlenmiş kemik yoğunluğu bilgisini verebilen bu cihazlar genelde “kantitatif BT” olarak adlandırılır. Ayrıca DEXA’da olduğu gibi yumuşak dokuların görüntü üzerindeki etkisini azaltmak için çift enerji seçeneği de kullanılabilir [60]. Görüntü alma esnasında BT’nin düşük konumsal çözünürlük seçeneği seçilirse kesit kalınlığı artacak ve görüntü üzerinden kemik mineral yoğunluğu ölçülebilecektir. Benzer şekilde yüksek konumsal çözünürlük seçeneği seçildiği takdirde kesit kalınlığı azalacak ve kemik mikromimarisi görüntülenebilecektir. Birçok BT cihazında

0.2mm konumsal çözünürlüğe kadar görüntüleme yapılabilir. Bunların yanında mikro-BT cihazı ile mikron mertebesinde kemik görüntülemesi yapılabilir. Şekil 3.3'te el bileğinin mikro-BT ile alınmış görüntüsü gösterilmiştir. Şekilde kemiğin mikromimarisinin görülebilir olmasına dikkat edilmelidir [55].



Şekil 3.3: Mikro-BT ile elde edilmiş kesitsel önkol kemik görüntüsü

Bu tez çalışmasında da kullanılmış olan kemik görüntüleri bilgisayarlı tomografi cihazıyla elde edilmiştir. Görüntüler hakkında ayrıntılı bilgi ilerleyen bölümlerde verilecektir.

3.3 Trabeküler Kemik Mikromimarisinin Belirlenmesinde Kullanılan Yöntemler

Bu bölümün başlarında bölgesel kemik kırıkları ve bunların oluşmasında kemik mikromimarisinin öneminden bahsedilmiştir. Son yıllarda yapılan çalışmalarda, kemiğin belirli bir yük altındaki biyomekanik davranışının belirlenmesi ve modellenmeye çalışılması giderek popülerliğini artıran bir konu olmuştur. Bu modellemelerin yapılabilmesi için trabeküler kemiğin üç boyutlu geometrisinin çıkarılmış olması gerekmektedir [55]. Bu geometrinin yeterli bir hassaslık ve doğrulukta çıkarılması mikro-BT ile mümkündür. Diğer yüksek çözünürlüklü üç boyutlu görüntüleme yöntemlerinden mikro-MRG, sistemin nokta dağılımı fonksiyonundan dolayı kemiğin geometrisini bozmaktadır. Daha düşük çözünürlüklerde ise trabeküler doku doğru bir şekilde görüntülenememektedir. İki boyutlu kesitsel ve izdüşümsel görüntüler doku hakkında bilgiler taşıyabilirler, sistemin çözünürlüğü düştükçe gürültüden ve geri çatmadan kaynaklanan etkiler daha belirgin hale gelmeye başlar. Belirli bir çözünürlüğün altında görüntüdeki bozukluklar daha baskın hale gelir [55]. Bu bölümde görüntü dokusunun ölçülmesi

ve trabeküler mikromimari ile ilişkilendirme yöntemlerinin birkaçından bahsedilecektir.

Kemiğin morfolojik (yapısal) miktarı, trabeküler doku ağının yapısıyla doğrudan ilgilidir. Bölütlenmiş bir üç boyutlu kemik görüntüsünden toplam hacim ve yüzey alanı doğrudan elde edilebilir. Literatürde bu özellikler TV ve BS olarak adlandırılmıştır [61]. Kemik hacmi (BV) kemik minarelerinin gerçekte kapladığı alan olarak tanımlanabilir. BV, belirli bir yoğunluk üzerindeki hacim elemanlarının bölütlenmesinden sonraki toplam hacmin ölçülmesiyle hesaplanır. Bu ölçümler çalışmalarda kemik hacmi BV/TV, kemik yüzeyi BS/TV ya da BS/BV gibi orantılarla normalize edilerek kullanılabilir.

Kemiğin yapısal özellikleri analiz edilirken görüntü üzerinde trabeküler kemik dokusunun doğru bir şekilde çözümlendiği kabul edilir. Genellikle yüksek çözünürlüklü görüntülerde birim hacim elemanı trabekula kalınlığından daha küçüktür fakat böyle olmayan durumlar da olabilir. Fakat kemik görüntüsündeki trabeküler dokuyu temsil eden bölgelerin doku analizinin gerçekleştirilmesi böyle bir kabulü gerektirmez. Doku, imge değerlerindeki düzenli bölgesel değişimler olarak tanımlanabilir [62]. Bu tanım analiz için sadece ikili değerlerin değil, imgede birçok gri değer bulunduğunu işaret eder. Dahası, imge üzerindeki dokunun, kemiğin mikro yapısıyla ilgili olduğunu anlatır. En basit doku analizi yöntemi, ilgilenilen bölge histogramının istatistiksel momentlerinin hesaplanmasıdır. Bunlardan en çok kullanılanları, bu tez çalışmasında da kullanılmış olan standart sapma ve düzensizlik hakkında bilgi veren değişim katsayılarıdır. Sağlıklı bir kemik dokusunun, daha geniş ve homojen ilik boşluğuna sahip olan kemik erimesine maruz kalmış bir dokuya göre daha yüksek bir düzensizlik katsayısına sahip olması beklenir. Standart sapma ve değişim katsayıları imge üzerinde pencerelerin kaydırılmasıyla hesaplanabilir [55].

Konumsal bölgede gerçekleştirilen doku analiz yöntemleri kemik trabeküler dokusu hakkında bilgiler sağlar. Bu sebeple kemik yoğunluğundan bağımsız olarak mikromimari hakkında bilgi edinmek için doku analizi yöntemleri kullanılabilir.

Fourier dönüşümü, bir imgeyi kendisini oluşturan periyodik bileşenlerine ayırır. Düzenli ve imge içinde kendini tekrarlayan örüntü elemanları, imgenin Fourier dönüşümü alındığında, belirgin ve dar tepe noktaları halinde kendini gösterir.

Literatürde Fourier dönüşümü ve uygulamaları hakkında birçok çalışma mevcuttur [63]. İmgenin Fourier dönüşümü sonucunda elde edilen frekans spektrumu, konumsal bölgedeki imgenin frekans bölgesindeki temsilini vermektedir.

Trabeküler kemik dokusu düzensiz bir dağılım gösterdiğinden herhangi bir periyodik yapıyı içermez. Diğer yandan içersinde periyodik yapılar içermeyen bir imgenin Fourier dönüşümünde belirgin tepe noktaları görünmez. Bu sebeple sağlıklı bir kemik dokusunun Fourier dönüşümü, imge içersindeki periyodikliği temsil eden belirgin tepe noktaları yerine nispeten daha geniş ve yüksek frekanslara doğru yavaşça azalan bir spektrum gösterecektir. Diğer yandan kemik erimesinin olduğu dokularda, kemik boşlukları dar ve daha belirgin tepe değerlerine ve yüksek frekanslara doğru daha hızlı azalan bir spektruma sebep olacaktır. Trabeküler kemik analizinde frekans tabalı yöntemler sıklıkla kullanılmaktadır [55].

Şimdiye kadar görüntü özellikleriyle kemik gücü arasındaki ilişkilendirmeye dayalı yöntemlerden bahsedilmiştir. X-ışınlarının zayıflamaları doğrudan kemik yoğunluğuyla ilgilidir ve buradan kemik gücüyle bir bağlantı kurulabilir. Doku analizi yöntemleri ise imgeler üzerinden yoğunluk değişkeninden bağımsız olarak bilgi elde etmeyi amaçlar. Bu konuda Dünya Sağlık Örgütü'nün (DSÖ) yayınlamış olduğu Çizelge 3.1'de sınıflandırma kıstasları incelenebilir.

Bu alanda kullanılan farklı bir yöntem de, kemiğin biyomekanik özelliklerinin, sonlu elemanlar modeli (SEM) kullanılarak modellenmesidir. Sonlu elemanlar analizinde homojen olmayan nesne, temel kübik ve üçgen piramit şeklindeki elemanlarla küçük alt bölümlere ayrılır. Her bir eleman tanımlanmış bir mekanik özelliğe sahiptir (gerilme, şekil değiştirme) ve homojendir. Bu yöntemde harici kuvvetler komşu elemanlara uygulanır ve sınır şartları tanımlanır. Sonlu elemanlar yöntemi zamanla değişen kuvvetlerin incelenebilmesi için, zaman-çözünürlüklü bir inceleme sağlar. Bu sebeplerden dolayı SEM, kemik dokusu analizinde önemli bir yer teşkil etmektedir. Doku analizi gibi yöntemler daha çok kemik yapısı hakkında bilgi sağlarken SEM kemik üzerindeki yük dağılımlarının hesaplanmasını sağlar [55]. Literatürde sonlu elemanlar yönteminin kullanıldığı birçok çalışma mevcuttur [64] [65] [66].

Çizelge 3.1 Trabeküler doku yapısının sınıflandırılması

DSÖ Sınıflandırması	Kemik Gücü	Süngerimsi Doku Örüntüsü	Kemik İliği Boyutu	İlerdeki Kırılma Riski ve Boyutu
Sağlıklı	Yüksek	Homojen yoğunluk ve granüllü yapı	Küçük, homojen	Düşük
Demineralizasyon Başlangıcı	Normal	Ayrık şekilde yayılmış trabeküler bölgeler	Orta, homojen değil	Yüksek, Çoklu kırılma
Osteopeni	Düşük	Birbirinden ayrılmış trabeküler doku <50%	Geniş, homojen değil	Yüksek, Çoklu kırılma
Kemik Erimesi	Çok düşük	Birbirinden ayrılmış trabeküler doku >50%	Çok büyük, homojen	Çok yüksek, Çoklu kırılma

4. MATERYAL VE METOT

3.4 Veri Seti ve Ön İşleme

Bu bölüm üç ana başlık altında anlatılacaktır. Birinci bölümde tez çalışmasında kullanılmış olan veri setinin elde edilmesinden ve görüntüleri alınan topluluğun özelliklerinden bahsedilmektedir. İkinci bölümde ise imge özelliklerinin iyileştirilmesinde kullanılan filtreleme ve kuvantalama gibi ön işleme adımlarından bahsedilmiştir. Son bölümde ise tez çalışmasında kullanılan sınıflandırma yöntemlerinden yapay sinir ağları (YSA) ve destek vektör makineleri (DVM) anlatılmıştır.

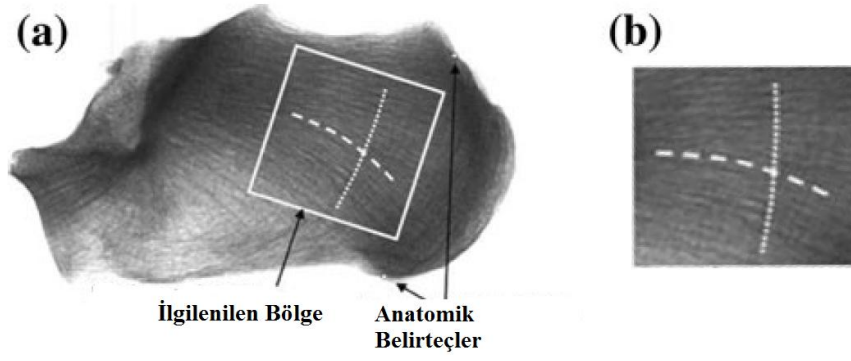
3.4.1 Veri Seti¹

Bu tez çalışmasında kullanılan görüntüler Fransa’da bulunan Orleans Hastanesinden menopoz sonrası dönemde kemik erimesine bağlı omurga kırığı yaşamış olan hastalardan alınmıştır. Tüm hastalardan ve kontrol grubundaki kişilerden gönüllü olduklarına dair yazılı belge alınmıştır. Ayrıca protokol bölgesel etik kurulu tarafından da onaylanmıştır.

Söz konusu görüntüler iki yıl boyunca alınmıştır. Kemik erimesi dışında bir kemik hastalığı bulunanlar ve kemik dokusunu düzenleyen ilaç kullanan hastalar çalışma dışında tutulmuştur. Birey yaşının kemik yoğunluğu [67] ve trabeküler kemik dokusu analizi [68] üzerine etkileri bilindiğinden, kontrol grubu ile hastaların yaşları uyumlu olarak seçilmiştir. Böylece toplam 80 adet görüntü üzerinden 41 tanesi kontrol grubu, 39 tanesi kemik erimesine dayalı kırığı olan hastalardır.

Alınan görüntüler üzerinde ilgilenilen bölgeler, doktor tarafından anatomik göstergelerin işaretlenmesiyle belirlenmiştir. Bu işlem her bir görüntü üzerine aynı şekilde uygulanmıştır. Görüntüler üzerinde alınan ilgilenilen bölgeler 256x256 piksel (2,7x2,7cm²) boyutlarındadır. Şekil 4.1 görüntülerden alınan ilgilenilen bölgeyi göstermektedir.

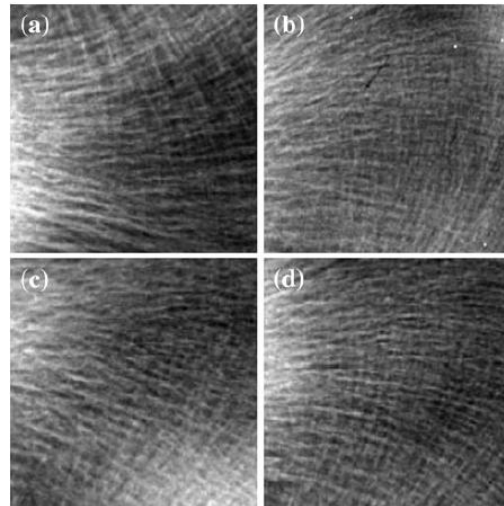
¹ Veri seti ile ilgili bilgiler Rachid Jennane (Prisme Institute) tarafından temin edilmiştir.



Şekil 4.1: Kemik görüntüsü üzerinden ilgilenilen bölgenin çıkarılması (256x256)

Şekil 4.1b’de görüldüğü üzere, kemik trabeküler dokusu değişik baskılara karşı mekanik direnç oluşturacak şekilde tasarlanmıştır. Şekilde belirtilen yönlerde doku bileşenleri ve kalınlığı daha azdır. Ayrıca kemik erimesinden kaynaklanan, dokunun homojen olmama durumu kemiğin anizotropik özellik göstermesine neden olur. Anizotropi, maddenin şekil değiştirmesinin yöne bağlı olarak değişik özellikler göstermesi olarak tanımlanabilir [69].

Şekil 4.2 ise dört farklı görüntü örneğini göstermektedir. Üstteki iki imge (Şekil 4.2a, b) kemik erimesi olan hastalardan alınmış görüntülerken, alttaki ikisi (Şekil 4.2c, d) ise sağlıklı doku görüntüleridir. Burada dikkat edilmesi gereken nokta her iki grup görüntüde de gözle görülebilen farkların olmayışdır.



Şekil 4.2: Tez çalışmasında kullanılan veri setinden örnek görüntüler

3.4.2 Ortalama Periyodogram Yöntemi ve Veri Setinin Filtrelenmesi

Periyodogram analizi bilinen bir frekanstaki gürültüde gömülü olan bileşenlerin genliğini bulmak amacıyla yapılır. Bu yöntem parametrik olmayan yaklaşıma dayanan, hızlı Fourier dönüşümü temelli bir yöntem olup, klasik spektral kestirim yöntemlerindendir. Bir zaman serisi işaretin periyodogram yöntemi ile güç spektral yoğunluğunun elde edilmesi için, işaret 2'nin üssü olacak şekilde çerçevelere bölünür.

Periyodogramın iyileştirilmiş yapısı Welch tarafından önerilmiş olup, bu yöntemde işaret üst üste çakışabilecek bölümlere ayrılır. Daha sonra da her bölümün iyileştirilmiş periyodogramı alınıp, sonrada elde edilen bu bölümlere ait periyodogramların ortalaması alınır. İyileştirilmiş periyodogramların ortalaması, tüm verinin tek bir periyodogram kestirimine göre varyansını azaltır. Bölümler arasında üst üste binme gereksiz bilgiye yol açsa da bu etki üst üste binen, bölümlerin sonlarındaki örneklerin ağırlığını azaltan dikdörtgensel olmayan pencere kullanımı ile azaltılır. Welch yöntemi güç spektral yoğunluğunu iyileştirilmiş periyodogramların ortalamasını alarak kestirir. i'ninci iyileştirilmiş periyodogram :

$$S_{xx}^{(i)}(f) = \frac{T_s}{K.M} \left| \sum_{n=0}^{M-1} x_i(n)w(n).e^{-j2\pi fn} \right| \quad (4.1)$$

şeklinde verilir. Burada $f = f_s$ normalize edilmiş frekans değişkenidir. Ölçekleme faktörü T_s ayrık-zaman işaret spektrumunun genliğini analog işaret spektrumuna eşit olmasını sağlar. Bu son eşitlikte $w(n)$ ise pencereleme fonksiyonu ve K normalize sabiti olup aşağıdaki ifadeyle verilir [70].

$$K = \frac{1}{M} \sum_{n=0}^{M-1} w^2(n) \quad (4.2)$$

Sonuçta güç spektral yoğunluğu kestirimi:

$$P_{Welch}^{(i)}(f) = \frac{1}{L} \sum_{i=0}^{L-1} S_{xx}^{(i)}(f) \quad (4.3)$$

ifadesiyle verilir. Burada L zaman dizisi serisinin uzunluğudur. Özetle ifade etmek gerekirse, varyans azalımı ile çözünürlük arasında ters bir orantı vardır. Özellikle

işaret gürültü oranı düşükse periyodograma göre daha iyi bir çözünürlük elde etmek için Welch yöntemi kullanılabilmektedir [71].

3.4.3 Veri Setinin Nicelendirilmesi

X-ışınları ile görüntünün alınması ve dönüştürülmesi sırasında imgelerdeki gri seviyelerin doğruluğu geçen süre ile ilgilidir. Teorik olarak uzun sürelerde elde edilen görüntüler daha doğru ölçümler verir. Fakat pratikte bazı problemler çıkmaktadır. Elektronik okuma anında süre uzadıkça artık elektrik yüklerden kaynaklanabilen fazlalıklar söz konusu olmaya başlar. Bu artık elektrik yükleri, görüntü oluşturma aşamasında farklı türde bozukluklara ve bulanıklaşmalara yol açar. Görüntü elde etme adımı, imge üzerinde gereksiz bilgilerin olduğu ana adımdır. Bu bağlamda yüksek geçiren filtre ile imgede ilgilenilen trabeküler bölgenin seçilmesinden sonra, sadece gerekli bilgilerin alınabilmesi için niceleme işlemi gerçekleştirilmiştir. Niceleme işleminden önce imgedeki kontrastı artırmak amacıyla filtrelenmiş görüntülere histogram eşitleme işlemi uygulanmıştır. Bu dönüşümler yüksek frekans bileşenleri dağılımını artırıp düşük frekans dağılımını azalttığı için görüntü kontrastını iyileştirmiş olur.

Niceleme işlemi ile gerçekleştirilen gri seviyelerin azaltılması, görüntüleri analiz işlemlerine daha uygun hale getirir. İmgelerin daha fazla bilgi sağlaması amacıyla histogram olabildiğince düz hale getirilmiş ve entropi yükselmiştir. Ayrıca bu tez çalışmasında kullanılmış olan ön işleme yöntemleri görüntü bozukluklarını gidermede ve imge kalitesinin artırılmasında da kullanılabilir.

3.5 Dalgacık Dönüşümü

Daha önceki bölümlerde anlatıldığı üzere kemik dokusunun tomografik görüntüsü olası bir hastalık ile ilgili çok miktarda bilgi saklamaktadır. Bu imgelerdeki bazı bilgiler zaman ekseninde fark edilemeyebilirler. Spektral analiz yöntemleri, hastalık belirtilerinin bulunmasında frekans bileşenlerinden yararlanmayı mümkün kılar.

Sinyaller genellikle zamanın fonksiyonu olarak gösterilir. Birçok durum için sinyal hakkındaki bilgi frekans tanım alanında ifade edilir. Fourier analizi yardımıyla bir sinyal zaman bölgesinden frekans bölgesine aktarılır. Fourier dönüşümü bir sinyalin içerdiği frekansları gösterir fakat hangi zaman değerlerinde hangi frekansların

mevcut olduğunu bildirmez. Yani Fourier dönüşümü bütün zaman birimine ait bilgileri verir.

Fourier dönüşümü frekansı zamana göre değişmeyen sinyallerin analizinde oldukça iyi bir yaklaşımdır. Fakat geçici durum analizleri için istenilen neticeleri verememektedir. Bu sorunun çözümü için Gabor [70], kısa zamanlı Fourier dönüşümü (KZFD) veya Gabor dönüşümü olarak adlandırılan matematiksel dönüşümü geliştirmiştir. Bu dönüşüm ile frekans içeriği incelenmek istenen sinyal, sonlu uzunlukta bir pencere fonksiyonu ile dilimlere ayrılmakta ve sonra her dilimin Fourier dönüşümü alınmaktadır. KZFD ile mükemmel frekans çözünürlüğü yerine daha düşük frekans çözünürlüğü ve makul derecede zaman çözünürlüğü elde edilmektedir. Bu nedenle kısa zaman Fourier dönüşümü kullanılmaktadır. Yani Fourier dönüşümü belirli bir zaman penceresi içerisinde uygulanmaktadır. Bu ise frekans değerleri için sorun teşkil etmektedir. Bu metotla kesin frekansın görüldüğü zaman dilimi tespit edilemez. Sadece ilgili zaman aralığındaki frekans bileşenleri belirlenebilir [72].

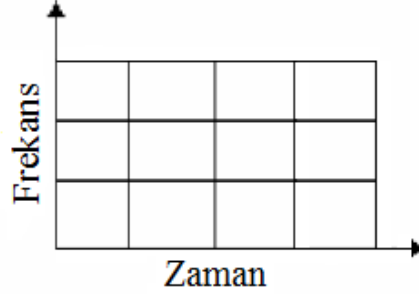
KZFD’ de alçak ve yüksek frekans bileşenleri için pencere fonksiyonu genişliğinin değiştirilmesi mümkün değildir. Sadece farklı pencere fonksiyonu genişlikleri ile KZFD birkaç kez tekrarlanarak sinyalin birkaç zaman-frekans gösterimi elde edilebilir. Fakat bu tarz bir analiz, zaman kaybı ve gereksiz işlemlere sebep olduğundan kullanışlı değildir [73].

3.5.1 Sürekli Dalgacık Dönüşümü

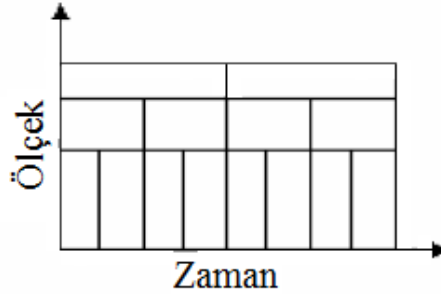
Sürekli dalgacık dönüşümü frekansa bağlı geçici çözünürlükleri optimize etmek için kısa zaman Fourier dönüşümüne alternatif olarak geliştirilmiştir. Dalgacık dönüşümü (DD) durağan olmayan sinyallerin analizini sağlar. Zaman-frekans çözünürlüğü optimum şekilde elde edilir. Analizi yapılacak fonksiyon istenildiği gibi seçilebilir. Dalgacık dönüşümü Fourier dönüşümünün genelleştirilmiş halidir.

Dalgacık dönüşümünde, sinyal süresince kaydırılan ölçeklenebilir olarak düzenlenmiş pencereler kullanılır ve her yeni konumda pencerenin spektral davranışı incelenir. Farklı çözünürlüğe sahip sinyallerin frekans-zaman bilgileri elde edilmiş olur. Fourier dönüşümünde Şekil 4.3’te gösterildiği gibi eşit aralıklarda işlem yapılırken, dalgacık dönüşümünde Şekil 4.4’te belirtildiği gibi düşük frekanslarda

geniş zaman aralığında, yüksek frekanslarda ise küçük zaman aralığında işlem yapılmaktadır. Yani dalgacık dönüşümünde boyutları farklı olan dikdörtgenler zaman-frekans bölgesinde kullanılmaktadır [72].



Şekil 4.3: Pencerelemiş Fourier dönüşümü için zaman-frekans grafiği



Şekil 4.4: Dalgacık dönüşümü için zaman-frekans grafiği

Burada dikkat edilmesi gereken nokta dalgacık dönüşümünde yüksek frekanslarda zaman dilimi artarken düşük frekanslarda ise zaman diliminin daha büyük olmasıdır. Fourier dönüşümünde ise frekans ve zamandaki değişim aynıdır.

Sürekli dalgacık dönüşümü (SDD) Denklem-4.1 ile ifade edilir. SDD, $f(t)$ sinyali ile $\psi_{s,\tau}(t)$ nin çarpımı olarak tanımlanır.

$$SDD(s, \tau) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi_{s,\tau}^*(t) dt \quad (4.4)$$

Denklem-4.1’de,

* : karmaşık eşlenik

s : ölçek parametresi

τ : kaydırma parametresi

$f(t)$: dönüşümü yapılacak olan fonksiyon

$\psi_{s,t}(t)$: dalgacık fonksiyonunu belirtmektedir.

Bu denkleme göre $f(t)$ sinyali sürekli dalgacık dönüşümü ile iki değişkenli bir fonksiyona ($SDD(s, \tau)$) dönüştürülür. Burada fonksiyon;

$s > 1$: zaman ekseninde fonksiyon genişler ve genliği düşer

$s < 1$: zaman ekseninde daralır ve genliği büyür

$s < 0$: $t=0$ noktasına göre simetriği alınır

$\tau > 0$: zaman ekseninde sağa doğru kaydırma

$\tau < 0$: zaman ekseninde sola doğru kaydırma halini alır [72].

Dalgacık fonksiyonları bir ana dalgacıktan (ψ), ölçek ve kaydırma faktörlerinin kullanılmasıyla elde edilir.

$$\psi_{s,\tau}(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \psi\left(\frac{t-\tau}{s}\right) \quad (4.5)$$

Burada $\frac{1}{\sqrt{s}}$, farklı ölçeklere sahip enerji normalizasyon faktörü olarak açıklanır.

Denklem-4.2 Denklem-4.1'de yerine konulursa;

$$SDD(s, \tau) = \frac{1}{\sqrt{s}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi^*\left(\frac{t-\tau}{s}\right) dt \quad (4.6)$$

halini alacaktır.

Kaydırma parametresi τ , pencerenin geçici pozisyonunu ifade etmektedir. Bu pencere, sinyal üzerinde kaydırıldığında her bir kaydırmada geçici frekans bilgisi elde edilir. Ölçek parametresi s , Denklem-4.4'teki gibi ifade edilebilir.

$$s = \frac{1}{f} \quad (4.7)$$

Sonuç olarak Denklem-4.3 yorumlanacak olursa, her zaman birimine göre sinyalin frekans bileşenleri değişmektedir. τ zaman aralığının konumuna göre değerlendirilir ve bu aralık bütün sinyal boyunca kaydırılır ve böylece zamana bağlı olarak frekans bilgileri elde edilmiş olur [72].

3.5.2 Ayırık Dalgacık Dönüşümü

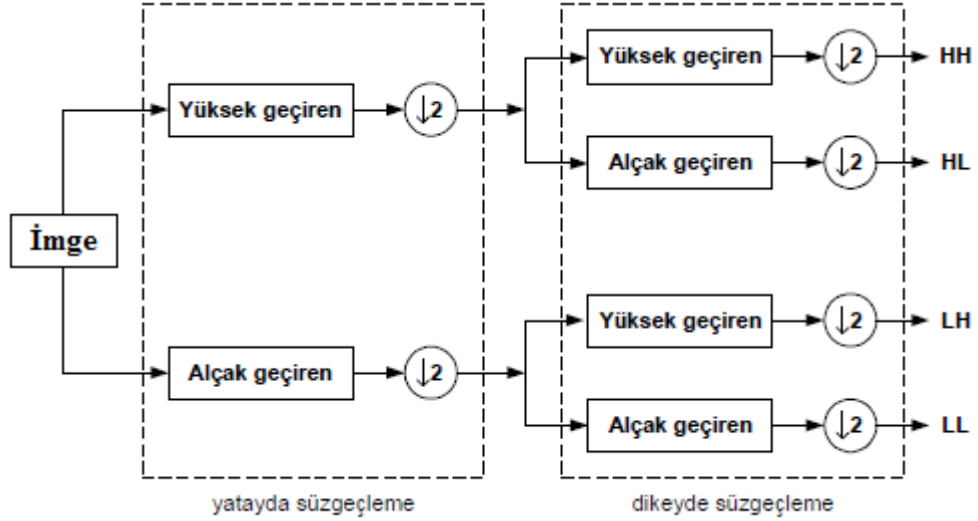
Dalgacık dönüşümü uygulamalarında, Denklem-4.3’de verilen SDD’nin kullanılmasını zorlaştıran durumlar vardır. SDD ile tek boyutlu sinyalin, iki boyutlu zaman-skala birleşik gösterimi elde edilir. Bu lüzumsuz gösterim şeklidir. Çoğu uygulama için bu fazlalığın giderilmesi gerekmektedir. Fazlalık giderilmesine rağmen, SDD’ de sonsuz sayıda baz fonksiyonuna gereksinim devam etmektedir ve bu sayı kontrol edilebilir düzeye çekilmelidir. Çoğu sinyalin DD’ sinin analitik çözümü mümkün değildir sadece nümerik olarak veya görsel analog bilgisayarlarla hesaplanabilir. Ayrıca SDD’nin zaman-band genişliği çarpımı, sinyalin zaman-band genişliği çarpımının karesine eşittir. Mümkün olduğu kadar az bileşenle bir sinyalin tarifini çıkarmaya yani analizini yapmaya çalışan çoğu uygulama için bu dezavantajlar, SDD’ nin kullanımını kullanışsız hale getirir. Bundan dolayı pratikte SDD’ nin ayırık şekli kullanılır [73].

Bu çalışmada zamanla değişmeyen statik görüntüler kullanılmaktadır. Dolayısıyla ‘zaman-frekans’ yerine ‘uzamsal alan-frekans’ çözünürlüğünden bahsetmek teknik açıdan daha doğrudur. Ancak ‘zaman-frekans’ çifti daha yerleşmiş ve kolay anlaşılır olduğundan, ‘uzamsal alan-frekans’ yerine bunun kullanılmasına karar verilmiştir.

Dalgacık katsayılarının olası her pozisyon ve ölçekte hesaplanması önemli bir hesaplama yüküne neden olmaktadır. Hesaplanacak olan katsayıların ölçek ve pozisyonları ikinin kuvvetlerine göre seçilirse iyi çalışan ve doğru bir analiz yapmak mümkün olmaktadır.

İmgelere iki boyutlu dalgacık dönüşümü uygulanmaktadır. Dalgacık dönüşümü ile resim, belli bir frekans bandına ve sabit yönelimlere sahip alt bantlara ayrılmaktadır. Dönüşüm, bir çift tek boyutlu alçak ve yüksek geçiren süzgeç ile gerçekleştirilmektedir. Yüksek geçiren süzgeç dalgacık fonksiyonunu ve alçak geçiren süzgeç ölçeklendirme fonksiyonunu modellemektedir. Sekil-4.5’te görüldüğü gibi ilk önce imgeye yatay yönde süzgeçleme yapılarak iki ara alt bant elde edilmekte ve süzgeç çıktıları 2 ile aşağı örneklenmektedir. Daha sonra elde edilen ara alt bantlara dikey yönde süzgeçleme yapılmakta ve süzgeç çıktıları 2 ile aşağı örneklenmektedir. Böylece dalgacık dönüşümü sonucunda imge LL, LH, HL ve HH olmak üzere dört adet alt banda ayrılmaktadır. LL bandı her iki yönde alçak geçiren süzgeçleme ile elde edildiğinden orijinal imgenin düşük frekanslı, düşük

           bir kopyası gibidir. LH bandı, yatayda alçak geçiren filtreleme, dikeyde yüksek geçiren filtreleme ile elde edilmekte ve resmin yatay özelliklerini ta ırmaktadır. HL bandı, yatayda yüksek geçiren filtreleme, dikeyde alçak geçiren filtreleme ile elde edilmekte ve imgenin dikey özelliklerini ta ırmaktadır. HH bandı ise imgenin köşegen özelliklerini ta ırmaktadır [74].



Şekil 4.5:  mgelere ayrık dalgacık dönüşümü uygulanması

Dalgacık dönüşümü sonucunda elde edilen dört alt bant tek bir frekans bandını yani bir  l e i olu tırmaktadır. Dönüşümünün imgeye bir kez uygulanması ile tek seviyeli dalgacık dönüşümü elde edilmektedir. Aynı filtre çiftinin LL bandına arka arkaya uygulanması ile dalgacık dönüşümünün seviyesi arttırılabilir. Dalgacık dönüşümü uygulanmış bir imgenin, LL bandına tekrar dalgacık dönüşümü uygulanarak 2 seviyeli dalgacık dönüşümü, 2 seviyeli dalgacık dönüşümü uygulandıktan sonra elde edilen LL bandına tekrar dalgacık dönüşümü uygulanarak 3 seviyeli dalgacık dönüşümü elde edilmektedir. Şekil 4.6'da 3 seviyeli dalgacık dönüşümü sonucunda elde edilen alt bantlar gösterilmektedir.

Bu tez çalışmasında kemik trabeküler dokusu görüntülerinin dalgacık dönüşümleri alınırken, ayrık dalgacık dönüşümü yöntemi uygulanarak imgeler 4 alt banda ayrılmıştır. Şekil 4.7'de gösterilen bu alt bantlardan A yaklaşık katsayılı alt bant görüntüyü, H,V,D ise sırasıyla yatay, dikey ve köşegen detay katsayılı alt bant görüntüyü temsil etmektedir. Bu çalışmada tek seviyeli ayrık dalgacık dönüşümü kullanılmıştır.

LL	HL	2. seviye HL Bandı	3. seviye HL Bandı
LH	HH		
2. seviye LH Bandı		2. seviye HH Bandı	
3. seviye LH Bandı			3. seviye HH Bandı

Şekil 4.6: Üç seviyeli dalgacık dönüşümü

A	H
V	D

Şekil 4.7: İki boyutlu dalgacık dönüşümü, tek seviyeli ayrışım

3.6 Temel Bileşen Analizi ile Boyut İndirgeme

Kullanılacak olan öznitelik çıkarma yöntemi genellikle tasarımcının sezgisine bağlı olarak tespit edilir. Kategorilerin yeterince iyi temsil edilebilmesi için uzay boyutu mümkün olduğunca büyük tutulur. Uzay boyutunun büyümesi dağılımın daha kolay temsil edilebilmesini sağlayacaktır. Ancak öznitelik uzayındaki vektörlerin bazı elemanları anlamlı bilgi taşımayacaktır. Anlamsız öznitelikler sınıflayıcı yapısının aşırı büyümesine sebep olacaktır. Bu özniteliklerin, dağılımın yapısı incelenerek ayıklanması böylece vektör boyutunun küçültülmesi gerekmektedir [75].

Öznitelik uzayında sınıfların saçılımını ve sınıflar arası uzaklığı incelemek üzere değişik yöntemler önerilmektedir. Bu çalışmada boyut azaltmak amacıyla temel bileşen analizi (TBA) kullanılmıştır. TBA ile temel bileşenler, kovaryans matrisinin özvektör ve özdeğerlerinin hesaplanmasıyla bulunabilir. İki rastgele değişkenin kovaryansı;

$$\text{cov}(X, Y) = E[E[X] - X] \cdot E[E[Y] - Y] \quad (4.8)$$

Burada $E[X]$ X rastsal değişkeninin beklenen değerini ifade eder. Bu ifade örneklenmiş bir veri kümesi için;

$$\text{cov}(x, y) = \sum_{i=1}^N \frac{(x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{N} \quad (4.9)$$

şeklinde yazılabilir. Burada $\bar{x}$ ve $\bar{y}$ ifadeleri, $\bar{x} = \text{mean}(X)$, $\bar{y} = \text{mean}(Y)$ olacak şekilde ortalama değerleri belirtir. Ayrıca $\text{cov}(X, X) = \text{var}(x)$ ve bağımsız değişkenler içinde $\text{cov}(X, Y) = 0$ olduğu unutulmamalıdır. Bir A kovaryans matrisinin elemanları $A_{i,j} = \text{cov}(i, j)$ şeklinde gösterilebilir. Kovaryans matris aynı zamanda simetrik ve bir kare matristir. Bağımsız değişkenler için ise varyansları köşegen boyunca dizilmiş olan bir köşegen matris halini alacaktır. Örnek vektör olarak A veri matrisinin sütunları göz önüne alınacak olursa, C kovaryans matris bileşenleri şu şekilde yazılabilir:

$$c_{i,j} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N a_{ij} a_{ji} \quad (4.10)$$

Matris düzeninde ise;

$$C = \frac{1}{N} A A^T \quad (4.11)$$

olarak yazılır.

Kovaryans matrisinin özvektörleri, varyansı en büyük olacak şekilde sıralanır. Ayrıca kovaryans matrisinin simetrik olmasından dolayı farklı özdeğerli tüm özvektörler birbirine diktir [76] .

Temel bileşen analizi sınıf bilgisini kullanmadığı için gözetimsiz bir yöntemdir ve bu sebeple ölçüt verinin varyansıdır. Varyansın en yüksek olduğu yani veri noktaları arasındaki farkın en iyi ortaya çıktığı vektör w_1 , birinci temel bileşendir. İkinci temel bileşen olan w_2 hemen arkasından sıralanır. Benzer şekilde öteki bileşenler de sırayla azalan bir şekilde hizalanırlar. TBA’da temel ölçüt, veriler hakkında en fazla bilgiyi taşıyan varyans değerleri olduğu için, büyükten küçüğe sıralanmış olan temel bileşenlerden ilk birkaçı verinin çok yüksek bir oranını temsil edecektir [77]. Boyut azalmasıyla bazı özelliklerin kaybedileceği kesindir; fakat burada amaçlanan,

kaybolan özelliklerin veri seti hakkında çok az bilgi içeriyor olmasıdır. TBA yönteminin amacı, verinin çeşitliliğini daha iyi yakalayabilecek yeni bir boyut takımının bulunmasıdır [78]. Temel bileşen analizinin birkaç karakteristik özelliği vardır. Bunlar:

- Verinin içindeki en güçlü örüntüyü bulmaya çalışır. Bu yüzden örüntü bulma tekniği olarak kullanılabilir.
- Çoğunlukla verinin sahip olduğu çeşitlilik, tüm boyut takımından seçilen küçük bir boyut setiyle yakalanabilir. Böylece PCA kullanarak yapılan boyut küçültme işlemleri, daha küçük boyutlu veri setlerinin ortaya çıkmasını sağlar ve böylece yüksek boyutlu verilere uygun olmayan teknikler bu yeni veri seti üzerinde rahatça çalışabilir.
- Verideki gürültüler, örüntülerden daha güçsüz olduklarından, boyut küçültme sonucunda bu gürültüler temizlenebilir. Bu özellik hem veri madenciliğinde hem de diğer veri analiz algoritmalarında özellikle kullanışlıdır [79].

3.7 Yapay Sinir Ağları

Yapay sinir ağları (YSA), yapay zeka biliminin altında araştırmacıların çok yoğun ilgi gösterdikleri bir araştırma alanıdır. YSA bilgisayarların öğrenmesine yönelik çalışmaları kapsamaktadır.

Günümüzde bilgisayarlar hem olaylar hakkında karar verebilmekte hem de olaylar arasındaki ilişkileri öğrenebilmektedir. Matematiksel olarak formülasyonu kurulamayan ve çözülmesi mümkün olmayan problemler sezgisel yöntemler yolu ile bilgisayarlar tarafından çözülebilmektedir. Bilgisayarları bu özelliklerle donatan ve bu yeteneklerin gelişmesini sağlayan çalışmalar “yapay zeka” çalışmaları olarak bilinmektedir. İlk defa 1950’li yıllarda ortaya atılan yapay zeka terimi zaman içerisinde çok ilgi görmüş ve günümüzde hayatımızın vazgeçilmez birer parçası olan sistemlerin doğmasına neden olmuştur.

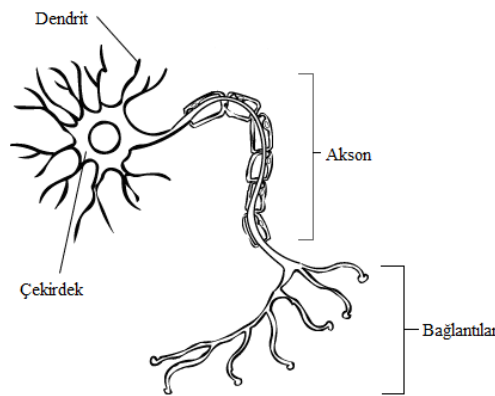
Zeki sistemlerin en temel özellikleri olaylara ve problemlere çözümler üretirken veya çalışırken bilgiye dayalı olarak karar verebilme özelliklerinin olması ve eldeki bilgiler ile olayları öğrenerek, sonraki olaylar hakkında karar verebilmeleridir.

Yapay sinir ağıları insanlar tarafından gerçekleştirilmiş örnekleri (gerçek beyin fonksiyonlarının ürünü olan örnekleri) kullanarak olayları öğrenebilen, çevreden gelen olaylara karşı nasıl tepkiler üreteceğini belirleyebilen bilgisayar sistemleridir. İnsan beyninin fonksiyonel özelliklerine benzer şekilde öğrenme, ilişkilendirme, sınıflandırma, genelleme, özellik belirleme ve optimizasyon gibi konularda başarılı şekilde uygulanmaktadır. Örneklerden elde ettikleri bilgiler ile kendi deneyimlerini oluşturur ve daha sonra benzer konularda benzer kararları verirler [80].

YSA, insan beyninin çalışma sisteminin yapay olarak benzetimi çabalarının bir sonucu olarak ortaya çıkmıştır. En genel anlamda bir YSA insan beynindeki birçok sinir hücresinin, ya da basit olarak işlemcilerin, birbirlerine farklı ağırlıklar ile bağlanması sonucu oluşan karmaşık bir sistemdir. YSA'nın sahip olduğu bilgi bu ağırlık değerlerinde saklı olup tüm ağa yayılmıştır.

3.7.1 Biyolojik Sinir Ağları ile Yapay Sinir Ağları Arasındaki İlişki

Biyolojik sinir ağları insan beyninin çalışmasını sağlayan en temel taşlardan birisidir. Sinir ağları beş duyu organından gelen bilgiler ışığında geliştirdiği algılama ve anlama mekanizmaları ile olaylar arasında bağlantı kurarak ilişkileri öğrenir. Duyu organlarından gelen sinyaller sinir sistemi sayesinde beyine taşınır ve beyin oluşturduğu kararlar yine sinir sistemi tarafından organlara eylem olarak gönderilir. Bir biyolojik sinir hücresi Şekil 4,8'de şematik olarak gösterilmiştir.



Şekil 4.8: Biyolojik sinir hücresinin yapısı

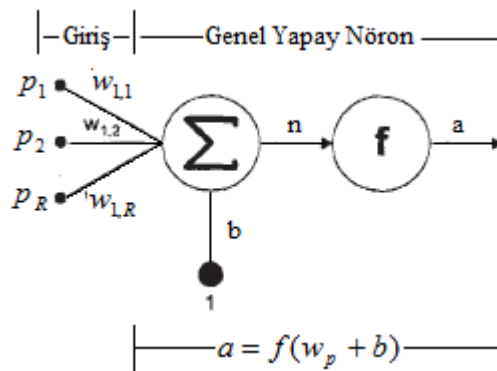
Şekil 4,8'de gösterildiği gibi temel bir biyolojik sinir hücresi bağlantılar (sinaps), akson ve dendritlerden oluşmaktadır. Sinapslar sinir hücreleri arasındaki bağlantılar olarak düşünülebilir. Bunlar fiziksel bağlantılar olmayıp bir hücreden diğerine

elektriksel sinyallerin geçmesini sağlayan boşluklardır. Bu sinyaller çekirdeğe giderek işleme tabi tutulurlar ve sinir hücresi kendi elektrik sinyalini oluşturarak aksonlar aracılığıyla dendritlere gönderir. Dendritler ise gelen bu sinyalleri sinapslara iletir ve bilgi alışverişi sağlanmış olur [80].

Yapay sinir ağları, biyolojik sinir ağlarından esinlenerek modellenmiş olup, onlardan çok daha basit bir yapıya sahiptir. Geliştirilen birçok yapay sinir ağı biyolojik sinir ağlarının bilinen birkaç özelliğini temsil etmek üzere geliştirilmiştir. Yapay sinir ağının yapısını belirleyen bazı faktörler vardır. Yapay sinir hücreleri, sinir ağının yapısal modelleri, ağına sahip olduğu kural ve stratejiler bunların başında gelir.

3.7.2 Yapay Sinir Ağı Hücresi

Temel bir YSA hücresi, biyolojik sinir hücresine göre çok daha basit bir yapıya sahiptir. Bir YSA hücresinde temel olarak girişler, ağırlıklar, toplama fonksiyonu, aktivasyon fonksiyonu ve çıkışlar bulunmaktadır. Dış ortamdan alınan veri ağırlıklar yardımı ile nörona bağlanır ve bu ağırlıklar ilgili girişin etkisini belirler. Toplam fonksiyonu ise net girişi hesaplar. Net giriş, girişlerle bu girişlerle ilgili ağırlıkların çarpımının sonucudur. Aktivasyon fonksiyonu işlem süresince net çıkışı hesaplar ve bu işlem aynı zamanda nöron çıkışını verir. Aktivasyon fonksiyonu genelde doğrusal olmaya bir fonksiyondur. Şekil 4,9’da temel nöron modeli gösterilmiştir. Burada b bir sabit olup, bias veya aktivasyon fonksiyonunun eşik değeri olarak adlandırılır.



Şekil 4.9: Temel bir yapay sinir hücresi modeli

p vektörü nöronun girişidir. Bütün girişler eşzamanlı olarak ağına sunulur ve belirli bir ağırlık sabitiyle çarpılarak ağırlıklandırılırlar. Hücre bağlantı ağırlıkları hücrenin ağırlık vektörü w_R ile giriş vektörü p 'nin çarpımıdır.

$$n = w_R^T x + b = \sum_{i=1}^R x_i w_{Ri} + b \quad (4.12)$$

(4.9)'da hesaplanan değer hücrenin aktivasyon değeridir. Ağırlıklı toplam sonucunda oluşan aktivasyon değeri $f()$ ile gösterilen aktivasyon fonksiyonuna giriş değeri olarak verilir ve işlem biriminin çıkışı belirlenir.

$$a = f(n) \quad (4.13)$$

Oluşturulan bu model, gerçek sinir hücresinin çok sadeleştirilmiş bir hali olmasına karşın birçok uygulamada başarıyla kullanılmıştır.

İşlem birimi çıkışı, biyolojik nöronlardaki aksonlar boyunca iletilen sinyale karşılık gelir. Gerçek nöronda nöronun uyarımı arttıkça akson boyunca iletilen sinyalin artan frekansına karşın, matematiksel nöron modelinde çıkış genliği değişmektedir. Aktivasyon fonksiyonu, nöronun karakteristiğini temsil etmektedir ve değişik formlarda aktivasyon fonksiyonları kullanılmaktadır. Bir problem için en uygun fonksiyon tasarımcının denemeleri sonunda belirleyebileceği bir durumdur. Uygun fonksiyonu gösteren bir formül bulunmuş değildir. Buna karşılık en yaygın kullanıma sahip aktivasyon fonksiyonları sigmoid ve tanjant sigmoid fonksiyonlarıdır.

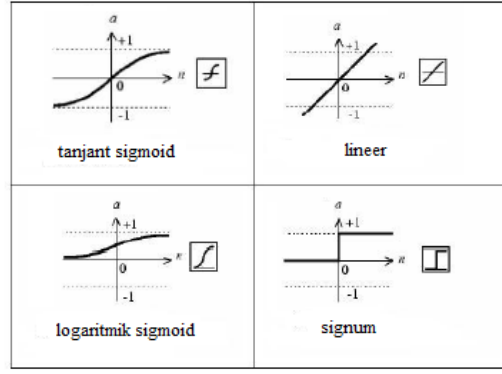
Her iki fonksiyonda sınırsız aralıkta değişen değerler sınırlı bir aralığa sıkıştırılmıştır ve türevleri alınabilen fonksiyonlardır. Sigmoid fonksiyonu 0 ile 1 arasında değerler alırken, bu aralık tanjant sigmoid için -1 ile 1 arasındadır. Sigmoid ve tanjant sigmoid fonksiyonlarının ifadeleri sırayla (4.11) ve (4.12)'de gösterilmiştir.

$$f(v) = \frac{1}{1 + \exp(-av)} \quad (4.14)$$

$$f(v) = \frac{1 - \exp(-av)}{1 + \exp(-av)} \quad (4.15)$$

Burada a eğim parametresidir.

Diğer yaygın aktivasyon fonksiyonları Şekil 4.10'da gösterilmiştir.

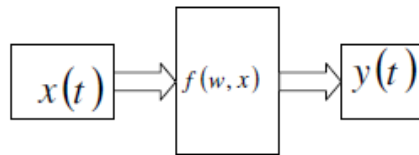


Şekil 4.10: Bazı sık kullanılan aktivasyon fonksiyonları

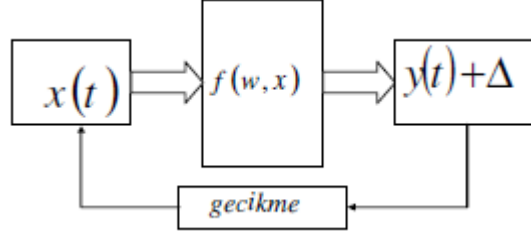
3.7.3 Yapay Sinir Ağı Modelleri

En basit ve en genel yapay sinir ağları tek yönlü sinyal akışını kullanırlar. Yapay sinir ağı modelleri temelde ileri beslemeli ve geri beslemeli yapay sinir ağları olarak iki grupta toplanmaktadır. İleri beslemeli bir ağda işlemci elemanlar genellikle katmanlara ayrılmıştır. İşaretler, giriş katmanından çıkış katmanına doğru tek yönlü bağlantılarla iletilir. İşlemci elemanlar bir katmandan diğer bir katmana bağlanırken, aynı katman içinde bağlantıları bulunmamaktadır. İleri beslemeli ağlara örnek olarak bu tez çalışmasında da kullanılmış olan çok katmanlı algılayıcılar verilebilir. İleri beslemeli yapay sinir ağlarında gecikmeler yoktur, işlem girişlerden çıkışlara doğru ilerler. Çıkış değerleri öğreticiden alınan istenen çıkış değeriyle karşılaştırılarak bir hata sinyali elde edilerek ağ ağırlıkları güncellenir [81].

Geri beslemeli yapay sinir ağlarında ise tıpkı kontrol uygulamalarında olduğu gibi gecikmeler söz konusudur. Bazı nöronların çıkışları, aynı nörona veya önceki katmanlardaki nöronlara geri beslenir. Böylece, girişler hem ileri yönde hem de geri yönde aktarılmış olur. Bu tip sinir ağları dinamik yapılı bir hafızaya sahiptir. Yani herhangi bir andaki çıkış, o andaki girişlerin bir fonksiyonu olduğu gibi önceki giriş ve çıkış değerlerini de yansıtmaktadır. İleri ve geri beslemeli ağ yapıları Şekil 4.11 ve Şekil 4.12'de gösterilmiştir [82].



Şekil 4.11: İleri beslemeli YSA yapısı



Şekil 4.12: Geri beslemeli YSA yapısı

3.7.4 Yapay Sinir Ağlarının Eğitilmesi

İnsan beyni doğumdan sonraki gelişme sürecinde çevresinden duyu organlarıyla algıladığı davranışları yorumlar ve bu bilgileri diğer davranışlarında kullanır. Yasadıkça beyin gelişir ve tecrübelenir. Artık olaylar karşısında nasıl tepki göstereceğini çoğu zaman bilmektedir. Fakat hiç karşılaşmadığı bir olay karşısında yine tecrübesiz kalabilir. Yapay sinir ağlarının öğrenme sürecinde de, tıpkı dış ortamdan gözle veya vücudun diğer organlarıyla uyarıların alınması gibi dış ortamdan girişler alınır, bu girişlerin beyin merkezine iletilerek burada değerlendirilip tepki verilmesi gibi yapay sinir ağında da aktivasyon fonksiyonundan geçirilerek bir tepki çıkışı üretilir. Öğrenme eğitici veya eğiticişiz olarak yapılabilir.

Eğiticişiz öğrenmede, her örnekler ve arzu edilen değerler bir eğitici tarafından sağlanır. Arzu edilen çıkış ile sinir ağı çıkışı arasındaki fark hata ölçüsüdür ve ağ parametrelerini güncellemekte kullanılır.

Eğiticişiz öğrenmede ise, eğiticişiz öğrenmedeki gibi arzu edilen çıkışlar bilinmemektedir. Bu yüzden kesin bir hata bilgisini ağın davranışını değiştirmekte kullanmak mümkün değildir. Cevabın doğruluğu veya yanlışlığı hakkında bilgi sahibi olunmadığı için öğrenme, girişlerin verdiği cevaplar gözlenerek başarıya ulaşılır.

Çeşitli öğrenme algoritmalarıyla ağın ağırlıkları değiştirilerek, hata azaltılıp gerçek çıkışa yaklaşılmaya çalışılır. Ağırlıkların sürekli yenilenip istenilen sonuca ulaşılan kadar geçen zamana öğrenme adı verilir. Yapay sinir ağı öğrendikten sonra daha önce verilmeyen girişler verilip, ağı geçmiş tecrübesine dayanarak yeni örnekler hakkında karar vermesi beklenir.

3.7.5 Geriye Yayılım Algoritması

Bu çalışmada da kullanılan geriye yayılım algoritması en genel çok katmanlı ağların eğitimci öğrenme metodudur. Çok katmanlı ağ en az bir saklı katmana sahip ileri beslemeli bir ağ modelidir. Çıkış katmanı ile gizli katman arasındaki ağırlıklar, ağın çıkışı ve arzu edilen çıkış arasındaki fark kullanılarak hesaplanabilmesine karşın, giriş ile gizli katman veya birden fazla gizli katman varsa gizli katmanlar arasındaki ağırlıkların güncellenmesi bir problem olarak ortaya çıkar. Gizli katman veya katmanlar için arzu edilen değerler bulunmadığından direkt olarak hata hesaplanamaz, bu durumda ağın çıkış hatası gizli katman veya katmanlara yansıtılır. Geriye yayılım algoritması her saklı katman için etkin bir hata hesaplama yöntemi sunar ve girişten saklı katmana veya saklı katmanlar arasındaki ağırlıkların güncellenebilmesini sağlar. Ağın eğitilmesi ileri yönlü hesaplamadan, yani giriş katmanına örnekler sunulduktan sonra sonuçların elde edilmesiyle başlar. Ağın gerçek çıkışı ile arzu edilen değer karşılaştırılarak hata fonksiyonu hesaplanır ve ağ çıkışı istenilen değere yaklaşıncaya kadar hata fonksiyonu minimize edilmeye çalışılır.

Eğitme hatası ağın gerçek çıkışıyla arzu edilen çıkış arasındaki farkın karesi olarak verilir. y_k çıkış katmanındaki k . Nöron çıkışı, d_k istenilen hedef değeri, c saklı katmandaki nöron sayısını ifade etmek üzere p örneğinin sebep olduğu E^p hatası;

$$J(w) = E^p = \frac{1}{2} \sum_{k=1}^c (d_k - y_k)^2 \quad (4.16)$$

Bağıntısıyla bulunur. Geriye yayılım algoritması ağırlığın bir fonksiyonu olan hata fonksiyonunun eğim düşümünü bulmaya dayanır.

$$\Delta w_{ji} = -\eta (\partial J / \partial w_{ji}) \quad (4.17)$$

η öğrenme oranı, ağın hataya karşı duyarlılığını ifade eder. Ağırlık güncellemesi, ağırlıkların eski değerleriyle değişim miktarları toplanarak yapılır.

$$w(m+1) = w(m) + \Delta w(m) \quad (4.18)$$

Tek bir gizli katmana sahip üç katmanlı bir ağ ele alınacak olursa, w_{ji} vektörü giriş ile saklı katman arasındaki bağlantıları, w_{kj} saklı katman ile çıkış katmanı arasındaki

bağlantıları, u_k çıkış katmanındaki k . birimin aktivasyon değerini göstermek üzere zincir kuralı uygulanırsa;

$$\frac{\partial J}{\partial w_{kj}} = \frac{\partial J}{\partial u_k} \frac{\partial u_k}{\partial w_{kj}} = -\delta_k \frac{\partial u_k}{\partial w_{kj}} \quad (4.19)$$

$$\delta_k = -\frac{\partial J}{\partial u_k} \quad (4.20)$$

Sonuçları elde edilir. Aktivasyon fonksiyonunun türevi alınabilen bir fonksiyon olduğu kabul edilirse;

$$\delta_k = -\frac{\partial J}{\partial u_k} = \frac{\partial J}{\partial y_k} \frac{\partial y_k}{\partial u_k} = (d_k - y_k) f'(u_k) \quad (4.21)$$

$\frac{\partial u_k}{\partial w_{kj}} y_j$ eşitliği kullanılırsa saklı katmanla çıkış katmanı arasındaki ağırlık güncelleme veya öğrenme kuralı;

$$\Delta w_{kj} = \eta \delta_k y_j = \eta (d_k - y_k) f'(u_k) y_j \quad (4.22)$$

Olarak belirlenir. Giriş ile saklı katman arasındaki ağırlıkların güncellenmesi ise daha karmaşık bir işlemdir. Çıkıştaki toplam hataya w_{ji} yani ara katman ağırlıklarının etkisi (4.20)'deki bağıntı ile bulunabilir.

$$\frac{\partial J}{\partial w_{ji}} = \frac{\partial J}{\partial y_j} \frac{\partial y_j}{\partial u_j} \frac{\partial u_j}{\partial w_{ji}} \quad (4.23)$$

İfadenin sağdaki terimi için;

$$\begin{aligned} \frac{\partial J}{\partial y_i} &= \frac{\partial}{\partial y_i} \left(\frac{1}{2} \sum_{k=1}^c (d_k - y_k)^2 \right) = -\sum_{k=1}^c (d_k - y_k) \frac{\partial y_k}{\partial y_j} \\ &= -\sum_{k=1}^c (d_k - y_k) \frac{\partial y_k}{\partial u_k} \frac{\partial u_k}{\partial y_j} \\ &= \sum_{k=1}^c (d_k - y_k) f'(u_k) w_{kj} \end{aligned} \quad (4.24)$$

Eşitliği kullanılarak;

$$\delta_j = f'(u_j) \sum_{k=1}^c w_{kj} \delta_k \quad (4.25)$$

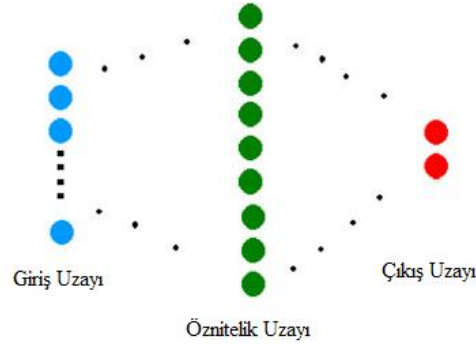
Elde edilir. Buradan ağırlık güncellemeleri;

$$\Delta w_{ji} = \eta x_i \delta_j = \eta \left(\sum_{k=1}^c w_{kj} \delta_k \right) f'(u_k) x_i \quad (4.26)$$

(4.19) ve (4.22) bağıntıları geriye yayılım algoritmasını tanımlar [83].

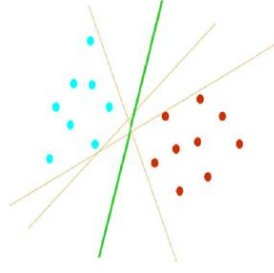
3.8 Destek Vektör Makineleri

Destek vektör makineleri (DVM) etkili bir veri sınıflandırma yöntemidir. Sınıflandırma ve regresyon hesaplarında çokça kullanılan DVM Vapnik tarafından geliştirilmiş bir tekniktir [84]. Bir sınıflandırma işleminde genellikle test ve eğitim amacıyla veriler kullanılır. Eğitim verilerinden her biri bir hedef değeri (sınıf etiketi) ve birçok özellik (öznitelik) içerir. Destek vektör makinelerinin amacı, test edilecek veri setindeki örneklerin hedef değerini (sınıfını) tahmin edebilen bir model geliştirmektir. Şekil 4.13 DVM'nin giriş-çıkış uzayını göstermektedir.



Şekil 4.13: DVM'de giriş-çıkış uzayı

Şekil 4.14'te ise iki farklı sınıfı birbirinden ayırmak için seçilebilecek düzlemler gösterilmektedir. Fakat bu düzlemlerden sadece bir tanesi farklı sınıflardaki noktalar arası uzaklığı en büyük yapar. En uygun ayırma işlemini gerçekleştiren bu doğrusal sınıflandırıcıya hiper düzlem adı verilir [85].



Şekil 4.14: Sınıfları birbirinden ayıran bazı hiper düzlemler

Destek vektör makineleri sınıflandırma ve regresyonda kullanılan bir gözetimli öğrenme yöntemidir. Genelleştirilmiş doğrusal sınıflandırıcılar ailesine aittir. DVM'nin bir özelliği de deneysel sınıflandırma hatalarını en aza indirirken aynı zamanda geometrik sınırları da mümkün olduğu kadar büyütmesidir. Bu özelliğinden dolayı en büyük sınır sınıflandırıcısı olarak da anılırlar. Şekil 4.15 veri setinin iki sınıfa ayıran iki boyutlu bir uzay olan hiperdüzlemi göstermektedir [85].

$$\begin{aligned} w^T x_i + b &\geq 1, & y_i &= 1 \\ w^T x_i + b &\leq -1 & y_i &= -1 \end{aligned} \quad (4.27)$$

N boyutlu bir $S = \{(x_i + y_i)\}_{i=1}^N$ eğitim kümesi verilmiş olsun. Burada $i=1, 2, \dots, N$ için $x_i \in R^n$ ve $y_i \in \{-1, +1\}$ dir. Diğer bir deyişle, S uzayındaki örneklerden her biri iki sınıftan birine aittir. Bununla beraber sınıfların, hiperdüzlemin aynı tarafındaki, bir sınıfın bütün elemanlarının yer aldığı bir hiperdüzlem ile ayırt edilebildiği kabul edilmiştir. Buradaki amaç iki sınıfı ayırabilen düzlemin eşitliğini bulmaktır. Sınıflandırma için DVM yapısında çözümü zorlayan kısıt, en uygun ayırt etme yüzeyinin eğitim kümesine en yakın noktalar ile birlikte mesafeyi büyükmek zorunda olmasıdır. Bu tanımlamaları daha anlaşılır bir hale getirmek için bazı tanımlamalara ihtiyaç vardır.

$w \in R^n$ iken aşağıdaki durumları sağlayacak şekilde S kümesi doğrusal olarak ayrılabilir.

$$i = 1, 2, \dots, N \Rightarrow y_i (w \cdot x_i + b) \geq 1 \quad (4.28)$$

Denklem (4.24) (w, b) çiftinin $w \cdot x + b = 0$ eşitliğine ait ayırt etme hiper uzayını tanımlamaktadır. d_i ayırt etme hiper uzayından x_i noktasına kadar olan mesafeyi gösterebilir:

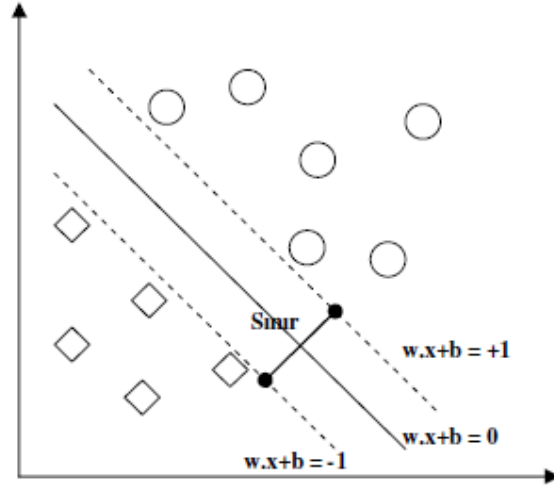
$$d_i = \frac{(w \cdot x_i + b)}{\|w\|} \quad (4.29)$$

Burada $\|w\|$ sembolü, w 'nin normunu göstermektedir. Böylece bütün $x_i \in S$ 'ler için aşağıdaki eşitsizlik sağlanır:

$$\frac{1}{\|w\|} \leq y_i d_i \quad (4.30)$$

$y_i d_i$ her zaman pozitif bir niceliktir. Buna ek olarak, $1/\|w\|$, x_i noktaları ve ayırt etme hiperdüzlemi (w, b) arasındaki mesafenin alt sınırıdır; yani S noktaları ve en az $1/\|w\|$ 'ye eşit olan ayırt etme hiperdüzlemi arasındaki mesafedir.

Doğrusal bir şekilde ayrılabilen S kümesi için en uygun ayırt etme hiperdüzlemi, S 'e ait en yakın noktanın mesafesini en büyükleyen hiperdüzlemdir. Optimal ayırt etme hiperdüzlemi ve S 'e ait en yakın nokta arasındaki mesafe $1/\|w\|$ niceliğini en büyükleyen S için ayırt etme hiperdüzlemi olarak yorumlanabilir. $1/\|w\|$ değerini en büyük yapan değer, $\|w\|$ 'nin en küçük yapılmasına bağlı olduğu için bu problemin çözümü S 'in en uygun ayırt etme hiperdüzlemine eşittir. $2/\|w\|$ niceliği sınıflar arasındaki sınır olarak adlandırılır ve en uygun ayırt etme hiper yüzeyi, sınırı en büyükleyen hiperdüzlem olarak yorumlanabilir. Sınır, S kümesinin ayırt edilebilirlik ölçütüdür veya diğer bir deyişle sınıflandırma problemlerinin karmaşıklığının bir ölçütüdür.



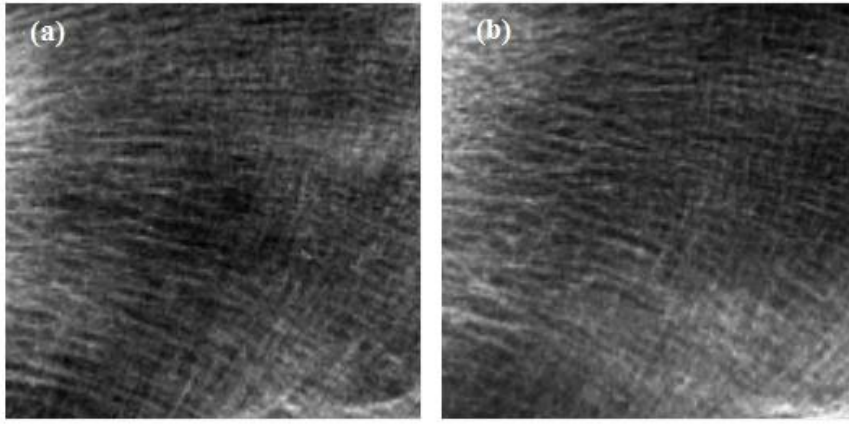
Şekil 4.15: Doğrusal sınıflandırıcı ve sınırlar.

Lineer olarak ayrılabilen durumlarda, sınıfları birbirinden ayıracak birkaç hiperdüzlem bulunabilir. Önemli olan bu hiperdüzlemler içinde en iyisini seçebilmektedir. Lineer olarak ayrılabilen verilen sınıflandırılması durumunda, bütün hiperdüzlemler içinde eğitim arızasını minimize eden, en büyük sınır değerine sahip olan hiperdüzlem seçilir. Büyük değerli sınıra sahip olmayan hiperdüzlemin beklenen riski yüksek olacaktır [86].

3.9 Yöntem

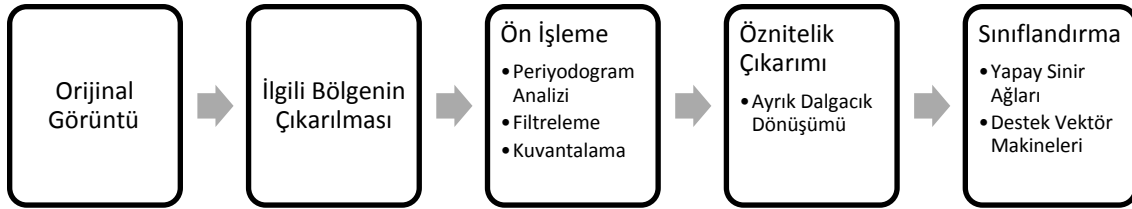
Bu tez çalışmasında, kemik erimesi hastalığı olan kemik dokuları ile sağlıklı dokuların ayırt edilmesi amaçlanmıştır. Çalışmamızda 39'u kemik erimesi tanısı konulmuş, 41'i kontrol grubu olan 80 bilgisayarlı tomografi görüntülerinin sınıflandırılmasında yapay sinir ağları ve destek vektör makineleri yöntemleri kullanılmıştır. Çalışmamızda kullanılan veriler, Orleans Hastanesinde iki yıl boyunca menopoz sonrası olağan kontrolleri yapılan kadınlardan alınmıştır.

Alınan görüntüler üzerinde daha kolay çalışma yapabilmek için, görüntülerin ilgilenilen bölgeleri kesilmiştir. Görüntüler üzerindeki ilgilenilen bölgeler, doktor tarafından anatomik göstergelerin işaretlenmesiyle belirlenmiştir. Bu işlem her bir görüntü üzerine aynı şekilde uygulanmıştır. Görüntüler üzerinde alınan ilgilenilen bölgeler 256x256 piksel ($2,7 \times 2,7 \text{ cm}^2$) boyutlarındadır ve Şekil 4.16'da gösterilmiştir.



Şekil 4.16: Kemik erimesi tanısı konuluş (a) ve sağlıklı doku (b) örnekleri

Tez çalışmasında izlenen yöntemin akış şeması Şekil 4.17’de görülmektedir.



Şekil 4.17: Tez çalışmasında izlenen yöntem

Elde edilen ilgili bölgesi çıkarılmış veriler üzerinde daha iyi bir analiz yapabilmek için görüntüler üzerine ön işlem olarak periyodogram analizi uygulanmış ve peşinden yüksek geçiren filtreden geçirilmiştir. YGF çıkışında ise görüntüler kuvantalama işlemine tabi tutulmuştur.

Öznitelik çıkarma, şekil tanılama ve şeklin önemli özelliklerinin çıkarılıp öznitelik vektörünün elde edilmesi işlemidir. Bu çalışmada görüntüler üzerinde öznitelik çıkarımı için ayrık dalgacık dönüşümü yönteminden yararlanılmıştır. Dalgacık fonksiyonu olarak Daubechies 5 (‘db5’) seçilmiştir. Ayrık dalgacık dönüşümü sonrası her bir imgeden yatay, dikey ve köşegen olarak 70x70 boyutunda matrisler elde edilmiştir. ADD ile elde edilen bu matrislerin ortalama ve varyansları öznitelik vektörünün elemanları olarak belirlenmiştir. Böylelikle her bir görüntü için 1x6 boyutlarında öznitelik vektörü oluşturulmuştur.

Elde edilen öznitelik vektörü boyutlarını, veri içerisinde var olan değişimlerin mümkün olduğunca korunarak daha az boyutlara indirgenmesini sağlamak amacıyla temel bileşen analizi yöntemi uygulanmıştır. Analiz, eldeki veriyi daha az sayıda

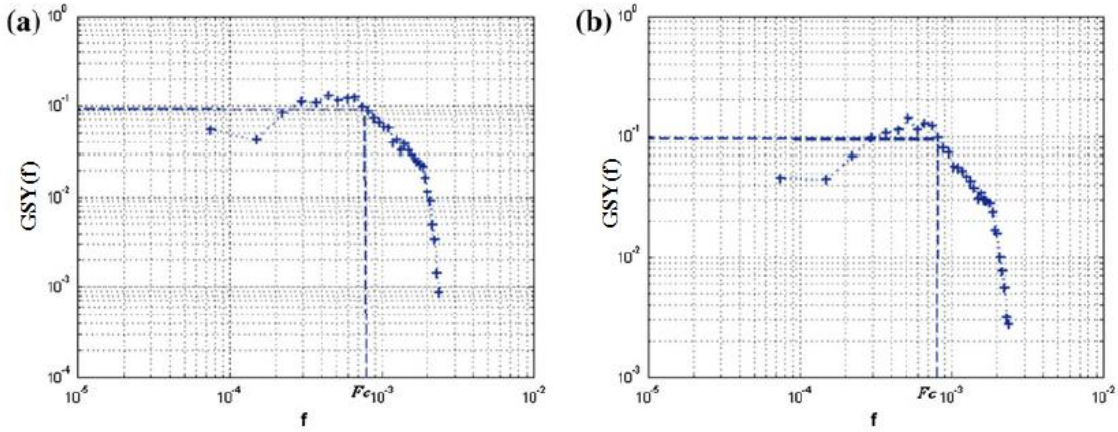
değişkenle ifade edebilecek en iyi dönüşümü belirlemeyi amaçlar. İlk temel bileşen varyans değeri en büyük olandır ve diğer temel bileşenler varyans değeri azalacak şekilde sıralanır. Çalışmada her bir imge için elde edilen 6 adet özniteliklere TBA uygulayarak öznitelik sayısı 2 ye düşürülmüştür.

Boyut azaltma işleminden sonra, indirgenmiş olan öznitelikler yapay sinir ağları ve destek vektör makineleri yöntemleri ile sınıflandırmaya tabi tutulmuştur.

Yapılan çalışmada elde edilen öznitelikler çok katmanlı YSA girişlerine uygulanmıştır. YSA yapısı olarak ileri beslemeli yapay sinir ağlarında geriye yayılım algoritması kullanılmıştır. Oluşturulan YSA’da gizli katmanda 50 nöron kullanılıp çıkışta ise “hasta” ve “hasta değil” olarak iki çıkış elde edilmiştir. Çalışmada kullanılan 80 adet veri setinden elde edilen öznitelik vektörlerinin, sağlıklı ve hasta tanılı olarak karışık şekilde 60 tanesi eğitim ve 20 tanesi test için kullanılmıştır. Başarım yüzdesini artırmak amacıyla sınıflandırmada farklı bir yöntem olan destek vektör makineleri kullanılmıştır. Tez çalışmasında kullanılan sınıflandırma yöntemlerinin sonuçları bir sonraki bölümde gösterilmiştir.

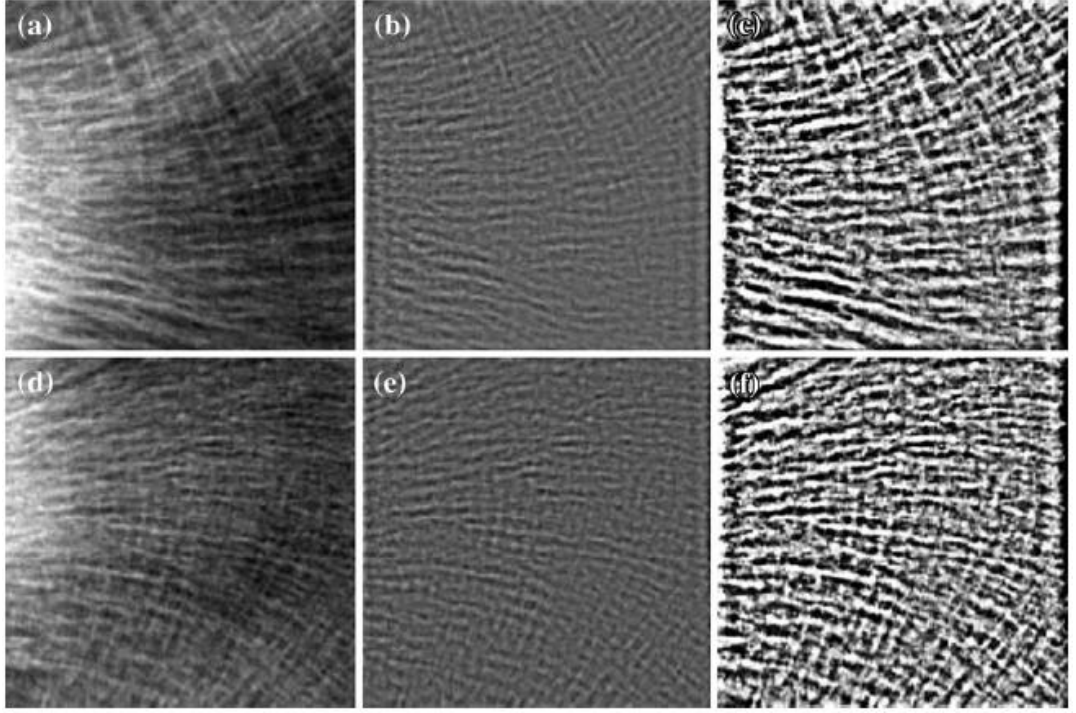
5. BULGULAR

Bu tez çalışmasında, daha iyi bir analiz yapabilmek için imgeler üzerine ortalama periyodogram işlemi uygulanmış ve Şekil 5.1’de görüldüğü gibi iki frekans bölgesi elde edilmiştir. Bu iki bölge f_c kesim frekansı ile birbirinden ayrılmıştır. Bunun yanında imgeleri daha iyi bir şekilde karakterize edebilmek için her iki grup için de Fourier bölgesinde filtreleme işlemi tercih edilmiştir.



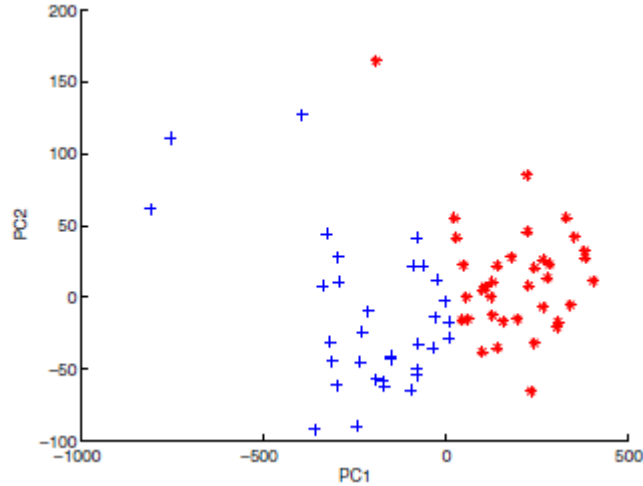
Şekil 5.1: Kemik erimesine maruz kalmış gruptan (a) ve kontrol grubundan (b) alınan imgelerin ortalama periyodogramları

Şekil 5.1’de gösterilen iki bölgeden alçak frekans ($|f| < f_c$) bölümü kemik erimesiyle alakalı olmayan, kemik içi boşluklara denk gelirken; yüksek frekans bölümü $|f| > f_c$ kemik erimesinin gerçekleştiği trabeküler doku bölgesine denk gelmektedir. Trabeküler doku alanının yüksek frekans bölgesine denk gelmesi sebebiyle hem kontrol grubu hem de hasta grubu imgeleri yüksek geçiren filtreden (YGF) geçirilmiştir. Bu imgelerin yüksek frekans bileşenleri Şekil 5.2(b) ve Şekil 5.2(e)’de gösterilmiştir. YGF işleminden sonra sadece gerekli bilgilerin alınması için niceleme (kuvantalama) işlemi uygulanmış ve gri seviyelerin azaltılması sağlanmıştır. Böylece görüntüler analiz işlemlerine daha uygun hale getirilmiştir. Bu işleme ait sonuçlar Şekil 5.2(c) ve Şekil 5.2(f)’de gösterilmiştir.



Şekil 5.2: Kemik erimesi hastasından (a), kontrol grubundan alınan (d) veriler. Veri setine yüksek geçiren filtre (b,e) ve niceleme işlemlerinin (c,f) uygulanması

Niceleme işleminin ardından görüntüler öznitelik çıkarmak amacıyla ayrık dalgacık dönüşümüne tabi tutulmuştur. ADD'den sonra elde edilen özniteliklerin TBA ile azaltılması sonucu öznitelik dağılımı Şekil 5,3'te gösterilmiştir.



Şekil 5.3: Elde edilen özniteliklerin dağılımı

Bir önceki aşamada elde edilen öznitelikler sınıflandırma amacıyla yapay sinir ağları ve destek vektör makinelerine uygulanmıştır. Yapay sinir ağıyla yapılan sınıflandırma sonucunda %86 doğrulukta hasta tanısı konulmuş kemik dokusu saptanabilmiştir. Buna karşılık farklı bir yöntem olan destek vektör makineleri ile

yapılan sınıflandırmada ise %92.5'lik bir başarıml elde edilmiştir. Elde edilen bu sonuçların karşılaştırılması ve sınıflandırmalara ait doğru pozitif (DP), doğru negatif (DN), yanlış pozitif (YP), yanlış negatif (YN) değerleri Çizelge 5.1'de gösterilmiştir. Çizelge 5.1'de her iki sınıflandırma yöntemi için duyarlılık (sensitivity), özgünlük (specificity) ve doğruluk (Acc) oranlarına da yer verilmiştir.

Çizelge 5.1: Sınıflandırma sonuçlarının karşılaştırılması

	DN	YN	DP	YP	Duyarlılık	Özgünlük	Doğruluk
YSA	51	9	52	8	0.85	0.86	%86
DVM	58	2	53	7	0.96	0.89	%92.5

6. SONUÇ VE TARTIŞMA

Orta yaş üzeri kadınların menopoz sonrası dönemlerinde sağlık tehditlerinden biri olan kemik erimesi, erken tanı ile tedavisi başlanmadığında ileri seviyede kalça, omurga, el bileği gibi kemiklerde kırıklara neden olmaktadır. Bu tez çalışmasında bilgisayarlı tomografi görüntüleri üzerinden kemik erimesi tanısı yapabilmek için bir örüntü tanıma yapısı oluşturulmuştur.

Bu amaçla hastalardan alınan görüntüler, periyodogram analizi, filtreleme ve niceleme gibi ön işleme teknikleri kullanılarak analiz ortamına uygun hale getirilmiştir. Dalgacık dönüşümü yöntemi ile elde edilen öznitelikler temel bileşen analizi ile etkin bir şekilde azaltılmış ve iki farklı sınıflandırma yöntemine uygulanmıştır.

İlk yöntem olan yapay sinir ağları ile %86 başarılı bir teşhis elde edilmiştir. İkinci yöntem olarak kullanılan destek vektör makinelerinde ise doğruluk oranı artırılmış ve %91 seviyesine kadar çıkmıştır.

Bu sonuçların gösterdiği doğrultuda, tez çalışmasında gerçekleştirilen örüntü tanıma yapısı, kemik erimesi teşhisine yardımcı olabilecek önemli bir araç olarak kullanılabilir.

Çalışma boyunca kullanılan görüntü sayısı sınırlı olduğu halde yüksek başarımlar elde edilmiştir. Diğer yandan veri sayısı artırılırsa sınıflandırma başarısının da artacağı tahmin edilmektedir.

Sınıflandırma başarısını artıran bir diğer değişken ise özniteliklerin çıkarılması ve doğru özniteliklerin seçilmesidir. Farklı yöntemlerle çıkarılacak olan farklı öznitelikler denenerek başarımlar yeniden hesaplanabilir. Kullanılan veri seti incelendiğinde, görüntülerin yatay ve dikey yönlerde değişkenlik gösterdiği görülmektedir. Bu anlamda, farklı yönlerle bağlı olarak elde edilecek özniteliklerin seçiminin anlamlı sonuçlar çıkaracağı düşünülmektedir. İleride yapılacak olan çalışmalarda bu öngörü dikkate alınacaktır. Son olarak farklı sınıflandırma

yöntemlerinin denenmesi, sınıflandırma başarımını artırabilecek bir unsur olarak düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

- [1] **K. L. Stone et al.**, «BMD at multiple sites and risk of fracture of multiple types: Long-term results from the study of osteoporotic fractures,» *J. Bone Mineral Res.*, no. vol. 18, p. pp.1947–1954, 2003.
- [2] **E. S. Siris, P. D. Miller, E. Barrett-Conner, K. G. Faulkner ve L. E. Wehren**, «Identification and fracture outcomes of undiagnosed low bone mineral density in postmenopausal women: Results from the national osteoporosis risk assessment,» *JAMA*, no. vol. 286, p. pp. 2815–2822, 2001.
- [3] **E. Seeman ve P. D. Delmas**, «Changes in bone mineral density explain little of the reduction in vertebral or nonvertebral fracture risk with anti-resorptive therapy,» *Bone*, no. vol. 34, p. pp. 599–604, 2004.
- [4] **P. D. Delmas**, «How does antiresorptive therapy decrease the risk of fracture in women with osteoporosis,» *Bone*, no. 27, p. 1–3, 2000.
- [5] **D. Ulrich, B. v. Rietbergen, A. Laib ve P. Rueg**, «The ability of three dimensional structural indices to reflect mechanical aspects of trabecular bone,» *Bone*, p. 55–60, 1999.
- [6] **M. Singh, A. R. Nagrath ve P. S. Maini**, «Changes in trabecular pattern of the upper end of the femur as an index of osteoporosis,» *J. Bone Joint Surg.*, no. 52, pp. 457-467, 1970.
- [7] **S. Majumdar, J. Lin, T. Link, J. Millard, P. Augat ve X. Ouyang**, «Fractal analysis of radiographs: Assessment of trabecular bone structure and prediction of elastic modulus and strength,» *Med. Phys.*, no. 26, pp. 1330-1340, 1999.
- [8] **S. Majumdar, T. Link, J. Lin, J. Millard ve P. Augat**, «In vivo assessment of trabecular bone structure using fractal analysis of distal radius radiographs,» *Med. Phys.*, no. 27, pp. 2594-2599, 2000.
- [9] **C.L. Benhamou et al.**, «Fractal analysis of radiographic trabecular bone texture and bone mineral density: two complementary parameters related to osteoporotic fractures.,» *J Bone Miner Res*, pp. 16:697-704, 2001.
- [10] **Fritscher, A. Grünerbl, M. Hänni, N. Suhm, C. Hengg ve R. Schubert**, «Trabecular Bone Analysis in CT and X-Ray Images of the Proximal Femur for the Assessment of Local Bone Quality,» *IEEE*

TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, no. 28, pp. 1560-1575, 2009.

- [11] **E. Lespessailles et al.**, «Fractal Analysis of Bone Texture on Os Calcis Radiographs Compared with Trabecular Microarchitecture Analyzed by Histomorphometry,» *Calcified Tissue International*, cilt 63, no. Issue 2, pp. 121-125, 1998.
- [12] **L. Pothuaud et al.**, «Fractal dimension of trabecular bone projection texture is related to three three dimensional microarchitecture,» *J Bone Miner ResJ Bone Miner Res*, pp. 15:691-699, 2000.
- [13] **Y.-F. Chen, D. Yi-Chun, T. Yi-Ting ve C. Tainsang**, «Using modified contour deformable model to quantitatively estimate ultrasound parameters for osteoporosis assessment,» %1 içinde *Medical Biometrics - First International Conference*, Hong Kong, 2008.
- [14] **D. Testi et al.**, «Risk of fracture in elderly patients: a new predictive index based on bone mineral density and finite element analysis,» *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, cilt 60, pp. 23-33, 1999.
- [15] **Masahiko Bessho et al.**, «Prediction of strength and strain of the proximal femur by a CT-based finite element method,» *Journal of Biomechanics*, no. 40, p. 1745–1753, 2007.
- [16] **I. A. Basheera ve M. Hajmeerb**, «Artificial neural networks: fundamentals, computing, design, and application,» *Journal of Microbiological Methods*, no. 43, pp. 3-31, 2000.
- [17] **B. Chaudhuri ve U. Bhattacharya**, «Efficient training and improved performance of multilayer perceptron in pattern classification,» *Neurocomputing*, no. 34, pp. 11-27, 2000.
- [18] **J. R. Hilera, V. J. Martinez ve M. Mazo**, «ECG signal processing with neural networks,» *International Journal of Uncert. Fuzz. Knowl. Based Syst.*, cilt 3, no. 4, pp. 419-430, 1995.
- [19] **J. Ortiz et al.**, «One-year mortality prognosis in heart failure: a neural network approach based on echocardiographic data,» *J Am Coll Cardiol*, no. 26, pp. 1586-1593, 1995.
- [20] **G. Lemineur**, «EFFICIENT ESTIMATION OF OSTEOPOROSIS USING ARTIFICIAL NEURAL NETWORKS,» %1 içinde *The 33rd Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society (IECON)*, Taipei, 2007.
- [21] **L. Houam, A. Hafiane, A. Boukrouche, E. Lespessailles ve R. Jennane**, «One dimensional local binary pattern for bone texture characterization,» *Pattern Anal. Applic.*, cilt 7, no. 4, pp. 186-201, 2012.

- [22] **A. B. Wolbarst**, Looking Within, Berkeley and Los Angeles, California: University of California Press, 2000.
- [23] **İ. Karagöz ve O. Eroğul**, Tıbbi Görüntüleme Sistemleri, Ankara: Haberal Eğitim Vakfı, 1998.
- [24] **M. A. S. Sherer, P. J. Visconti ve R. E. Ritenour**, Workbook for Radiation Protection in Medical Radiography, Maryland Heights: Mosby Elsevier, 2011.
- [25] **D. Ünal**, «Tıpta Kullanılan Görüntüleme Teknikleri,» Gazi Üniversitesi, Ankara, 2008.
- [26] **A. Webb**, Introduction to Biomedical Imaging, Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, Inc.252: IEEE Press Series on Biomedical Engineering, 2003.
- [27] **A. Büyüktanır**, Ultrasound, Ankara: Gazi University, 2010.
- [28] **M. W. Saltzman**, Biomedical Engineering, Bridging Medicine and Technology, Cambridge, New York, Melbourne, Madrid, Cape Town, Singapore,São Paulo, Delhi, Dubai, Tokyo: Cambridge University Press, 2009.
- [29] **K. Dukes**, «Financial Software Engineering and Scientific Research,» [Çevrimiçi]. Available: <http://kaisdukes.wordpress.com/2010/10/22/first-ultrasound-for-baby-2/>. [%1 tarihinde erişilmiştir24 Ocak 2013].
- [30] «nobelprize.org/the official web site of the nobel prize,» [Çevrimiçi]. Available: http://www.nobelprize.org/nobel_prizes/medicine/laureates/. [%1 tarihinde erişilmiştir25 ocak 2013].
- [31] **J. Enderle ve J. Bronzino**, Introduction to Biomedical Engineering, New York: Elsevier Inc., 2012.
- [32] **N. B. Smith ve A. Webb**, Introduction to Medical Imaging, Physics, Engineering and Clinical Applications, Cambridge: Cambridge University Press, 2011.
- [33] «**ClinoCare**, Clinical Solutions,» [Çevrimiçi]. Available: <http://www.orhunsaglik.com/?p=45>. [%1 tarihinde erişilmiştir25 Ocak 2013].
- [34] **A. Macovski**, Medical Imaging Systems, New Jersey: Prentice-Hall, 1983.
- [35] **T. U. o. Wisconsin**, «Section of Hematology & Medical Oncology,» Associated Press, Madison, 2012.
- [36] **M. Çalışan ve İ. Türkoğlu**, «Termal Kameralar ve Uygulamaları,» %1 içinde *TMMOB, Elektrik-Elektronik ve Bilgisayar Sempozyumu*, Elazığ, 2011.

- [37] **A. C. Kak ve M. Slaney**, Principles of Computerized Tomographic Imaging, New York: IEEE Press, 1999.
- [38] **J. Radon**, «Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integralwerte langs gewisser Mannigfaltigkeiten,» *Berichte über die Verhandlungen der Königlich-Sächsischen Akademie der Wissenschaften zu Leipzig*, cilt 69, pp. 262-277, 1917.
- [39] **J. Radon ve P. Parks**, «translation:On the determination of functions from their integral values along certain manifolds,» *IEEE Transactions on Medical Imaging* , cilt 5, no. 4, pp. 170-176, 1986.
- [40] «The Official Web Site of the Nobel Prize,» [Çevrimiçi]. Available: http://www.nobelprize.org/nobel_prizes/medicine/laureates/. [%1 tarihinde erişilmiştir 8 Şubat 2013].
- [41] **G. N. Ramachandran ve A. V. Lakshminarayanan**, «Three dimensional reconstructions from radiographs and electron micrographs: Application of convolution instead of Fourier transforms,» *Proc. Nat. Acad. Sci.*, cilt 68, pp. 2236-2240, 1971.
- [42] **L. A. Shepp ve B. F. Logan**, «The Fourier reconstruction of a head section,» *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, cilt 21, pp. 21-43, 1974.
- [43] **A. Kak**, «Computerized tomography with x-ray emission and ultrasound sources,» *Proc. IEEE*, cilt 67, pp. 1245-1272, 1979.
- [44] **A. Rosenfeld ve A. Kak**, Digital Picture Processing, New York: NY:Academic Press, 1982.
- [45] **V. Y. Panin**, «Iterative Algorithms for Variance Reduction on Compressed Sinogram Random Coincidences in PET». Knoxville, TN, US Patent 20100057819, 4 Mart 2010.
- [46] **P. Toft**, *The Radon Transform - Theory and Implementation*, PhD thesis, Department of Mathematical Modelling, Technical University of Denmark, 1996.
- [47] **S. X. Pan ve A. C. Kak**, «A computational study of reconstruction algorithms for diffraction tomography: Interpolation vs. filtered-backpropagation,» *IEEE Trans. Acoust. Speech Signal Processing*, no. 31, pp. 1262-1275, 1983.
- [48] **A. Webb**, Introduction to Medical Imaging, Cambridge: Cambridge University Press, 2011.
- [49] **W. Edelstein, J. Hutchison, G. Johnson ve T. Redpath**, «Spin warp Nmr imaging and applications to human whole-body imaging,» *Physics in*

Medicine and Biology, cilt 24, no. 4, pp. 751-760, 1980.

- [50] **Siemens**, «Siemens Health Care Systems,» Siemens, [Çevrimiçi]. Available: http://www.medical.siemens.com/webapp/wcs/stores/servlet/ProductDisplay~q_catalogId~e_-1~a_catTree~e_100010,1007660,12752,1008406~a_langId~e_-1~a_productId~e_4145579~a_storeId~e_10001.htm. [%1 tarihinde erişilmiştir26 Şubat 2013].
- [51] **W. A. Kalendar**, *Computed Tomography*, Munich: Publicis MCD Verlag, 2005.
- [52] **A. Klibanski, C. L. Adams, T. Bassford, S. N. Blair, S. D. Boden ve K. Dickersin**, «Osteoporosis prevention, diagnosis and therapy,» *J. Am. Med. Assoc.*, cilt 285, no. 6, pp. 785-795, 2001.
- [53] **C. J. Hernandez ve T. M. Keaveny**, «A biomechanical perspective on bone quality,» *Bone*, cilt 39, no. 6, pp. 1173-1181, 2006.
- [54] **R. E. Small**, «Uses and limitations of bone mineral density measurement in the management of osteoporosis,» *Medsc. Gen. Med.*, cilt 7, no. 2, p. 3, 2005.
- [55] **M. A. Haidekker ve G. Dougherty**, «Medical imaging in the diagnosis of osteoporosis and Estimation of the individual bone fracture risk,» %1 içinde *Medical Image Processing*, Camarillo, Springer, 2011, pp. 193-225.
- [56] **S. Mjumdar, R. S. Weinstein ve R. R. Prasad**, «Application of fractal geometry techniques to the study of trabecular bone,» *Med Physics*, cilt 20, pp. 1611-1619, 1993.
- [57] **A. J. Fields, S. K. Eswaran, M. G. Jekir ve T. M. Keaveny**, «Role of trabecular microarchitecture in whole-vertebral body biomechanical behavior,» *J. Bone Miner. Res.*, cilt 24, no. 9, pp. 1523-1530, 2009.
- [58] **O. L. Svendsen, J. Haarbo, C. Hassager ve C. Christiansen**, «Accuracy of measurements of body composition by dual energy x-ray absorptiometry in vivo,» *Am. J. Clin. Nutr.*, cilt 57, no. 5, p. 605, 1993.
- [59] **J. Bushberg, J. Seibert, J. E. M. Leidholdt ve J. M. Boone**, *The essential physics of medical imaging*, New York: Lippincott Williams&Wilkins, 2002.
- [60] **T. F. Lang**, «Quantitative computed tomography,» *Radiol. Clin. N. Am.*, cilt 43, no. 3, pp. 589-600, 2010.
- [61] **A. M. Parfitt**, «Bone histomorphometry: standardization of nomenclature, symbols and units,» *Bone*, cilt 9, no. 1, pp. 67-69, 1988.
- [62] **M. A. Haidekker**, *Advanced Biomedical Image Analysis*, Hoboken, NJ: Wiley,

2011.

- [63] **M. A. Haidekker**, *Advanced Biomedical Image Analysis*, Hoboken: Wiley, 2011.
- [64] **F. Lavaste, W. Skalli, R. S, R. Roy-Cmille ve C. Mzel**, «Three-dimensional geometrical and mechanical modelling of lumbar spine,» *J. Biomechanics*, cilt 25, no. 10, pp. 1153-1164, 1992.
- [65] **L. J. Gibson**, «The mechanical behaviour of cancellous bone,» *J. Biomechanics*, cilt 18, no. 5, pp. 317-328, 1985.
- [66] **K. S. Jensen ve L. Mosekilde**, «A model of vertebral trabecular bone architecture and its mechanical properties,» *Bone*, cilt 11, no. 6, pp. 417-423, 1990.
- [67] **K. E. Ensrud, L. Palermo, D. M. Black, J. Cauley, M. Jergas, E. S. Orwoll, M. C. Nevitt ve K. M. Fox**, «Hip and calcaneal bone loss increase with advancing age: longitudinal results from the study of osteoporotic fractures,» *J Bone Miner Res.*, cilt 10, no. 11, pp. 1778-1787, 1995.
- [68] **E. Lespessailles, E. Eynard, V. Royant, C. Terem, D. Valverde, R. Harba ve C. Benhamou**, «Effects of age and menopause on the fractal dimension of trabecular bone determined on calcaneus radiographs,» *J Bone Miner Res*, cilt 11, p. 473, 1996.
- [69] **N. Powell**, «Bonej,» [Çevrimiçi]. Available: <http://bonej.org/anisotropy>. [%1 tarihinde erişilmiştir21 mart 2013].
- [70] **J. D. Bronzino**, *The Biomedical Engineering Handbook*, Florida: CRC Press, 2000.
- [71] **J. G. Proakis ve D. G. Manolakis**, *Digital Signal Processing Principles, Algorithms and Application*, New Jersey: Prentice-Hall, 1996.
- [72] **N. Arı, Ş. Özen ve Ö. H. Çolak**, *Dalgacık Teorisi*, Ankara: Palme Yayıncılık, 2008.
- [73] **İ. Gümüş**, *EKG sinyallern wavelet analizi*, Bursa: Uludağ Üniversitesi Müh-Mim. Fakültesi, Elektronik Müh. Bölümü, 2003.
- [74] **M. B. Türkeç**, *Bayes Sınıflandırıcı kullanarak yüz sezimi*, Ankara: Hacettepe Üniversitesi, 2007.
- [75] **T. Ölmez ve Z. Dokur**, *Uzman Sistemlerde Örüntü Tanıma*, İstanbul: İstanbul Teknik Üniversitesi, 2009.
- [76] **G. Coombe**, «An Introduction to Principal Component Analysis and Online Singular Value Decomposition,» 31 October 2006. [Çevrimiçi]. Available: <http://www.cs.unc.edu/~coombe/research/phd/svd.pdf>. [%1

tarihinde erişilmiştir27 March 2013].

- [77] **E. Alpaydın**, Yapay Öğrenme, Mart: Boğaziçi Üniversitesi Yayınevi, 2011.
- [78] **P. Berkhin**, Survey of Clustering Data Mining Techniques, California: Accrue Software Inc, 2002.
- [79] **K. Yıldız, Y. Çamurcu ve B. Doğan**, «Veri Madenciliğinde Temel Bileşenler Analizi ve Negatifsiz Matris Çarpanlarına Ayırma Tekniklerinin Karşılaştırmalı Analizi,» %1 içinde *Akademik Bilişim Konferansı*, Muğla, 2010.
- [80] **E. Öztemel**, Yapay Sinir Ağları, İstanbul, Ankara, İzmir, Adana: Papatya Yayıncılık, 2003.
- [81] **D. E. Rumelhart ve J. L. McClelland**, Parallel Distributed Processing; Explorations in the Microstructure of Cognition, Cambridge: MIT Press, 1986.
- [82] **N. Handbook**, Neural Computing: A technology handbook for professional II/Plus and NeuralWorks Explorer, Pittsburgh: Neuralware, 1996.
- [83] **S. Eser**, «Yapay Sinir Ağları ile Yüz Sezimi ve Takibi,» YTÜ, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2006.
- [84] **V. Vapnik**, «The nature of statistical learning theory,» Springer, New York, 1995.
- [85] **A. Akgündoğdu, J. Jennane, G. Aufort, C. L. Benhamou ve O. N. Uçan**, «3D Image Analysis and Artificial Intelligence for Bone Disease Classification,» *Journal of Med. Syst*, no. 34, pp. 815-828, 2010.
- [86] **H. Boztoprak**, «Gerçek Zamanlı Taşıt Plaka Sistemi,» Süleyman Demirel Üniv. Fen Bilimleri Enstitüsü, Isparta, 2007.

ÖZGEÇMİŞ

Ad Soyad: Mustafa İSTANBULLU

Doğum Yeri ve Tarihi: Çorum / 01.05.1988

E-Posta: istanbullu@itu.edu.tr

Lisans: Erciyes Üniversitesi

Mesleki Deneyim: Araştırma Görevlisi / İstanbul Aydın Üniversitesi
Ocak 2011-Eylül 2012
Araştırma Görevlisi / Çukurova Üniversitesi
Eylül 2012-Halen

TEZDEN TÜRETİLEN YAYINLAR/SUNUMLAR

- İstanbullu M., Aydın M., Benveniste R., Uçan O.N., Jennane R., “Yapay Sinir Ağları ve Destek Vektör Makineleri Kullanarak Kemik Erimesi Hastalığının Erken Teşhisi”, 20. IEEE Sinyal İşleme ve İletişim Uygulamaları Kurultayı. SİU 2012, 18-20 Nisan, Fethiye