



**İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

DOKTORA TEZİ

**TRABEKÜLER KEMİK YAPILARININ YAPAY ZEKA
YÖNTEMLERİ İLE MODELLENMESİ**

**Uzman Müh. Abdurrahim AKGÜNDOĞDU
Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı**

**Danışman
Prof.Dr. Osman Nuri UÇAN**

Temmuz, 2009

İSTANBUL



**İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

DOKTORA TEZİ

**TRABEKÜLER KEMİK YAPILARININ YAPAY ZEKA
YÖNTEMLERİ İLE MODELLENMESİ**

**Uzman Müh. Abdurrahim AKGÜNDOĞDU
Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı**

**Danışman
Prof.Dr. Osman Nuri UÇAN**

Temmuz, 2009

İSTANBUL

Bu çalışma 13/07/2009 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı Biyomedikal Mühendisliği programında Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Jürisi



Prof.Dr. Osman Nuri UÇAN (Danışman)
İstanbul Üniversitesi
Mühendislik Fakültesi



Prof.Dr. Aydın AKAN
İstanbul Üniversitesi
Mühendislik Fakültesi

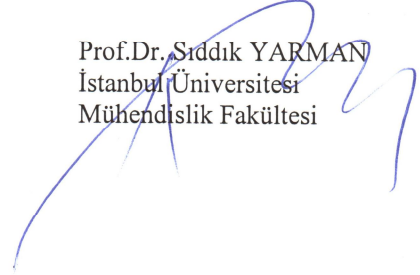


Prof.Dr. Sedef KENT
İstanbul Teknik Üniversitesi
Elektrik-Elektronik Fakültesi

Prof.Dr. Sıddık YARMAN
İstanbul Üniversitesi
Mühendislik Fakültesi



Prof.Dr. Serhat ŞEKER
İstanbul Teknik Üniversitesi
Elektrik-Elektronik Fakültesi



ÖNSÖZ

Doktora tezim boyunca bana çok güzel bir çalışma ortamı sunan, çalışmalarım da desteğini eksik etmeyip motivasyonumun en üst düzeyde olmasını sağlayan değerli hocam Sayın Prof.Dr. Osman Nuri UÇAN'a, tez izleme komitesinde yer alarak tezime katkıda bulunan Sayın Prof.Dr. Aydın AKAN'a ve Sayın Prof.Dr. Sedef KENT'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Tıbbi görüntülerin ve veri setlerinin temini ve değerlendirilmesi konusunda bana ayırdığı vakit ve verdiği destekler için sayın Rachid Jennane'ye teşekkür ederim.

Son olarak tez süresince her zaman destek veren ve sabır gösteren bugünlere gelmemde büyük katkıları olan sevgili anneme ve babama şükranlarımı sunarım.

Temmuz, 2009

Abdurrahim AKGÜNDOĞDU

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ	i
İÇİNDEKİLER	ii
ŞEKİL LİSTESİ	v
TABLO LİSTESİ	vii
SEMBOL LİSTESİ	viii
ÖZET	ix
SUMMARY	x
1. GİRİŞ	1
2. GENEL KISIMLAR.....	4
2.1. KEMİKLER	4
2.1.1. Normal Kemik Dokusu.....	5
2.1.2. Kemik Yenilenmesi.....	8
2.1.3. Kemik Mineral Yoğunluğu Ölçümü	11
2.1.4. Dual Enerji X-Ray Absorbsiyometri (DEXA)	11
2.2. OSTEOPOROZ (OP).....	14
2.2.1. Risk Faktörleri.....	16
2.3. OSTEOARTRİT (OA)	19
3. MALZEME VE YÖNTEM	24
3.1. MALZEME.....	24
3.1.1. Osteoporotik Hastalar	24
3.1.2. Osteoporoz (OA) ve Osteoartrit (OP) Verileri	25

3.2. KULLANILAN YAPAY ZEKA TEKNİKLERİ	27
3.2.1. Sinirsel Bulanık Mantık (SBM)	27
3.2.1.1. <i>Bulanık Mantık</i>	27
3.2.1.2. <i>Yapay Sinir Ağları (YSA)</i>	28
3.2.1.3. <i>Sinirsel Bulanık Mantık (SBM) Yapısı</i>	29
3.2.1.4. <i>Çıkarmalı Kümeleme</i>	31
3.2.2. Destek Vektör Makineleri (DVM)	33
3.2.3. Genetik Algoritmalar (GA) ve Genetik Programlama (GP)	39
3.2.3.1 <i>Genetik Algoritma Aşamaları</i>	40
3.2.3.2. <i>GA Parametreleri</i>	41
3.2.3.3. <i>Genetik Programlama (GP)</i>	41
3.2.4. Karma İskelet Grafik Analizi (KİGA)	45
3.2.4.1. <i>Karma iskelet (Kİ)</i>	45
3.2.4.2. <i>Voksellerin Sınıflandırılması (Classification)</i>	48
3.2.4.3. <i>Bireyselleştirme (Individualization)</i>	49
3.2.4.4. <i>Kesimlere Ayırma (Segmentasyon)</i>	50
3.2.4.5. <i>Mekanik Değerlendirmeler</i>	51
3.2.4.6. <i>Çubuk Elemanlarının Işın Sarmallarına Dönüştürülmesi</i>	52
3.2.4.7. <i>Katmanların Kabuk Elemanlarına Dönüştürülmesi</i>	53
4. BULGULAR	57
4.1. DEXA VERİLERİ İLE OP HASTALIĞI TANISI	57
4.1.1. OP Verilerinin SBM ile Sınıflandırılması	60
4.1.2. OP Verilerinin DVM ile Sınıflandırılması	62
4.1.3. OP Verilerinin GP ile Sınıflandırılması	63
4.2. OA VE OP SINIFLANDIRMASINDA KİGA İLE ELDE EDİLEN PARAMETRELERİN KULLANIMI	69
4.2.1. Topolojik Parametreler	69
4.2.2. Morfolojik Parametreler	70
4.2.3. Mekanik Parametreler	73

5. TARTIŞMA VE SONUÇ	78
KAYNAKLAR.....	81
EKLER	86
EK A1. KİGA UYGULANMIŞ TRABEKÜLER KEMİK GÖRÜNTÜLERİ....	86
EK A2. KİGA SONRASI ABAQUS PROGRAMIYLA SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ UYGULANMIŞ KEMİK GÖRÜNTÜLERİ	90
EK B.1. DVM SONRASI ELDE EDİLEN 78 VEKTÖR.....	91
EK B.2. DVM SONRASI ELDE EDİLEN 65 VEKTÖR.....	93
ÖZGEÇMİŞ.....	95

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2.1	: Normal kemik dokusu	5
Şekil 2.2	: Vertebra görüntüsü.....	7
Şekil 2.3	: Kemik yenilenmesi şeması	8
Şekil 2.4	: Normal kemik görüntüsü.....	9
Şekil 2.5	: İncelmiş kemik dokusu.....	9
Şekil 2.6	: Kemik dokusunda kopma oluşması.....	10
Şekil 2.7	: Yenilenen kemik yapısı	10
Şekil 2.8	: DEXA cihazı görüntüsü	13
Şekil 2.9	: Normal ve osteoporotik trabeküler kemik yapısı.....	14
Şekil 2.10	: Osteoporozun omurlara etkisi.....	15
Şekil 2.11	: Kemik yoğunluğunun erkek ve kadınlarda yaşa bağlı olarak artıp azalmasını gösteren yüzde eğrisi	16
Şekil 2.12	: Osteoporozun trabeküler kemik yapılarına etkisi	18
Şekil 2.13	: Kıkırdığın temel yapıtaşı tip II kollajen.....	20
Şekil 2.14	: Eklem yapıları.....	21
Şekil 2.15	: Eklem kıkırdığındaki yıkımlar	22
Şekil 2.16	: Osteoartrit omurgalara etkisi	23
Şekil 3.1	: KMY parametrelerinin bireylere göre dağılımı	24
Şekil 3.2	: T-skor parametresinin bireylere göre dağılımı	25
Şekil 3.3	: Hasta grubunun yaşlara göre dağılımı.....	25
Şekil 3.4	: 64 ³ Vokselli , OA ve OP trabeküler kemikler	26
Şekil 3.5	: Yaşlara ait üyelik fonksiyonu	28
Şekil 3.6	: Bir Nöronun biyolojik modeli.....	29
Şekil 3.7	: Bir Nöronun YSA modeli.....	29
Şekil 3.8	: Yedi parametre girişli bir çıkışlı sugeno modeli.....	31
Şekil 3.9	: Üç kurallı yedi girişli bir çıkışlı SBM mimarisi	33
Şekil 3.10	: Doğrusal olarak ayrılabilen iki sınıf veri kümesi.....	34
Şekil 3.11	: Doğrusal olarak ayrılamayan iki sınıf veri kümesi	35
Şekil 3.12	: Giriş uzayından özellik (öznitelik) uzayına dönüşüm.....	37
Şekil 3.13	: Max (x*x,x+4*y) ifadesinin ağaç gösterimi.....	42
Şekil 3.14	: Köklü ifadenin ağaç gösterimi	43
Şekil 3.15	: Genetik programlamada ağaç çaprazlama	44
Şekil 3.16	: Genetik programlamada ağaç mutasyon.....	45
Şekil 3.17	: Karma İskelet (Kİ) yapısının genel şeması.....	46
Şekil 3.18	: Test vektörü, çizgi iskelet modeli ve karma iskelet modeli	47
Şekil 3.19	: Trabeküler kemiğe KİGA uygulanması	48
Şekil 3.20	: Bireyselleştirme tekniği sonrası test vektörü görüntüsü.....	50
Şekil 3.21	: Segmentasyon sonrası oluşan vektör görüntüsü	51
Şekil 3.22	: Ağaç öğelerinin ışın sarmalı olarak dönüşümü.....	53
Şekil 3.23	: Katman elemanlarının kabuk öğelerine dönüşümü.....	54
Şekil 3.24	: SEA yöntemiyle mekanik ölçümleri hesaplanan t. kemikgörüntüsü	55

Şekil 3.25	: Uygulanan sıkıştırma kuvvetine karşılık görülen yer değiştirme	56
Şekil 4.1	: Yedi giriş parametrelili ve çıkışta bireyin Hasta (H) veya Sağlıklı (S) sonucunu veren sistemin blok şeması	58
Şekil 4.2	: Girişte kullanılan yedi parametrenin çıkışa göre dağılımı	59
Şekil 4.3	: İki kurallı SBM nin anlık aldığı değerler	60
Şekil 4.4	: 500 devir sonrası görülen hata oranı (RMSE)	61
Şekil 4.5	: SBM uygulanmış elli örneğin tahmin sonuçları	61
Şekil 4.6	: S sınıfı için seçilen 1. Elit program	64
Şekil 4.7	: S sınıfı için seçilen 2. Elit program	65
Şekil 4.8	: S sınıfı için seçilen 3. Elit program	65
Şekil 4.9	: S sınıfı için seçilen 4. Elit program	66
Şekil 4.10	: S sınıfı için seçilen 5. Elit program	66
Şekil 4.11	: H sınıfı için seçilen 1. Elit program	67
Şekil 4.12	: H sınıfı için seçilen 2. Elit program	67
Şekil 4.13	: H sınıfı için seçilen 3. Elit program	68
Şekil 4.14	: H sınıfı için seçilen 4. Elit program	68
Şekil 4.15	: H sınıfı için seçilen 5. Elit program	69
Şekil 4.16	: Topolojik parametrelerin çıkışa göre dağılımı	70
Şekil 4.17	: Morfolojik parametrelerin çıkışa göre dağılımı	72
Şekil 4.18	: Mekanik parametrelerin alınma sırasını gösteren blok şema	73
Şekil 4.19	: Mekanik parametrelerin çıkışa göre dağılımı	73
Şekil 4.20	: Kural sayısı beş olan yirmi yedi girişli bir çıkışlı SBM yapısı	75
Şekil 4.21	: Eğitim sonrası yapılan testlerde alınan sonuçlar	76
Şekil A.1	: Orijinal kemik görüntüsü	86
Şekil A.2	: Binarileştirilmiş (binaried) görüntü	86
Şekil A.3	: Çubuk katman sınıflandırılması	87
Şekil A.4	: Karma iskelet	87
Şekil A.5	: Sınıflandırılmış karma iskelet	88
Şekil A.6	: Etiketlendirilmiş karma iskelet	88
Şekil A.7	: Bölge büyümeli bireyselleştirilmiş iskelet	89
Şekil A.8	: SEY uygulanmış kemik görüntüsü	89
Şekil A.9	: SEY uygulanmış yakınlaştırılmış kemik görüntüsü	90

TABLO LİSTESİ

Tablo 1.1	: Osteoporoz Risk Faktörleri	17
Tablo 4.1	: RBF kernel için Doğrulama Matrisi	62
Tablo 4.2	: Poli Kernel için Doğrulama Matrisi.....	62
Tablo 4.3	: Populasyon sayısı elli seçildiğinde GP sonucu elde edilen Doğrulama Matrisi.....	63
Tablo 4.4	: Populasyon sayısı 100 seçildiğinde GP sonucu elde edilen Doğrulama matrisi	63
Tablo 4.5	: KİGA modellemesi sonrası elde edilen giriş parametreleri	74
Tablo 4.6	: Dokuz hastadan oluşan verilerin eğitimi sonrası, dokuz hastanın test işlemiyle elde edilen başarı oranları	77
Tablo 4.7	: 4-Katlı çapraz doğrulama sonrası elde edilen başarı oranları	77
Tablo 4.8	: On iki Hastadan oluşan eğitim setinin dokuz hastadan oluşan test işlemi sonrası elde edilen başarı oranları	77
Tablo B.1	: DVM sonrası elde edilen 78 vektör	90
Tablo B.2	: DVM sonrası elde edilen 65 vektör	92

SEMBOL LİSTESİ

D_i	: yoğunluk ölçüsü
r_a	: komşuluk yarıçapı
C	: düzenleyici parametre
$\phi(x)$: yüksek dereceli öznitelik uzayındaki eğitim kümesi
K	: çekirdek fonksiyonu
x_i	: DVM’de eğitim kümesi
w	: ağırlık katsayısı
b	: eşik değeri
y_i	: DVM çıkışı
ε_i	: yapay değişken
d	: en uygun sınır
$\ w\ $: w ’nin normu
α_i	: Lagrange çarpanları
ξ_i	: gevşek değişkenler
E_{app}	: Young’s modülü (E_{app})
TK	: tepki kuvveti
Δl	: yer değiştirme

ÖZET

TRABEKÜLER KEMİK YAPILARININ YAPAY ZEKA YÖNTEMLERİ İLE MODELLENMESİ

İskelet kemikleri değişik miktarda yumuşak spongiosa denilen süngerimsi (trabeküler) dokuyla, kortikal denilen sağlam, yoğun, kabuk dokusundan oluşmuştur. Düzensiz yapıdaki süngerimsi kemik dokusundan yapılmış olan trabeküler kemikler sert kemik tabakasıyla kaplıdır. Özellikle omur ve bilek kemikleri bu tür kemiklere birer örnektir. Çocukluk ve ergenlik çağlarında yapımı süren kemik dokusu kemik yıkımından fazladır. Erişkinlerde bu oran genelde dengede olup, yaş ilerledikçe bu işlem tersine dönmektedir. Bu nedenle yaşlı bireylerde kemik dokusu gevşer ve kemiklerde kalsiyum eksikliğine bağlı olarak osteoporoz (OP) adı verilen boşluklar meydana gelir.

Kemik kütlelerinin, kemik yoğunluğunun ve kemik mineral içeriklerinin saptanması için çeşitli yöntemler bulunmaktadır. Bireylerin kırık riskini belirlemede kemiğin fizyolojik ve patolojik durumunu en iyi kemik mineral yoğunluğu (KMY) gösterir. Özellikle 40-50 yaş arası kadınlarda kemik yapısındaki minerallerde yaşla ilişkili kayıplar görülmektedir. Kortikal kemik ölçümlerinde zamansal olarak yıllık ortalama kemik kaybı oranı %1 iken bu oran trabeküler kemikte çok daha yüksektir.

Kıkırdak yapının anormal ölçülerde zarar görmesiyle sinovyal sıvıda azalmaların başladığı bir diğer kemik rahatsızlığı da osteoartrit (OA). 30 yaş altındaki bireylerde %1, 40 yaş üstü bireylerde %10 ve 60 yaş üstü bireylerde %50 sıklığında görülür.

Bu tez çalışmasında normal kemik yapıları, OA ve OP kemik hastalıklarından bahsedilmiş Sinirsel Bulanık Mantık, Doğrusal Vektör Makinaları ve Genetik Algoritma gibi literatürde başarılı sonuçları bulunan yapay zeka yöntemleri kullanılarak ilk etapta OP hastaları ve sağlıklı kişiler karşılaştırılmış ve hastalık tanısındaki başarı oranı verilmiştir. Daha sonra OA ve OP hastalarından alınan kemik görüntüleri Karma İskelet Grafik Analizi (KİGA) nin kullanımıyla modellenmiş ve bu trabeküler kemiklerden öznitelikler çıkarılarak OA ve OP sınıflandırması yapılmıştır.

SUMMARY

TRABECULAR BONES STRUCTURE ANALYZING USING ARTIFICIAL INTELLIGENCE METHODS

The skeletal bones are formed by solid, dense cortical tissue and different amounts of soft trabecular tissue. Misplaced structured sponge patterned of trabecular bones are covered with hard bone plates. Especially vertebral bones and wrist bones are examples of this type of bones. The built (The growth of) childhood and adolescence age bone tissue is more than the bone injury. In adults, this rate is usually in balance, as the year's progress in the process is reversed. Therefore, the bone tissue of elderly individual loosens and osteoporotic gaps occur due to a lack of calcium at the bones.

There are several methods used in which to identify bone mass, bone density and bone mineral content. Bone mineral density (BMD) is the best way to show the risk of broken bone's physical and pathological conditions. Especially the loss of mineral structure in the bones of women between 40-50 years old is observed while annual average rate of bone loss in cortical bone measurements are 1%. This ratio is much higher in bone trabecular.

Another bone disease starting with abnormal extent damage in cartilage structure decrease of synovial fluid is called osteoarthritic (OA). These are often seen 1% in individuals under age 30, 10% in individuals over age 40 and 50% in individuals over age of 60.

In this thesis, normal bone structure, OA and OP bone disease have been mentioned then Neuro-Fuzzy, Support Vector Machines and Genetic Algorithms with successful results in the literature (medicine language) are used. In the first stage, OP patients and healthy people are compared and then the success rate of disease diagnosis has been given. Then, the bone images obtained from OA and OP patients have been modeled by using the Hybrid Skeleton Graph Analysis (HSGA) method and feature extracted from the OA and OP trabecular bones classification was made.

1. GİRİŞ

Bütün omurgalı canlılarda olduğu gibi insanlarda da iskeleti kemikler oluşturmaktadır. İskelet ve kemiklerin yapı ve özelliklerini inceleyen bilim dalı osteoloji olarak adlandırılır. İnsan iskeleti uzun, yassı, kısa ve düzensiz kemikler gibi isimler alan 200'den fazla kemikten meydana gelmektedir. İskelet kemikleri değişik miktarda yumuşak spongiosa denilen süngerimsi (trabeküler) doku ile kompakta denilen sağlam, yoğun, kabuk dokusundan oluşmuştur. Kemikler embriyo devresinde elastik bir bağ dokusu olan kıkırdaktan gelişirler. Önce birkaç kemik çekirdeği oluşur ve ondan sonra kemik dokusunda gelişme süreci başlar. Kemik dokusunun yapısında bulunan kalsiyum ve fosfor elementlerinin önemi büyüktür. Spongiosa oyuklarında kırmızı kemik iliği bulunurken, uzun kemiklerin ortasındaki boşluklarda ise yağ bakımından zengin olan sarı kemik iliği yer almaktadır.

Kısa kemiklerin yapısı uzun kemiklere benzemektedir. El ve ayak parmak kemikleri bu tip kemiklerdendir. Düzensiz kemikler de süngerimsi kemik dokusundan yapılmış olup sert kemik tabakasıyla kaplıdır. Omur ve bilek kemikleri bu tür kemiklere örnek olarak verilebilir. Kemiklerin büyümesinde osteoklast ve osteoblast denen hücreler rol oynamaktadır. Osteoblastlar bağ dokusunun kemik dokusuna dönüşmesini, osteoklastlar ise kemiğin yıkılmasını ve emilmesini sağlarlar. Çocukluk ve ergenlik çağlarında oluşan kemik dokusu kemik yıkımından fazladır. Yetişkinlerde bu oran dengede olup, yaşlandıkça bu işlem tersine dönmektedir. Bundan dolayı yaşlılıkta ve bazı kemik hastalıklarında kemik dokusu seyrelir, kemiklerde kalsiyum eksikliğine bağlı boşluklar (osteoporoz) meydana gelir [1]. Bu durumdaki yaşlı bireylerde kemik çatlakları ve kırıkları kolaylıkla oluşur.

İskeletin değişik bölgelerinde kemik kütlelerinin, kemik yoğunluğunun ve kemik mineral içeriklerinin saptanması için çeşitli yöntemler bulunmaktadır. Kemik yoğunluğu kemiğin fizyolojik ve patolojik durumunun en önemli göstergesidir. Kemik mineral yoğunluğu kişilerin kırık riskini ortaya koyan en temel ölçülerden biri olarak kabul

edilir. Kemik kaybının kişiyi kırıklara götürdüğü gerçeğinden yola çıkılarak osteoporoz (OP) tanısının kırık oluşmadan konulabilmesi risk altındaki birçok bireyi gelecekte oluşabilecek kırıklardan korumada büyük rol oynamaktadır.

Osteo (kemik) ve poroz (gözenekli) kelimelerinden oluşan osteoporoz (OP) halk arasında kemik erimesi olarak da bilinen bir tür kemik hastalığıdır [2]. Dünya sağlık örgütü (WHO) 1994 yılında osteoporozu düşük kemik kütlesi ve kemik dokusunun mikro yapısında bozulma sonucu kemik kırılabilirliğine yatkınlık ve kırık riskinde artış ile karakterize edilen bir hastalık olarak tanımlanmıştır.

Mineralize olmuş iskeletsel kemik yapısında yaşla ilişkili bir kaybın olduğu bilinmektedir. Bu durum özellikle 40–50 yaş arası kadınlarda açıkça görülmektedir. Kortikal kemik ölçüldüğü zaman yıllık ortalama kemik kaybı oranı %1'dir. Bu oran trabeküler kemikte çok daha yüksektir. Maksimum kemik kütlesi kadınlarda erkeklere oranla daha düşüktür ve kemik kaybı daha belirgindir. Bu durum osteoporotik kırık riskinin kadınlarda erkeklere oranla çok daha fazla olduğunu da göstermektedir.

Kemik kaybı tüm iskelette düzenli (uniform) olarak oluşmaz. Osteoporoz, kortikal ve trabeküler kemikte farklı derecelerde ve zamanlarda görülmektedir. İskeletin %80'i kortikal ve %20'si trabeküler kemikten oluşmuştur. Trabeküler kemik daha fazla metabolik aktivite oranına sahiptir.

Osteo (kemik), arthro (eklem) ve itis (iltihap) sözcüklerinden türemiş olan osteoartrit (OA), düşük seviyeli enflamasyon (iltihap) sonucu eklemlerde ağrıya yol açan, eklemlerde bir tür tampon işlevi gören kıkırdak yapının anormal ölçülerde yıpranması, yok olması veya bu eklemleri kayganlaştıran sinoviyal sıvının azalması sonucu oluşmaktadır. Bu eklem hastalığı oldukça yaygın olup her iki cinsi ve tüm ırkları etkilemektedir [3]. Genellikle orta yaş grubundaki (40 yaş civarı) obez hastalarda ortaya çıkmaya başlar ve yaşla birlikte görülme sıklığı da artmaktadır. OA ortalama olarak 30 yaş altındaki bireylerde %1, 40 yaş üzeri bireylerde %10 ve 60 yaş üzeri bireylerde %50 sıklığında görülür.

Bu tez çalışmasının ilk bölümünde kemik yapılarından bahsedilmiş, osteoporoz ve osteoartrit hastalığı tanımlanmış ve sonra da uygulama için çeşitli yapay zeka yöntemleri anlatılmıştır.

Bu çalışmada yapılan uygulamanın birinci aşamasında osteoporoz tanısında önemli olan osteoporotik ve sağlıklı bireylerden alınan (Orthopedic Surgery Department of the Hospital of Orleans (France)) ve DEXA (Dual Enerji X-Ray Absorbsiyometri) cihazı ile yapılan Kemik Mineral Yoğunluğu (KMY) ölçümlerinde elde edilen altı parametre ve hastaların yaşlarını gösteren yaş parametresi kullanılmıştır. Bu altı parametreden ilk üçü KMY Parametreleri olan “Boyun KMY (Neck BMD)”, “Kalça kemiği KMY (Tothip BMD)” ve “2. ve 4. Omurga KMY (L2 L4 BMD)” parametreleridir. Diğer üç parametre ise T-skor Parametreleri olan “Boyun T-skor (Neck T-skor)”, “Kalça kemiği T-skor (Tothip T-score)”, “2. ve 4. Omurga T-skor (L2 L4 T-score)” parametreleridir.

Bireylerden alınan parametrelere bu tez çalışmasında başarılı yapay zeka yöntemleri uygulanarak kişinin osteoporotik olup olmadığı belirlenmiştir. Kullanılan bu yapay zeka yöntemleri sırasıyla Sinirsel Bulanık Mantık (SBM), Destek Vektör Makineleri (DVM) ve Genetik Algoritmalarıdır (GA). Kullanılan bu yöntemler sonuçlardaki başarı oranlarına göre değerlendirilmişlerdir.

Bu tez çalışmasının ikinci aşamasında yine Fransa’da bulunan Orleans Hastanesi’nden (Hospital of Orléans) alınan ve toplam 18 kişiden oluşan OP ve OA olmak üzere iki gruba ait trabeküler kemikler Karma İskelet Grafik Analizi (KİGA) yöntemi ile modellenmiş ve bu görüntülerden 27 farklı öznelik çıkarılmıştır. Elde edilen bu parametreler yapay zeka yöntemleriyle tekrar değerlendirilmiş, eğitim ve test işlemlerinde de kullanılan hastaların OA veya OP olma durumu sınıflandırılmıştır.

2. GENEL KISIMLAR

2.1. KEMİKLER

Organizmada gerçek anlamda destek görevi yapan kemikler, kalsiyum bakımından zengin olduklarından vücudu oluşturan dokular arasında en sert olanlardır. Bu doku yapısında çeşitli tipte hücreler (osteosit, osteoblast, osteoklast) ve matriks denilen hücreler arası madde bulunmaktadır. Kemiğin enine kesiti incelendiğinde dış ve iç yüzeylerinin bir zarla örtülü olduğu görülür. Bunlardan dışta olanına periosteum, iç yüzeyde olanına ise endosteum denmektedir. Bu zarlar düzensiz sıkı bağ dokusundan meydana gelmiştir. Periosteumun hemen altında dış halkasal sistem endosteumun hemen üstünde ise iç halkasal sistem bulunur.

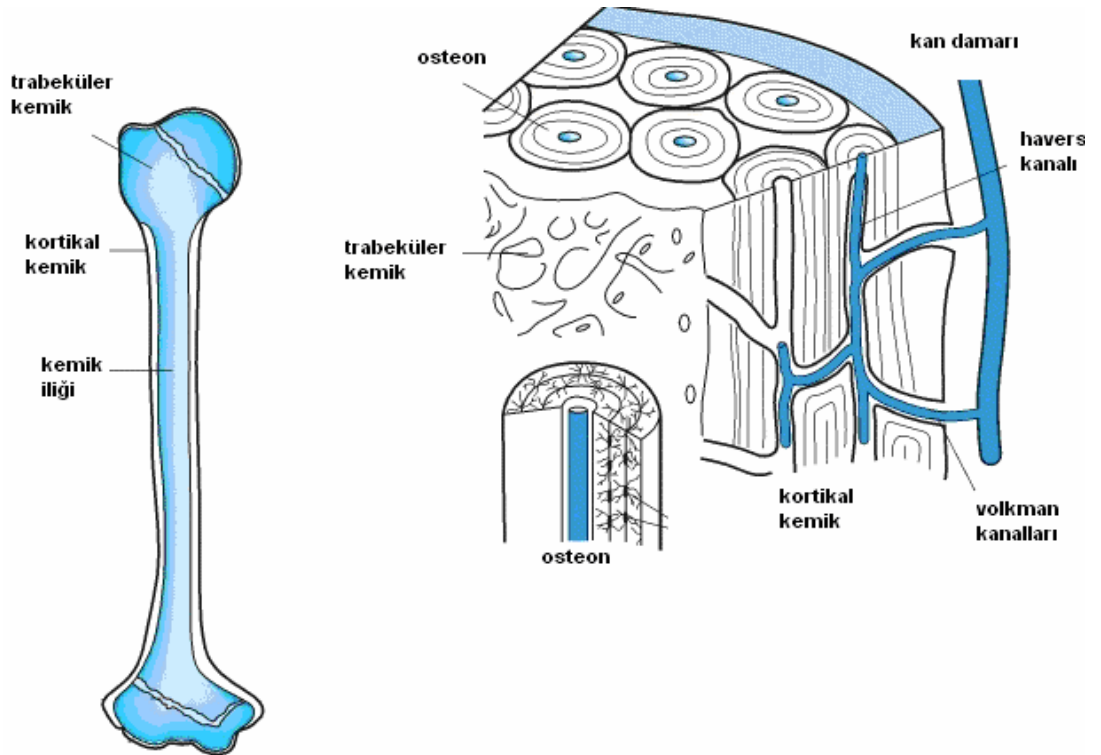
İskeletin değişik bölgelerindeki kemik kütlelerinin, kemik yoğunluğunun ve kemik mineral içeriklerinin saptanması için çeşitli yöntemler vardır. Kemik yoğunluğu kemiğin fizyolojik ve patolojik durumunun önemli bir göstergesi olup kişilerin kırık riskini ortaya koyan en temel ölçülerden biri olarak kabul edilir. Kemik kaybının kişiyi kırıklara götürdüğü gerçeğinden yola çıkılarak osteoporoz tanısının kırıklar oluşmadan konulabilmesi risk altındaki birçok kişiyi gelecekte oluşabilecek kırıklardan korumada büyük rol oynayacaktır.

Mineralize olmuş iskeletsel kemik yapısında yaşla ilişkili bir kaybın olduğu bilinmektedir. Bu durum özellikle 40–50 yaş arası kadınlarda açık olarak görülmektedir. Kortikal kemik ölçüldüğü zaman yıllık ortalama kemik kaybı oranı %1 olmasına karşın bu oran trabeküler kemikte çok daha yüksektir. Maksimum kemik kütlelerinin kadınlarda erkeklere oranla daha düşük olması kemik kaybını daha belirgin olarak göstermektedir. Bu durum osteoporotik kırık riskinin kadınlarda erkeklere oranla daha fazla olduğunu da açıklamaktadır.

Tüm vücut kemiklerinin %80'ini oluşturan kortikal kemikler ve arı peteği yapısında olup yüzey alanı kortikal kemiğe oranla daha geniş olan trabeküler kemikler olmak üzere vücutta iki ayrı kemik türü vardır. Trabeküler kemik daha çok omurgalarda ve uzun kemiklerin uç kısımlarında yer alır, aynı zamanda osteoporozla bağlı kırıklara en hassas bölgeler de bu kısımlardır.

Kemikler sürekli olarak yapım-yıkım olaylarının art arda devam etmesiyle yenilenen canlı dokulardır. Trabeküler kemiğin yapım-yıkım hızının kortikal kemiğe göre 5–10 kat daha hızlı olması bu kemikleri kırıklara karşı daha hassas hale getirmektedir.

Şekil 2.1'de normal kemik görüntüleri verilmiştir.



Şekil 2.1: Normal kemik dokusu

2.1.1. Normal Kemik Dokusu

Kemik, mineralize kollajen (esnemeyi sağlayıcı) çatısı olan özelleşmiş canlı ve dinamik bir bağ dokusudur. Kemiğin başlıca görevi vücut için mekanik destek sağlamak, beyin ve spinal kord (omurilik) gibi önemli yapıları koruyarak başta kalsiyum olmak üzere birçok mineral için adeta depo gibi davranmaktır [4].

Kemik, organik ve inorganik maddelerden meydana gelir. Ağırlığının %70'ini mineraller veya inorganik madde, %5–8'ini su, geri kalanlarını da organik veya ekstrasellüler matriks oluşturur. Organik matriksin %98'ini kollajen ve nonkollajenöz proteinler, %2'sini ise kemik hücreleri oluşturur. Organik matriks (hücre, doku ara maddesi) kemiğin mekanik ve biyokimyasal özelliklerinin belirleyicisidir. Büyüme faktörleri, sitokinler, osteopontin, osteonektin, osteokalsin, kemik sialoprotein, trombospondin, proteoglikan gibi ekstrasellüler matriks proteinleri, fosfoproteinler ve fosfolipidler toplam kemik hacminin çok az bir kısmını oluştururken, kemiğin biyolojik fonksiyonlarında önemli rol oynamaktadır [5–6].

Kemik matriksinin en önemli bileşeni olan kollajen, çok düşük çözünürlüğe sahip, her biri 1000 aminoasitten oluşan üç polipeptid zincirinden oluşmuştur. Deri ve tendonlardaki kollajenden farklı olarak kemikteki kollajen mineralize olabilmeye yeteneğine sahiptir.

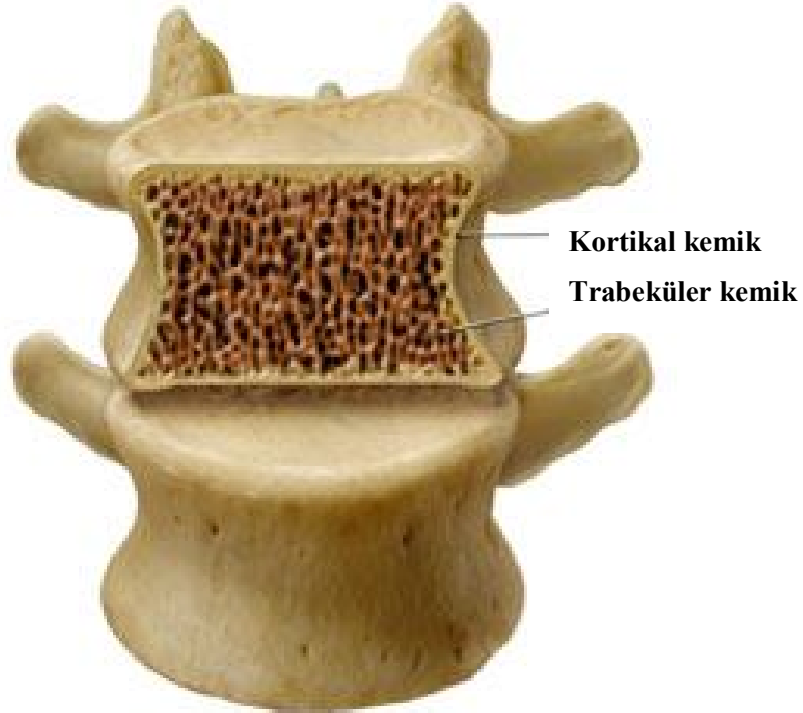
İnorganik yapının %95'ini kalsiyum hidroksiapatit kristalleri oluşturur. Temel olarak kalsiyum, fosfat, az miktarda bikarbonat, sitrat, magnezyum, potasyum ve sodyum içerir. Hidroksiapatit kristalleri tip 1 kollajen boyunca belli bir düzende yerleşmişlerdir. Vücudun en sert ve sağlam dokusu olan kemiğin bu özelliği, hidroksiapatit kristalleri ile kollajen arasındaki ilişkiye bağlıdır.

Makroskopik olarak kemiğin dış kısmına kortikal veya kompakt kemik, iç kısmına ise trabeküler, spongiyöz veya kansellöz kemik denir. İskeletin %80'ini kortikal kemik, %20'sini ise trabeküler kemik oluşturur. Kortikal kemik esas olarak mekanik ve koruyucu bir fonksiyon üstlenirken, trabeküler kemik ise metabolik fonksiyonlardan sorumludur.

Kortikal veya kompakt kemik, başlıca appendiküler (ekstremiteler, skapula, klavikula, pelvis) iskelet sisteminde hakimdir. Kortikal kemik havers sistemleri veya osteon olarak adlandırılan silindirik şeklindeki birimlerin bir araya gelmesiyle oluşmuştur. Osteonu oluşturan yapılar, havers kanalı olarak bilinen nörovasküler kanal ve bu kanalı konsantrik olarak çevreleyen kemik lamelleridir. Kortikal kemiğin esas yapısal birimi

olan osteonlar kemiğin uzun eksenine boyunca uzanır ve volkman kanalları ile birbirine bağlanırlar [7].

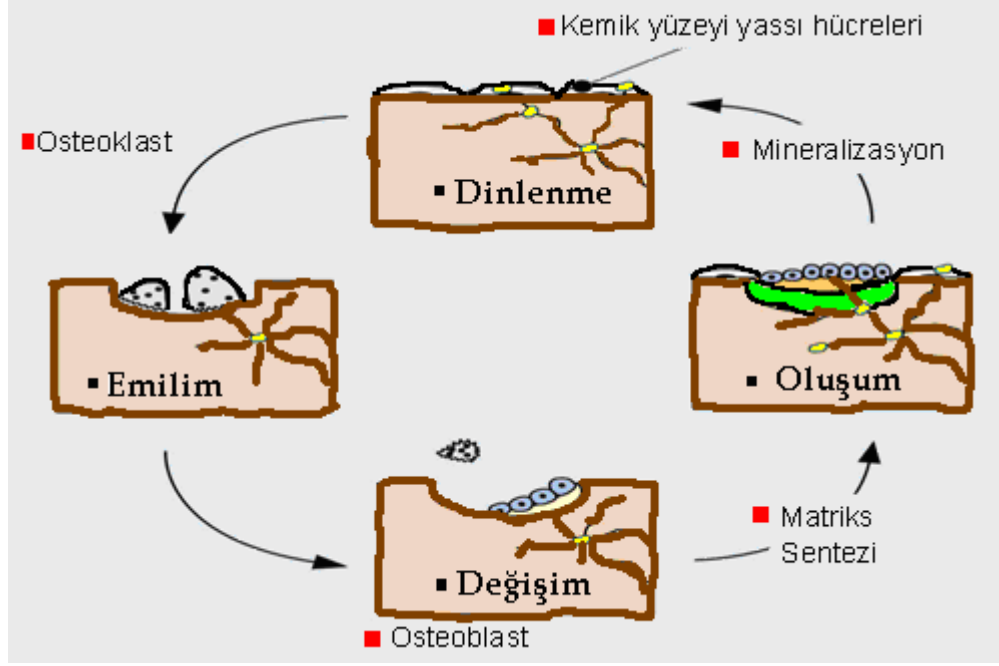
Normal trabeküler kemikler yatay ve dikey trabeküler plakların oluşturduğu bal peteği görünümündeki trabeküller stres çizgileri boyunca yerleşirler. Bunun sonucu olarak vertebra, kalça ve topukta karakteristik trabekül dizilimleri izlenir. Trabeküler kemik, kompresif güçlere karşı kemiğin direncini artıracak biçimde düzenlenmiştir. Trabeküler kemiğin yüzey/hacim oranı, kortikal kemikten daha fazladır. Kemik döngüsü yüzeye bağımlı olduğundan, erişkinlerde trabeküler kemikte yenilenme kortikal kemiğe oranla 5–10 kat daha fazla olmaktadır. Postmenopozal hızlı kemik kaybının olduğu dönemde trabeküler kemik kaybı kortikal kemiğe göre daha fazladır. Bu nedenle osteoporozla bağlı kırıklar genellikle vertebra gibi Şekil 2.2’de görülen trabeküler kemik bakımından zengin bölgelerde meydana gelmektedir [4].



Şekil 2.2: Vertebra görüntüsü [8]

2.1.2. Kemik Yenilenmesi

Hüresel düzeyde kemik yenilenmesi yaklaşık bir milyon kemik yenilenme birimiyle canlandırılır. Bu yenileme birimleri yaklaşık 1–2 mm uzunluğunda ve 0.2–0.4 mm genişliğinde osteoblastik ve osteoklastik hücre grupları tarafından sağlanır.



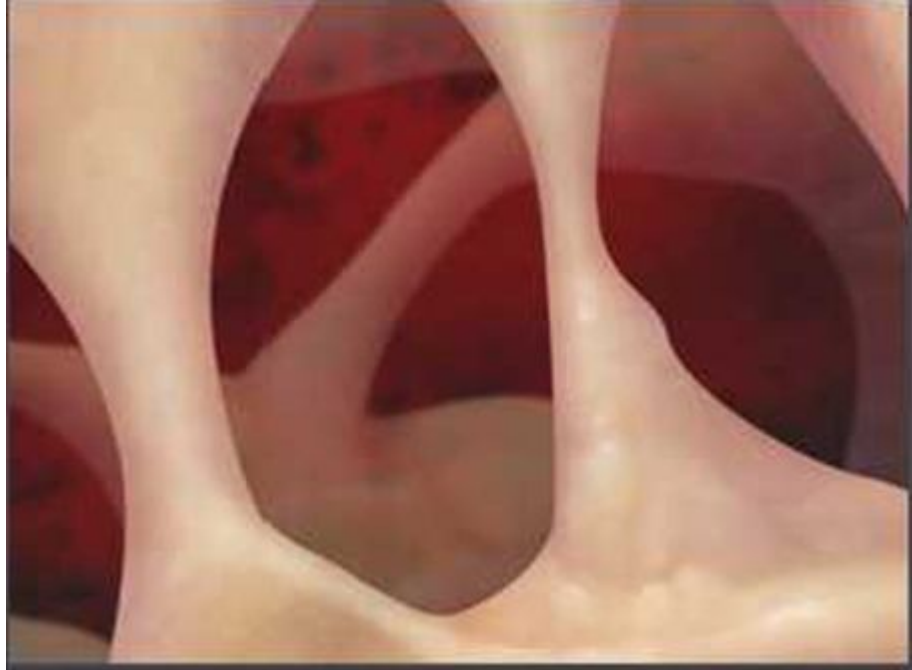
Şekil 2.3: Kemik yenilenmesi şeması

Kemik yenilenmesi bireylerde hayat boyu oluşur. Normal erişkinlerde osteoklast aktivitesi (kemik emilimi) ve osteoblast aktivitesi (kemik oluşumu) dengededir (Şekil 2.3). Kadınlarda menopozun başlamasıyla (40'lı ve 50'li yaşlar), östrojen seviyelerinde azalmaya bağlı olarak aşırı kemik emilimi meydana gelir.

Kemiğin mekanik mukavemeti şekli, genişliği ve trabeküler kemik bağlantıları ile ilgilidir. Kemik kaybı trabeküler kemiklerde bağlantıların kopmasına azalmasına sebep olur. Şekil 2.4, Şekil 2.5, Şekil 2.6 ve Şekil 2.7 sırasıyla normal kemik yapısını, kemik yapısındaki incelmeyi, kopmayı ve yenilenmeyi göstermektedir.



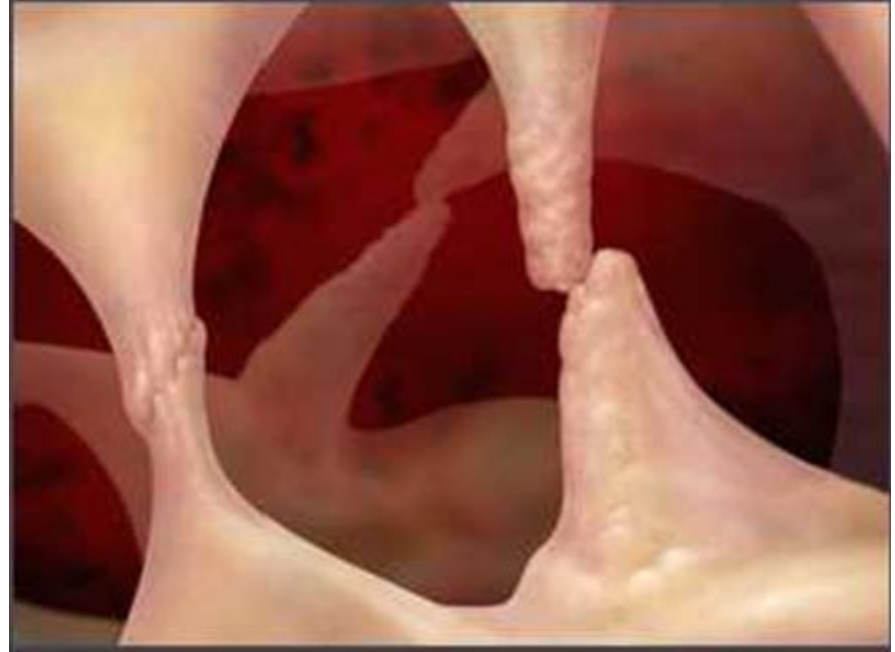
Şekil 2.4: Normal kemik görüntüsü [9]



Şekil 2.5: İncelmiş kemik dokusu [9]



Şekil 2.6: Kemik dokusunda kopma oluşması [9]



Şekil 2.7: Yenilenen kemik yapısı [9]

2.1.3. Kemik Mineral Yoğunluğu Ölçümü

Hologic marka Dual Energy X-ray Absorptiometry (DEXA) cihazının QDR 4500 modeli ile femoral ve lomber bölgeye ait kemik mineral yoğunlukları (KMY) ve T-skor değerleri belirlenmektedir.

2.1.4. Dual Enerji X-Ray Absorbsiyometri (DEXA)

DEXA radyoizotop olarak X ışınlarını kullanan bir ölçüm tekniği olup, osteoporozun değerlendirilmesinde bir standart olarak kabul edilmektedir. Tüm DEXA sistemlerinde X-ray kaynağı ve X-ray detektörü bulunur. DEXA ile vertebra, femur, önkol ve tüm vücut kemik mineral yoğunluğu ölçümleri yapılabilir. Omurgada standart olarak L2-L4 arası omurlar seçilir. Femurda ise femur boynu, trokanter majus, intertrokanterik alan ve Wards üçgenini ayrı ayrı değerlendirerek kemik mineral yoğunluğunu gr/cm^2 olarak ölçer.

Dejeneratif değişiklikleri fazla olan hastalarda KMY'yi değerlendirmek amacıyla lateral (yanal) ölçüm tekniği geliştirilmiştir. Lateral ölçümde, vertebra (omur) posterior (arkadaki) elemanlardan ayrı olarak ölçülebilir. Yumuşak dokudan kaynaklanan değişiklikler de kemik yoğunluğu ölçümlerini etkiler. Yumuşak dokular içinde en fazla yağ dokusunun miktar ve dağılımı ölçümler üzerinde etkili olur. Vücut kütle indeksi 30'un üzerinde olan hastalarda teknik zorlaşır. Aşırı yağ dokusu X ışınının zayıflamasına yol açarak hatalı sonuçlara neden olabilir. Yapılan çalışmalarda 2 cm'lik yağ dokusunun KMY ölçümünde %9–10 oranında hataya yol açacağı gözlenmiştir. Lomber omurga KMY ölçümleri tedavinin takibinde, proksimal femur KMY ölçümleri ise kırık riskinin belirlenmesinde önemlidir.

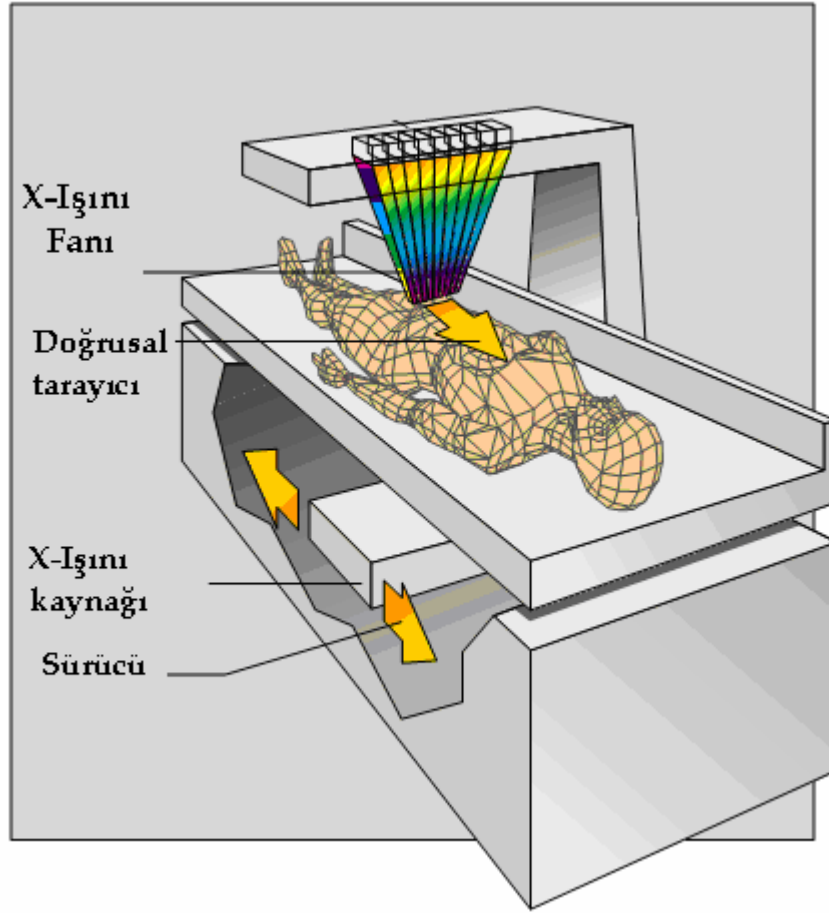
Doğruluk oranının yüksek olması, kısa sürede ölçüm yapılması ve düşük doz X-ışını kullanılması DEXA'nın avantajlarından bazılarıdır. Dezavantajları ise kortikal ve trabeküler kemik ayrımını yapamaması, ileri yaştaki hastalarda dejeneratif değişikliklerin artmış prevalansı nedeniyle lomber omurga ölçümündeki zorluklardır.

DEXA kullanılarak yapılan ölçümlerde KMY değerlendirilmesi Dünya Sağlık Örgütü (WHO) kriterleri esas alınarak T-skoruna göre yapılmaktadır.

T -skoru, Kemik kütlesinin genç erişkin referans populasyonun ortalama doruk kemik kütlesi ile kıyaslanmasının standart sapma olarak tanımlanmasıdır [10–11].

$$T\text{-Skoru} = \frac{(\text{Hastanın ölçülen KMY değeri}) - (\text{Genç erişkin ortalama KMY değeri})}{(\text{Genç erişkin standart sapması})} \quad (1.1)$$

Şekil 2.8’de DEXA cihazına ait görüntüler bulunmaktadır. Osteoporoz tanısı için elde edilen KMY parametreleri ve T-skor parametreleri osteoporoz tanısında önemlidir



Şekil 2.8: DEXA cihazı görüntüsü (üstte) ve şematik gösterimi (altta) [12]

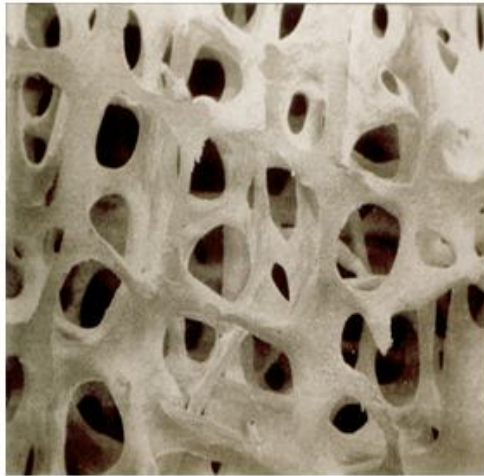
2.2. OSTEOPOROZ (OP)

Azalan kemik kütlesi neticesinde kemik dokusundaki mikro yapıda bozulma ve kırılabilirlik artışıyla sonlanan sistemik bir iskelet hastalığı olan osteoporoz (Şekil 2.9), kemik mineral ve matriksinde, kendiliğinden veya travmayla kırığa yol açabilecek şekilde mutlak azalma olarak tanımlanır [13].

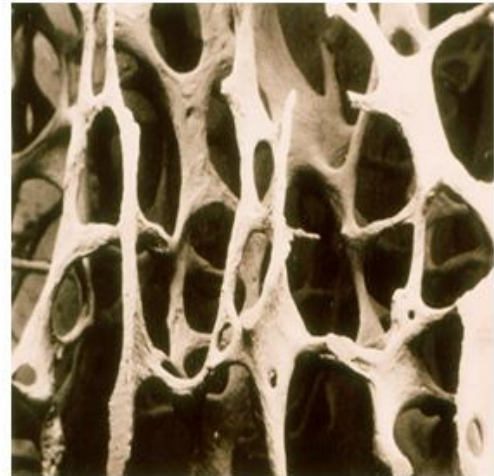
Bir diğer tanıma göre; kemik kütlesinde azalma, kemik dokusunda mikro yapısal bozulma ile karakterize; buna bağlı kemik kırılabilirliğinde artış ve kırık oluşumu eğilimine yol açan sistemik bir kemik hastalığıdır [14].

Özellikle menopoz sonrası kadınları ilgilendiren osteoporoz nedeni ile oluşmuş kırıklar en önemli sağlık sorunlarından biridir. Bu kırıklar en sık vertebra (omurga), distal radius (ön kol) ve proksimal femurda (kalça) gözlenir (Şekil 2.10).

Osteoporoz yaşlanmayla beraber gerçekleşen fizyolojik bir olaydır. Örneğin, 49 yaşından sonra kemiklerin mineral içeriği, her on yılda, kadınlarda yaklaşık %10 olmasına karşın erkeklerde ise %4.3 oranında kaybedilir [15–16].

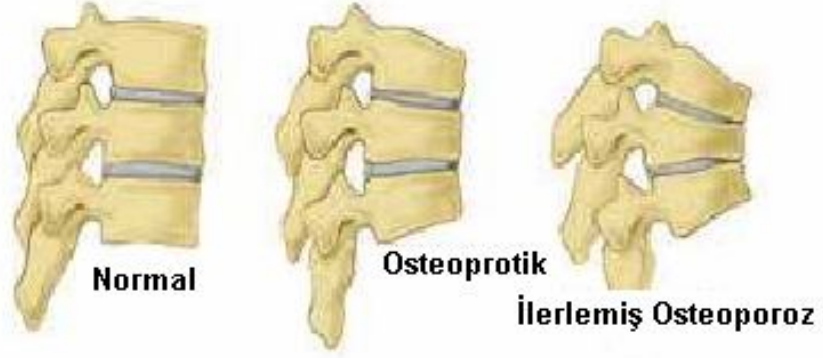


Normal kemik



Osteoporotik kemik

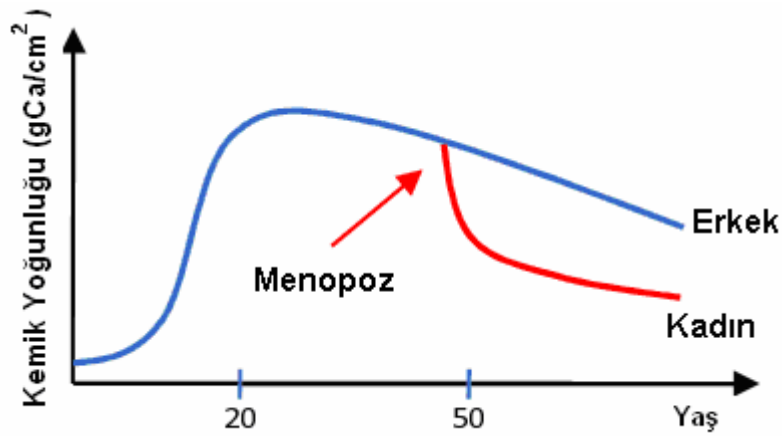
Şekil 2.9: Normal ve osteoporotik trabeküler kemik yapısı [17]



Şekil 2.10: Osteoporozun omurlara etkisi [18]

2.2.1. Risk Faktörleri

Maksimum kemik kütlesinin gelişmesinde beslenme, egzersiz, hormonal etkiler yanında genetik faktörlerin de önemi büyüktür. Osteoporozlu hastaların akrabalarında kemik yoğunluğunun düşük saptanması genetik yatkınlık lehinedir. Geleneksel olarak en fazla risk altında olanlar, küçük yapılı ve aile hikayesi pozitif olan beyaz veya Kafkasyalı kadınlardır. Erken veya cerrahi olarak menopoza girenler ve hormon tedavisi almayan bayanlar özellikle risk altındadır. Menarşın (kanama) geç başlaması, az doğum yapma da risk faktörleri arasındadır [19].



Şekil 2.11: Kemik yoğunluğunun erkeklerde ve kadınlarda yaşa bağlı olarak artıp azalmasını gösteren yüzdellik eğrisi [20]

Menopoz dönemiyle birlikte kadınlardaki kemik yoğunluğundaki düşüşün yaşa bağlı olarak gösterimi Şekil 2.11’de gösterilmiştir. Doğumla birlikte artan kemik yoğunluğu 20 li yaşlarda tepe değerinde olup yaş ilerledikçe azalmaya başlamaktadır.

Diyetle alınan kalsiyum, özellikle çocukluk, gençlik ve ileri yaşlarda kemik kütlesinin önemli düzenleyicisidir. Çocukluk çağında alınan kalsiyum, erişkin dönemde kemik kütlesini etkilemektedir [21–22]. Şekil 2.12’de osteoporozun kemiklere olan etkisi görülmektedir.

Menopoz sonrası devredeki bir kadının nötral kalsiyum dengesini sağlaması için günde 1500 mg kalsiyum alması gereklidir. Diyete kalsiyum eklenmesi kemik kayıp hızını azaltır. Herhangi bir nedenle gelişen protein eksikliği de osteoporozu neden olabilir.

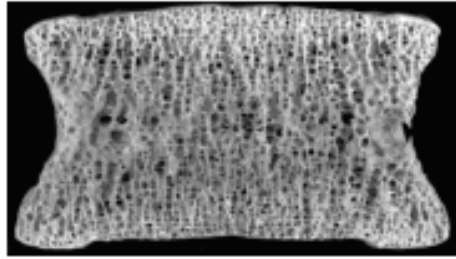
Sigara, kafein ve alkol alımı da osteoporozu neden olabilmektedir. Özellikle kafein vücuttaki kalsiyum atılımını arttırmaktadır. Diğer bir risk faktörü olan aşırı alkol alımı da kemik yapısının bozulmasına neden olur. Haftada 210 gr ya da daha fazla alkol alımı düşük kemik kütlelerine ve artan kırık oranlarına neden olmaktadır [19] ve osteoblastlar (kemik dokusu yapıcı) üzerinde de toksik etkisi vardır. Sigara içimiyle de kemik kayıp hızı artmakta olup östrojenlerin hepatik metabolizmasını artırdığı belirlenmiştir.

Egzersiz yapmak kemik kütlelerinin korunmasında en önemli faktörlerden biridir. Mekanik yüklenme lokal kemik cevabını uyarmaktadır. Egzersizin etkisi ağırlık taşıyıcı kemik bölgesinde daha belirgindir. Hangi yaşta olursa olsun uzun süreli yatak istirahati kemik kaybını hızlandırır. Yatak istirahatinin ilk aylarında trabeküler kemik kaybı ayda %4'den fazladır.

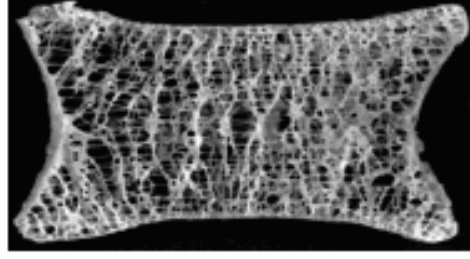
Risk faktörlerinin ayrıntılı şekilde sorgulanması, hastanın izlenmesinde ve tedavisinde önemli yardımlar sağlamaktadır. Osteoporoz için risk faktörleri Tablo 1.1'de gösterilmiştir.

Tablo 1.1: Osteoporoz Risk Faktörleri

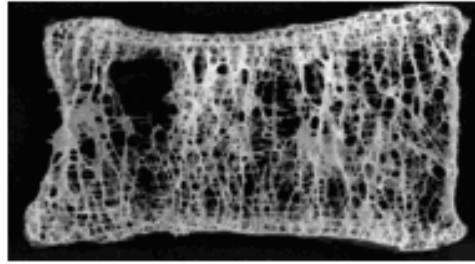
<p>1. Genetik Beyaz ırk, Asya köken Yaş Cinsiyet</p>	<p>3. Yaşam şekli Alışkanlıklar: Alkol, sigara, kafein Az veya aşırı fiziksel aktivite</p>
<p>2. Beslenme Düşük kalsiyum alımı Fazla tuz (sodyum) Fazla hayvansal protein Zayıflık</p>	<p>4. Menopoz yaşı, şekli (doğal, cerrahi)</p>



Normal kemik



Osteoporotik kemik



Ađır Osteoporotik kemik

Şekil 2.12: Osteoporozun trabeküler kemik yapılarına etkisi [23–24]

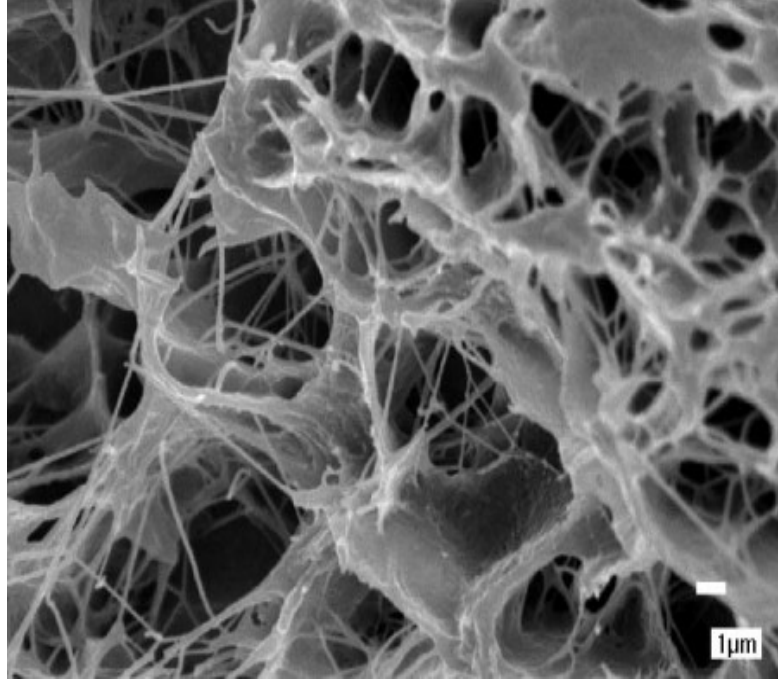
2.3. OSTEOARTRİT (OA)

Osteoartrit; dejeneratif artrit, eklem kireçlenmesi, OA veya dejeneratif eklem hastalığı olarak da anılan düşük seviyeli enflamasyon sonucu eklemlerde ağrıya yol açan, eklemlerde bir tür tampon gibi işlev gören kıkırdağın anormal ölçülerde yıpranması, yok olması veya bu eklemleri kayganlaştıran sinoviyal sıvının azalması sonucu oluşan bir eklem hastalığıdır. Eklemlerin normal yapısı bozularak, hareketlerde kısıtlamalara ve ağrılara neden olmaktadır.

Kemik yüzeyleri kıkırdak tarafından gittikçe daha da az korunurken hasta ağırlık kaldıran eylemlerde buldukça ve yürüdükçe ağrılar hissetmeye başlar. Ağrılar yüzünden hareketlerin azalması bölgesel kasların zayıflamasına (atrofiye) ve ligamentlerin daha gevşemesine sebep olabilir.

Osteoartrit kelimesi Yunanca osteo (kemiksel), arthro (eklem) ve itis (iltihap) sözcüklerinden türemiştir. Her iki cinsi ve tüm ırkları etkileyen oldukça yaygın bir hastalıktır. En sık orta yaş grubundaki (40 yaş civarında) obez hastalarda ortaya çıkar ve yaşla birlikte görülme sıklığı artar. OA ortalama olarak 30 yaş altındaki bireylerde %1, 40 yaş üzeri bireylerde %10, 60 yaş üzeri bireylerde ise %50 sıklığında görülür.

Eğer osteoartrite yol açan herhangi bir temel sebep saptanamıyorsa, bu duruma birincil osteoartrit veya primer osteoartrit denir. Osteoartritin altında yatan belirli bir sebep olması durumuna ikincil osteoartrit veya sekonder osteoartrit denilir. Ayrıca, dejeneratif artrit sıklıkla osteoartrit için eş anlamlı bir şekilde kullanılsa da, osteoartrit hem dejeneratif hem de rejeneratif değişiklikler içermektedir [25].

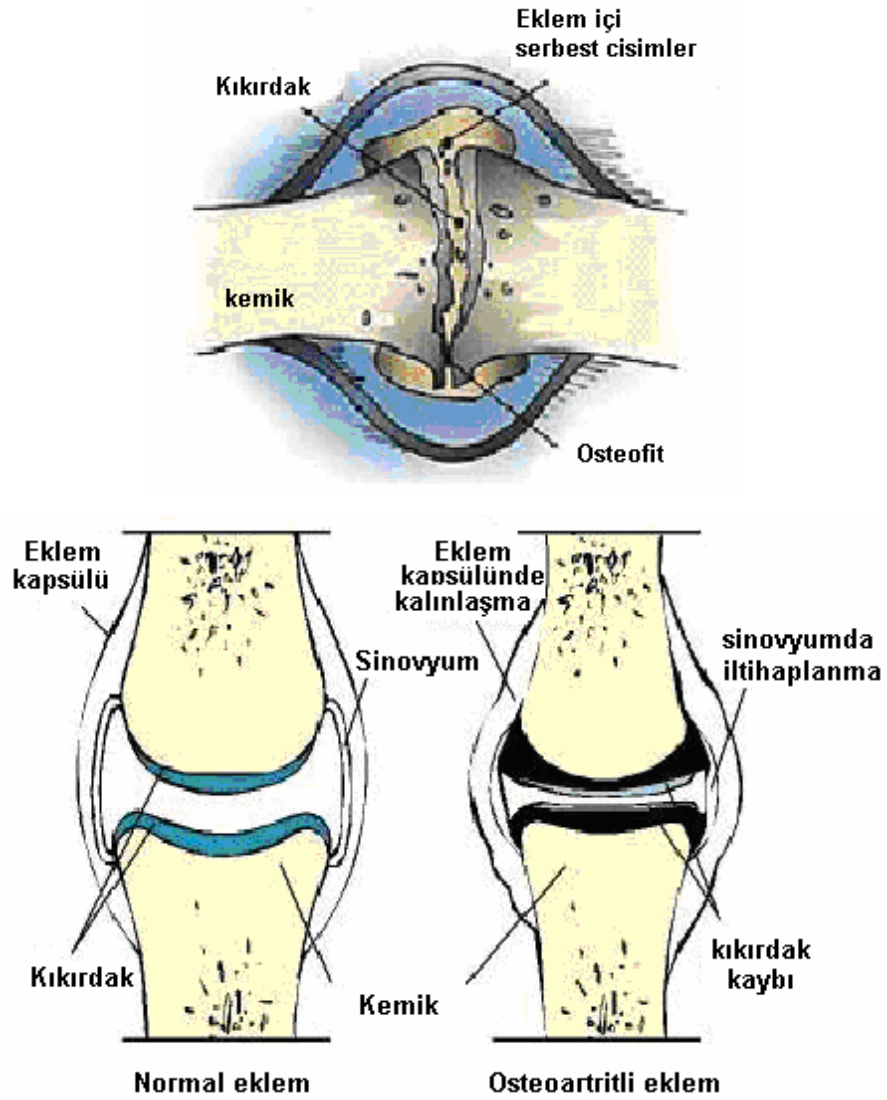


Şekil 2.13: Kıkırdağın temel yapıtaşı tip II kollajen [26]

Tip II kollajen yapısı (Şekil 2.13) aminoasitlerin kuvvetli peptid bağları ile bağlanmasından oluşmuş üçlü alfa helikal yapıda bir proteindir. Vücuttaki görevi bağ dokuya destek sağlamak olan kollajenin bu sağlam yapısını peptid bağlarla sağlamasına rağmen taşıyabileceği yük aynı kalınlıktaki çelik halattan fazladır.

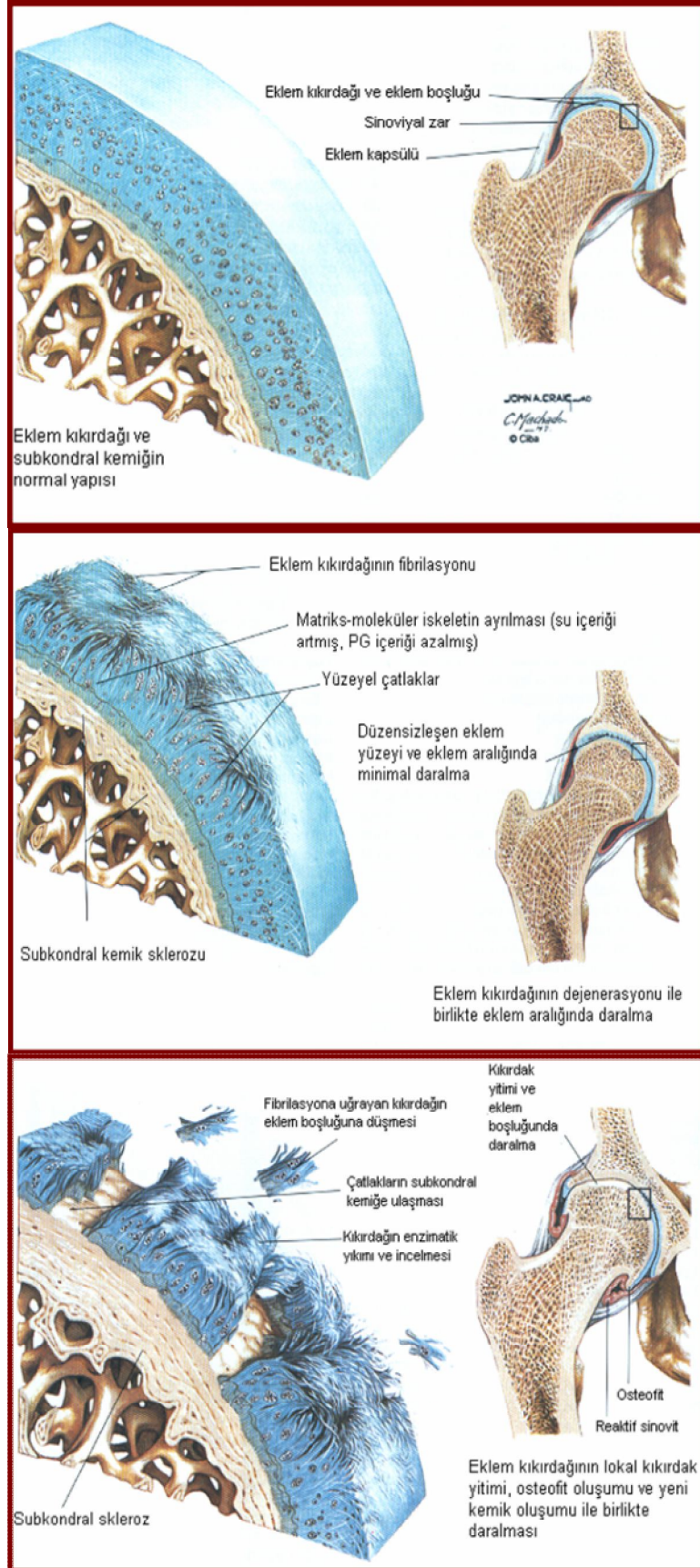
Kıkırdağın ultrastrüktürel yapısında değişik dizilimlerde bolca bulunan kollajenin görevi kıkırdak dokusuna sağlamlık ve esneklik sağlamaktır. Yapısındaki tip II kollajen sayesinde kıkırdak, maruz kaldığı basınçlara ve gerilmelere karşı koyabilmektedir.

Kollajen fibrillerinin katılık ve sertlik özellikleri bu fibrillerin örmüş olduğu ağ, kıkırdak matriksinin diğer bir yapıtaşı olan proteoglikanların oluşturduğu şişme basıncına karşı bir dayanma gücü oluşturur. Eğer osteoartrit varlığında olduğu gibi kollajen ağında bir dejenerasyon ve azalma mevcut ise, kollajenlerin toplam dayanma gücü azalacağından ve buna bağlı olarak negatif iyonlar daha fazla doku içine su çekebileceğinden kıkırdak dokusundaki su miktarı artar. Bu artış, kıkırdağın mekanik özelliklerinde olumsuz yönde değişikliğe sebep olur (Şekil 2.14).

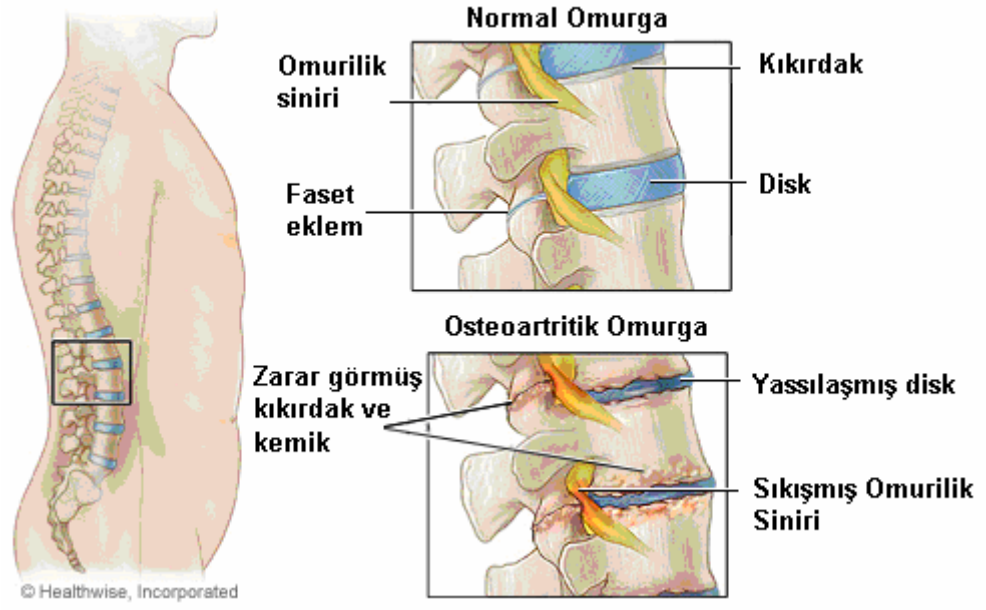


Şekil 2.14: Eklem yapıları [27-28]

Osteoartritteki esas patoloji, eklem kıkırdağında hasarlar ve eklem kıkırdağının alt kısmındaki (subkondral) kemik dokudaki reaktif büyümeler (hipertrofi) olarak özetlenebilir. Osteoartrit, ağırlıklı olarak diz, kalça ve el gibi eklem gruplarını tutabildiği gibi, boyun ve bel kısmı olmak üzere omurgayı da tutabilir. En sık rastlanan erken bulgu, genellikle ilgili eklem kullanılması ve zorlanması sonucu ortaya çıkan ağrıdır. Eklemde hafif bir katılık hissi ve eklemi çevreleyen kaslarda doğru tespit edilemeyen ağrı ve sızılar olabilir. Zaman içinde eklem hareketlerinde kısıtlılık gelişebilir. Şekil 2.15 yıkım geçiren eklem ve kıkırdak yapılarını, Şekil 2.16 osteoartritin omuriliğe olan zararlarını göstermektedir.



Şekil 2.15: Eklemler kıkırdığındaki yıkımlar [29]



Şekil 2.16: Osteoartritin omurgalara etkisi [30]

3. MALZEME VE YÖNTEM

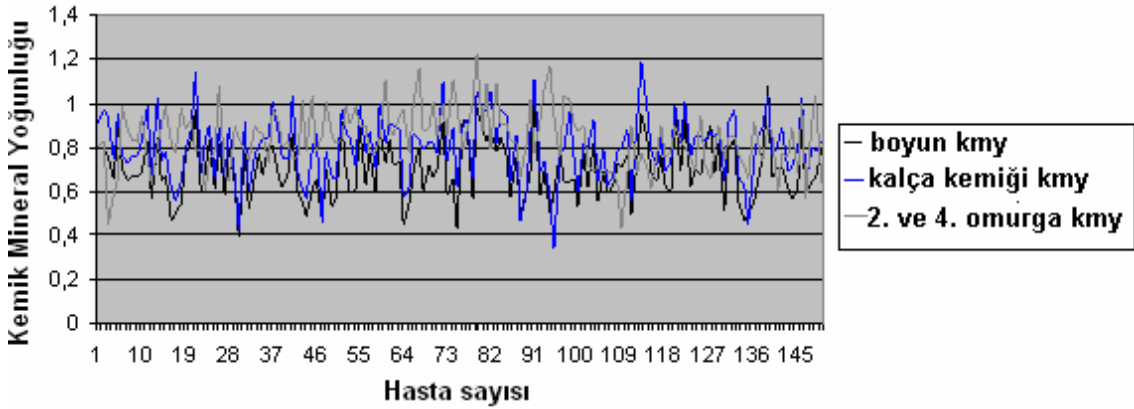
3.1 MALZEME

Bu tez çalışmasında iki farklı veri setiyle benzetimler yapılmıştır. Bunların ilki osteoporoz hastalığı şüphesiyle kemik örneklerinin alındığı yüz elli örnek olup bu kişilerin osteoporotik olup olmadıkları incelenmiştir. İkinci veri setinde ise on sekiz OP ve OA hastalarından alınan kemik örneklerine bakılarak sınıflandırma yapılmıştır.

3.1.1. Osteoporotik Hastalar

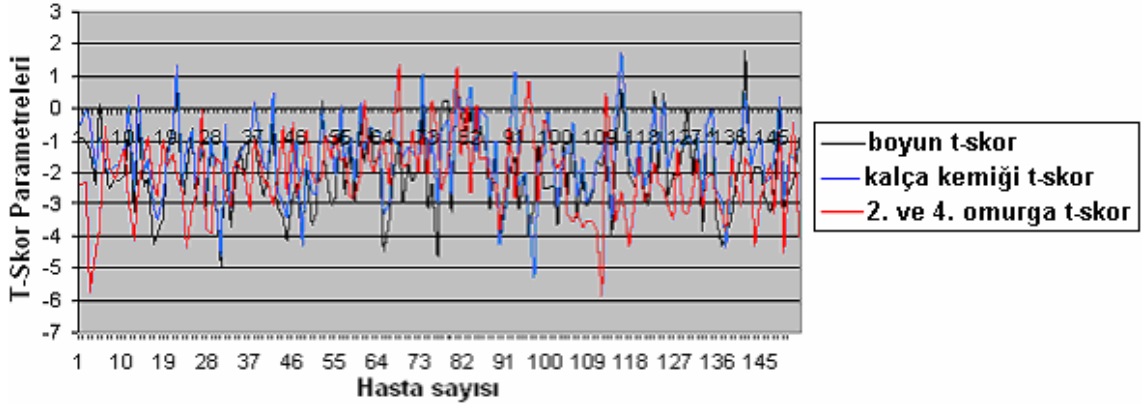
Osteoporotik kırıkların toplum sağlığında ciddi bir önemi vardır [31]. Bu çalışmada osteoporotik ve sağlıklı bireylerden (Orthopedic Surgery Department of the Hospital of Orleans, Fransa) alınan kemik verilerinin DEXA cihazı ile yapılan kemik mineral yoğunluğu ölçümlerinde elde edilen KMY ve T-skor parametreleri kullanılmıştır.

Yüz elli kişiden oluşan hasta grubundaki yüz birey uygulanan yapay zeka yönteminin eğitimi için elli birey ise sistem eğitildikten sonra ki osteoporoz tanısında kullanılmak üzere test için değerlendirilmiştir. Üç KMY parametresi, üç T-skor parametresi ve son olarak da yaş parametresi kullanılmıştır. Bu parametrelerden KMY parametreleri; Boyun KMY, kalça kemiği KMY, 2. ve 4. omurga KMY olup T-skor parametreleri ise boyun T-skor, kalça kemiği T-skor, 2. ve 4. omurga T-skor değerleridir.

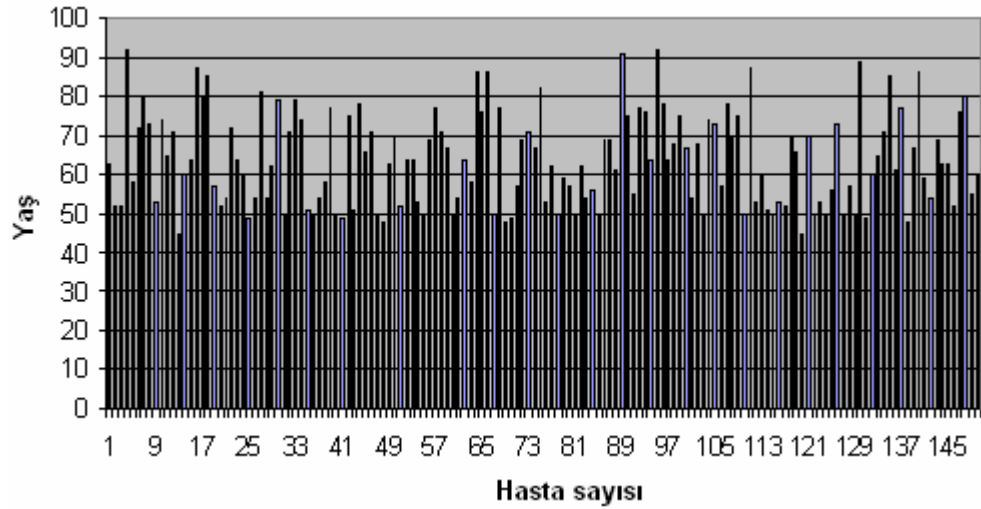


Şekil 3.1: KMY parametrelerinin bireylere göre dağılımı

Şekil 3.1 sistemde kullanılan KMY parametrelerinin yüz elli kişiden oluşan hasta grubuna göre dağılımını göstermektedir. Şekil 3.2’de ise T-skor parametreleri dağılımı gösterilmiştir. Hastaların yaşlarına göre olan dağılım ise Şekil 3.3’de gösterilmiştir [32].



Şekil 3.2: T-skor parametresinin bireylere göre dağılımı

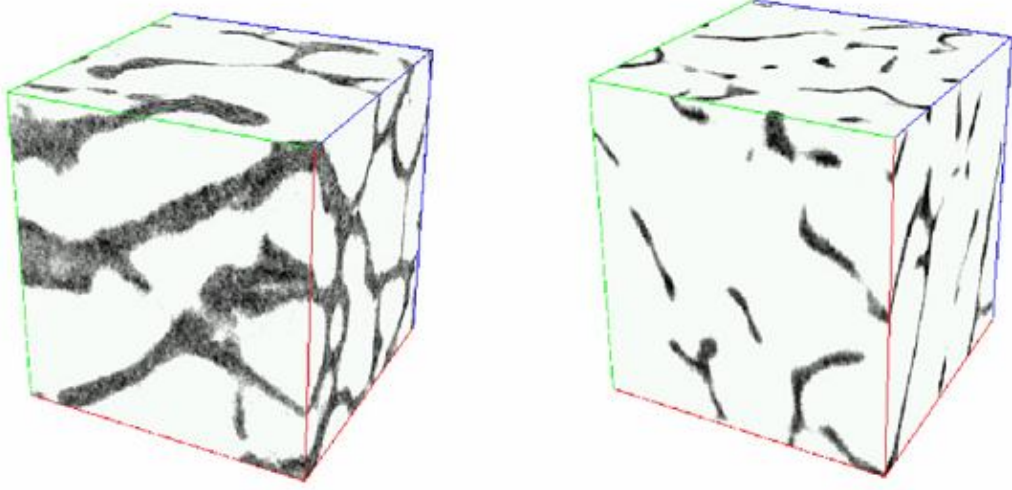


Şekil 3.3: Hasta grubunun yaşlara göre dağılımı

3.1.2. Osteoartrit (OA) ve Osteoporoz (OP) Verileri

Fransa’da bulunan Hospital of Orleans’dan mikro tarayıcı ile alınan, toplam on sekiz kişiden oluşan OA ve OP olmak üzere iki farklı hasta grubuna ait trabeküler kemik görüntüleri Şekil 3.4 de gösterilmiştir.

Post-mortemlerden alınan uyluk (femur) kemikleri, yüksek çözünürlüklü Sky Scan mikro tarayıcı (μ -CT) kullanılarak görüntülenmiştir. Bu görüntülerden klinik çalışmalarda kullanılacak öznetelikler belirlenmiştir.



Şekil 3.4: 64^3 vokseli, OA (solda) ve OP (sağda) trabeküler kemikler (gri bölgeler kemikleri göstermektedir)

3.2. KULLANILAN YAPAY ZEKA TEKNİKLERİ

Sınıflandırma ve tahmin sürecinde Sinirsel Bulanık Mantık (SBM), Destek Vektör Makinaları (DVM) ve Genetik Algoritma (GA) yöntemleri, kemik görüntülerinden klinik çalışmalarda kullanılabilecek özneliklerin bulunmasında ise Karma İskelet Grafik Analizi (KİGA) yöntemi kullanılmıştır.

3.2.1. Sinirsel Bulanık Mantık (SBM)

Sinirsel Bulanık Mantık yöntemi Yapay Sinir Ağları (YSA) ve Bulanık Mantığın birleştirilmesiyle oluşmuştur [33]. Bulanık Mantık ve YSA olarak iki kısımda incelenir.

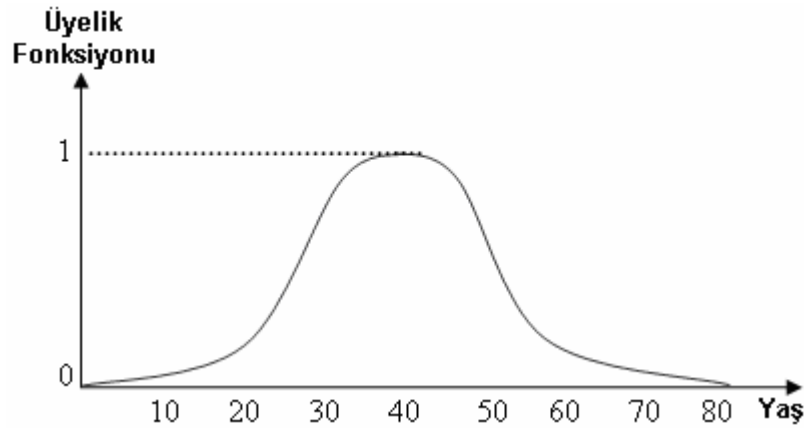
3.2.1.1. Bulanık Mantık

Bulanık mantık kavramı ilk kez 1965 yılında California Berkeley Üniversitesinden Prof. Lotfi A.Zadeh'in bu konu üzerinde ilk makalelerini yayınlamasıyla duyulmuştur [34]. Bu tarihten sonra önemi gittikçe artarak günümüze kadar gelen bulanık mantık, belirsizliklerin anlatımı ve belirsizliklerle çalışılabilmesi için kurulmuş katı bir matematik düzen olarak tanımlanabilir. İstatistikte ve olasılık kuramında belirsizlikler üzerine değil de kesinlik doğrultusunda çalışılmasına karşın insanın yaşadığı ortam daha çok belirsizliklerle doludur. Bu yüzden insanoğlunun sonuç çıkarabilme yeteneğini anlayabilmek için belirsizliklerle çalışmak gereklidir. Bir kişi için 40 yaşında demektense sadece orta yaşlı terimlerini kullanmak birçok uygulama için yeterlidir. Böylece büyük ölçüde bir bilgi indirgenmesi söz konusu olacak ve matematiksel bir tanımlama yerine daha kolay anlaşılabilen niteliksel bir tanımlama yapılabilecektir.

Bulanık mantıkta bulanık (fuzzy) kümeler ve sözsel (linguistik) değişken kavramları önemlidir. Klasik kümelerin aksine bulanık kümelerde elemanların üyelik değerleri $[0,1]$ aralığında sonsuz sayıda değişebilir. Sözsel değişkenler “sıcak” veya “soğuk” gibi kelimeler ve ifadelerle tanımlanabilen değişkenlerdir. Bir sözsel değişkenin değeri bulanık kümeler ile ifade edilir. Örneğin oda sıcaklığı sözsel değişken için “sıcak”, “soğuk” ve “çok sıcak” ifadelerini alabilir. Bu üç ifadenin her biri ayrı ayrı bulanık kümeler ile modellenir.

Bulanık mantığın uygulama alanları oldukça geniştir. Sağladığı en büyük fayda “insana özgü tecrübe ile öğrenme” olayının kolayca modellenebilmesi ve belirsiz kavramların bile matematiksel olarak ifade edilebilmesine olanak sağlamasıdır. Bu nedenle özellikle doğrusal olmayan sistemlere yaklaşım yapılabilmesi için uygundur.

Bulanık mantık kuramının merkez kavramı bulanık kümelerdir. Örneğin “orta yaş” kavramı incelenecek olursa; bu kavramın sınırları kişiden kişiye değişiklik gösterir. Kesin sınırlar söz konusu olmadığı için kavram matematiksel olarak da kolayca formüle edilemez. Bununla birlikte genel olarak 35 ile 55 yaşları orta yaşlılık sınırları olarak düşünülebilir. Bu kavram bir grafikte ifade edilirse Şekil 3.5’deki gibi bir eğri oluşur. Bu eğriye “üyelik fonksiyonu” adı verilir ve hangi değer için hangi ağırlıkta olduğunu gösterir.



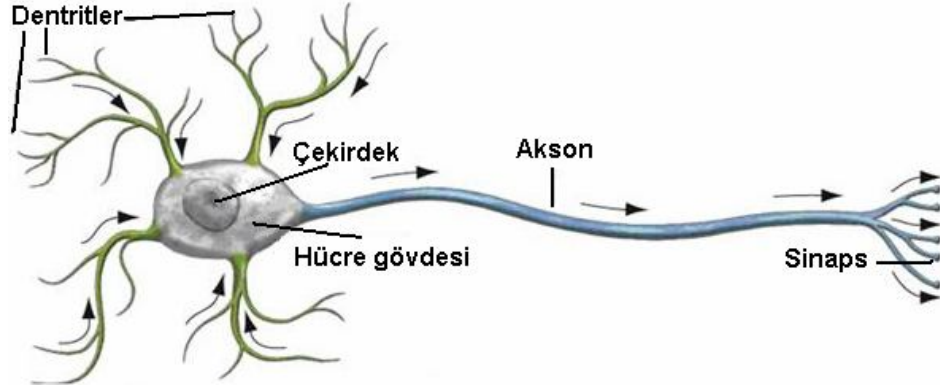
Şekil 3.5: Yaşlara ait üyelik fonksiyonu

Bir bulanık mantık kümesi kendi üyelik fonksiyonu ile açık olarak temsil edilebilir. Şekil 3.5’te görüldüğü gibi üyelik fonksiyonu 0 ile 1 arasında her değeri alabilir. Böyle bir üyelik fonksiyonu ile “kesinlikle üye” veya “kesinlikle üye değil” arasında istenilen incelikte ayarlama yapmak mümkündür.

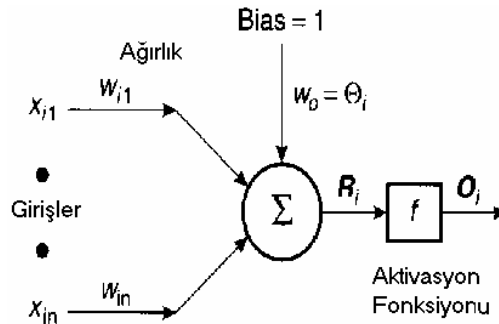
3.2.1.2. Yapay Sinir Ağları (YSA)

Yapay sinir ağları (YSA), nöronlardan oluşan insan beyninin yapısını ve öğrenme yöntemlerini inceler. 19. Yüzyıldaki psikolog ve nöropsilogların insan beynini

anlamaya çalışmaları YSA'ların temelini oluşturur. YSA beyin nöron modelini kullanarak, beyin bazı işlevlerini yerine getirmeye çalışan bir sistemdir. Sinir sisteminin en küçük birimi olan nöronun biyolojik modeli Şekil 3.6'daki gibidir. Bu nöronun YSA modeli ise Şekil 3.7 'deki gibi çizilebilir.



Şekil.3.6: Bir Nöronun biyolojik modeli



Şekil 3.7: Bir Nöronun YSA modeli

YSA'lar özellikle öğrenme üzerine odaklanarak lineer olmayan sistemlerde, sisteme ait bilginin tam olmadığı veya hatalı olduğu durumlarda çözüme ulaşmak için uygundur. YSA kullanım alanları; kontrol ve sistem tanımlama, görüntü ve ses tanıma, kestirim, arıza analizi, biyomedikal, haberleşme, üretim yönetimi, istatistik, jeofizik olarak sayılabilir.

3.2.1.3. Sinirsel Bulanık Mantık (SBM) Yapısı

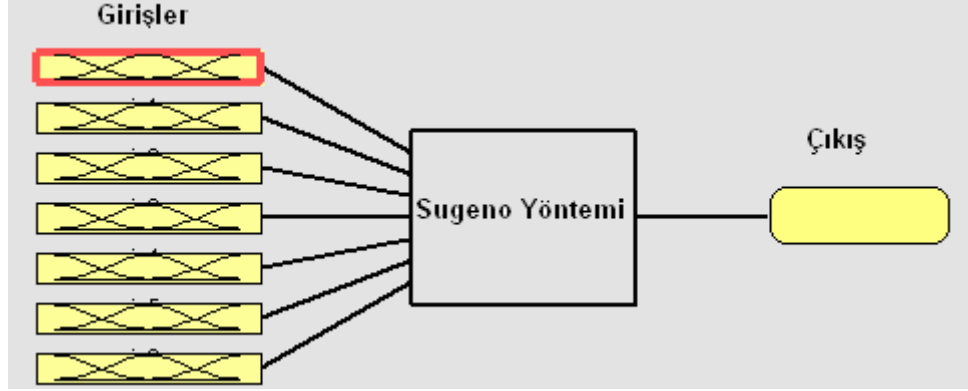
Literatürde Neuro-Fuzzy olarak da bilinen sinirsel bulanık mantık (SBM), çok katmanlı ileri beslemeli yapay sinir ağı biçimindedir. SBM sisteminde bağlantı katsayıları, ileri

besleme değerlerinin yayılma biçimi ve aktivasyon fonksiyonları geleneksel yapay sinir ağlarından farklıdır. Bu aşamalar SBM’de üyelik fonksiyonları, kurallar, kuralların etki kuvveti gibi bulanık mantık sistemlerinin bileşenlerinden oluşur. SBM çok çeşitli farklı yaklaşımı ifade edebiliyor olsa da aşağıdaki özellikleri gösterir:

- SBM, yapay sinir ağları teorisinden türetilmiş belirli bir öğrenme algoritmasıyla eğitilebilen bulanık mantık sistemine dayanır. Öğrenme prosedürü yerel enformasyon üzerinde çalışır ve ilgili bulanık sistemde sadece yerel değişiklikler yapar.
- Bir SBM sistemi üç katmanlı ileri beslemeli yapay sinir ağı olarak görülebilir. İlk katman giriş değişkenlerini ifade eder, orta katman bulanık mantık kurallarını içerir ve üçüncü katman çıkış değişkenleridir. Bu yaklaşımla bulanık mantık üyelik kümeleri bağlantı katsayıları olarak düşünülebilir. Hatta bir SBM sistemini bu şekilde ifade etmek için öğrenme algoritması kullanmak şart değildir. Ancak, çalışma değerlerinin eğitim ile giriş çıkış ilişkilerinden öğrenilmesi uygulamada önemli kolaylıklar sağlar. SBM’lerin beş katman olarak düşünüldüğü mimarilerde, bulanık üyelik fonksiyonları, ağırlık katsayıları olarak değerlendirilmek yerine sistemin ikinci ve dördüncü katmanı olarak görülür.
- Bir SBM başlangıç, eğitim ve eğitim sonrası aşamaların tümünde bulanık kurallar sistemi olarak görülmelidir. Sistemdeki kurallar istenirse sadece eğitim verilerine dayalı olarak belirlenir ya da bulanık mantık kurallarının öngörülebilirliğine göre sistemi tarif eden kişi tarafından şart koşulur.
- İstenirse, bulanık mantık sisteminde kullanılan öğrenme yordamı ilgilendiği sistemin mantıksal anlamını da göz önünde bulunduracak şekilde uyarlanabilir.
- Bir SBM, n parametrelili bir fonksiyonun kestirimini o fonksiyonu kısmen tanımlayan eğitim kümesinden yapmaya çalışır.

SBM sıfırinci ya da birinci dereceden Sugeno modeli sistemleriyle tanımlanır [35]. SBM’den tekil (single) çıkış elde edilir. Sugeno modelindeki bulanık sistemlerin çıkış

üyelik fonksiyonları diğer bulanık mantık sistemlerinden farklı olarak ya bir sabit fonksiyon ya da doğrusal bir fonksiyon olmalıdır. SBM'nin çıkışı bu fonksiyonun aldığı değerdir. Şekil 3.8 yedi parametre girişli ve bir çıkışlı Sugeno modelinin blok şemasını göstermektedir.



Şekil 3.8: Yedi parametre girişli bir çıkışlı Sugeno modeli

3.2.1.4. Çıkarmalı Kümeleme (Subtractive Clustering)

Çıkarmalı kümeleme kuralların sayısını, üyelik fonksiyonlarını ve başlangıç noktalarını belirlemek için kullanılır. Uygun üyelik fonksiyonlarının ayarlanması için SBM kullanılır. Kullanılan veri setinde kaç tane veri kümesi olduğu hakkında net bir fikir olmadığı varsayıldığında çıkarımlı kümeleme hızlı bir şekilde kümelerin sayısını ve küme merkezlerini tahmin eder.

X , N boyutlu uzayda m tane noktadan oluşan bir veri seti olsun $\{x_1, \dots, x_m\}$

Çıkarımlı kümeleme her veri noktası için potansiyel küme merkezi atar ve her bir potansiyelin etrafındaki verilerin yoğunluğuna göre uzaklıkları hesaplar. Herhangi bir x noktası için yoğunluk ölçümü D_i aşağıdaki gibidir:

$$D_i = \sum_{j=1}^m e^{-\frac{|x_i - x_j|^2}{(r_a)^2}} \quad (3.2)$$

Burada r_a pozitif sabit olup komşuluk yarı çapını belirtir. Algoritma en yüksek yoğunluklu ilk küme merkezini seçer ve sonra yanındaki diğer kümeleri eler. Algoritma daha sonra geri kalan yüksek yoğunluklu veri noktasına gider ve onun yakınındaki diğer kümeleri eler. Yeni küme elde etme işlemi, belirlenen potansiyel eşik değeri bulunana kadar bütün data noktaları boyunca tekrarlanır. Her bir küme merkezi etkisi aralığı küme yarıçapı olarak adlandırılır. Küçük küme merkezi yarıçapı seçmek bir çok küçük kümeye, büyük yarıçap seçmek ise daha az küme seçmeye yol açacaktır.

Her bir veri noktasının yoğunluk ölçüsü hesaplandıktan sonra, en yüksek yoğunluk ölçülü veri noktası birinci küme merkezi olarak seçilir. x_{c1} seçilen bir nokta ve D_{c1} de onun yoğunluk ölçüsü olsun. Her bir x_i veri noktasının yoğunluk ölçüsü olan D_i aşağıdaki gibi hesaplanır.

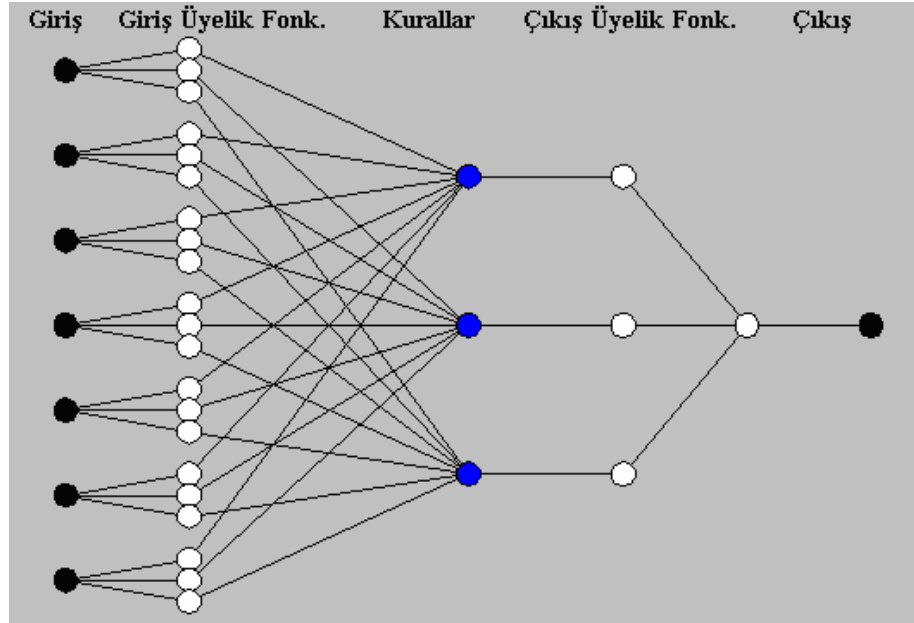
$$D_{c1} = \sum_{i=1}^m e\left(-\frac{|x_i - x_{c1}|^2}{\left(\frac{r_b}{2}\right)^2}\right) \quad (3.3)$$

$$D_i = D_i - D_{c1} \quad (3.4)$$

r_b pozitif sabiti komşuluğu göstermektedir. Yakın aralıklı küme merkezleri oluşumunu önlemek için r_b , r_a dan yaklaşık olarak 1.5 kat büyük seçilir [36].

Bu yöntemle elde edilen küme bilgileri bulanık mantık yöntemi ile başlangıç değerlerini, kuralların bulunmasını ve üyelik fonksiyonlarının belirlenmesini sağlamaktadır [36]. Şekil 3.9 üç kurallı yedi girişli bir SBM yapısını göstermektedir.

Sinirsel bulanık mantık yöntemi endüstride daha çok kontrol sistemlerinde kullanılmasına karşın biyomedikal alanında hastalık tanısı ve sınıflandırma işlemlerinde de kullanılmaktadır [37].



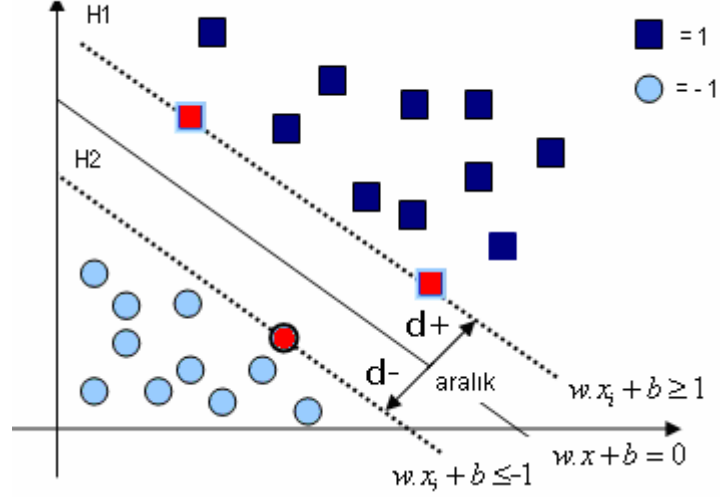
Şekil. 3.9: Üç kurallı yedi girişli bir çıkışlı SBM mimarisi

3.2.2. Destek Vektör Makineleri (DVM)

1992 de V. Vapnik tarafından önerilen Destek Vektör Makineleri, doğrusal olmayan sınıflandırıcıların sinyal işleme, sınıflandırma, öğrenme, yüz tanıma, ses tanıma alanlarındaki problemlerde iyi sonuçlar veren çekirdek tabanlı öğrenme algoritmasıdır [38]. İstatistiksel öğrenme teorisinde iyi şekilde kurulmuş bir teoriye sahiptir ve sınıflandırma problemlerine yaklaşım için oldukça uygundur. Özellikle iki sınıf arasındaki sınıflandırma probleminde, DVM iki sınıf arasındaki sınırı büyüleyen en uygun ayırt etme yüzeyini belirlemekte, yani eğitim kümesi ile ayırt etme yüzeyine en yakın noktalar arasındaki mesafeyi en büyülemektedir. DVM, doğrusal olmayan bir şekilde ayrılabilen öbekler için en uygun hiper düzlemi bulmaya çalışır.

DVM genelde iki sınıflı problemlerle ilgilenir. Giriş olarak alınan veriler destek vektörler ile tanımlanabilen bir hiper düzlem tarafından ikiye ayrılır. Hiper düzlemler her iki sınıfın karar düzlemine en yakın veri noktalarından geçer ve bu iki düzlem birbirine paraleldir. Bu düzlemler arasındaki mesafe kararı hiper düzleminin kalitesini belirler [39].

Pozitif ve negatif örnekleri birbirinden ayıran bir hiper düzlem olduğu varsayılırsa, bu düzlem üzerindeki noktalar $wx+b=0$ eşitliğini sağlayacaktır, burada w hiper düzleme olan normal ve b/w hiper düzlemden orijine olan dik uzaklıktır. Hiper düzleme en yakın pozitif ve negatif örnekler arasındaki mesafeye tolerans denilirse destek vektör yöntemi bu toleransın en yüksek olduğu hiper düzlemi bulmaya çalışır [40].



Şekil 3.10: Doğrusal olarak ayrılabilen iki sınıf veri kümesi

Şekil 3.10 da en uygun hiper düzleme paralel olan iki hiper düzlem görülmektedir. Bu hiper düzlemler $wx + b = \pm 1$ şeklinde bir fonksiyon ile tanımlanır [41]. Dolayısıyla bu düzlemler arasındaki aralık (margin),

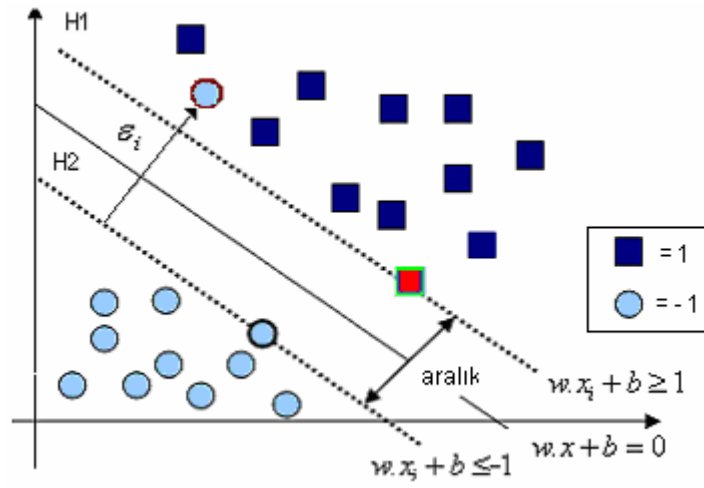
$$d_+ = d_- = \frac{1}{w} = \frac{d}{2}, d = \frac{2}{w} \quad (3.5)$$

Bu durumda en uygun hiper düzlemin belirlenmesi aşağıdaki sınırlı optimizasyon probleminin çözümünü gerektirir.

$$\min \left| \frac{1}{2} \|w\|^2 \right| \quad (3.6)$$

$$y_i(wx_i + b) - 1 \geq 0, y_i \in \{1, -1\} \quad (3.7)$$

Şekil 3.11 de görüldüğü gibi verilerin doğrusal olarak ayrılabilmesi durumunda ise Cortes ve Vapnik [39] sınıf etiketi ile verilen eğitim verilerinin en uygun hiper düzlem ile aynı tarafta bulunması ile ilgili kısıtlamanın pozitif bir "artıran yapay değişken" tanımlanması ile ifade etmişlerdir.



Şekil 3.11: Doğrusal olarak ayrılabilen iki sınıf veri kümesi

Ayrılabilir veriler için kısıtlamalara artıran yapay değişken ε_i eklenerek aşağıdaki gibi formüle edilir:

$$w^T x_i + b \geq +1 - \varepsilon_i, \quad y_i = +1 \quad (3.8)$$

Veya

$$w^T x_i + b \leq -1 + \varepsilon_i, \quad y_i = -1 \quad (3.9)$$

$$\varepsilon_i \geq 0, \quad \forall_i \quad (3.10)$$

$\varepsilon_i > 1$ olması durumunda hata oluşur. Hata maliyetlerini artırmak için hedef fonksiyona kullanıcı tarafından seçilecek bir düzenleyici C parametresi eklenmiştir. C'nin yüksek değerinde olması hatalara daha fazla ceza atanmasına yol açacaktır.

C fonksiyonu aşağıdaki gibi düzenlenirse;

$$P_C = \frac{1}{2} \|w\|^2 + C \sum_i \varepsilon_i \quad (3.11)$$

$$y_i = (w^T x_i + b) \geq 1 - \varepsilon_i \text{ ve } \varepsilon_i > 0, \quad \forall_i \quad (3.12)$$

Yukarıdaki problemin çözümü için aşağıdaki Langrange fonksiyonunu en küçük yapan w ve b değerleri tanımlanır.

$$L_P = \frac{1}{2} \|w\|^2 + C \sum_i \varepsilon_i - \sum_i \alpha_i \left\{ y_i (w^T x + b) - 1 + \varepsilon_i \right\} - \sum_i \mu_i \varepsilon_i \quad (3.13)$$

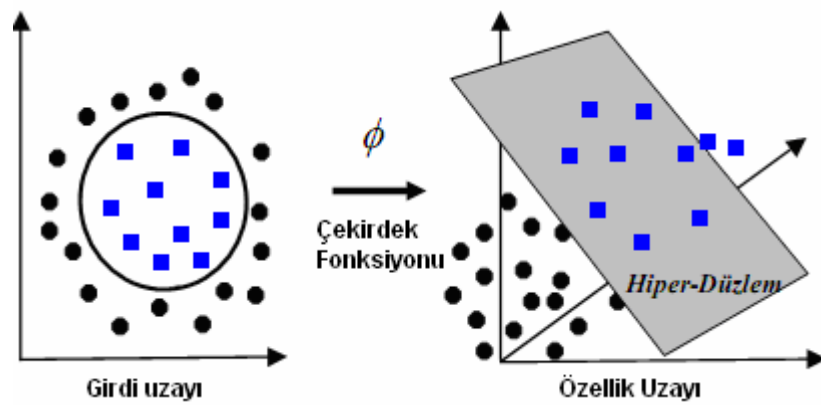
Burada μ_i değeri ε_i değerlerinin pozitif olmasını sağlamak için eklenmiş ve α_i ise pozitif Lagrange çarpanlarıdır. Lagrange problemi dual problemine dönüştürülürse çözüm kolaylaştırılır. L_D ' nin değeri en büyük yapılarak gerekli parametreler bulunur.

$$L_D = \sum_i \alpha_i - \frac{1}{2} \sum_i \sum_j \alpha_i \alpha_j y_i y_j x_i x_j \quad (3.14)$$

$$0 \leq \alpha \leq C \text{ ve } \sum_i \alpha_i y_i = 0 \quad (3.15)$$

Doğrusal olmayan Destek Vektör Makineleri ise veriyi öncelikle farklı bir uzaya eşlemlenmekte ve sınıflandırma işlemini bu yeni öznelik uzayında gerçekleştirmektedir [42].

Şekil 3.12' de görüleceği üzere girdi uzayında doğrusal olarak ayrılamayan veriler, özellik uzayı olarak adlandırılan daha yüksek boyutlu bir uzayda incelenir.



Şekil 3.12 : Giriş uzayından özellik (öznelik) uzayına dönüşüm

Destek vektör makineleri $K(x, x_j) = \phi(x) \cdot \phi(x_j)$ gibi bir çekirdek (kernel) fonksiyonu yardımıyla doğrusal olmayan dönüşümler yapabilmekte ve bu şekilde verilerin yüksek boyutta doğrusal olarak ayrılabilmesine imkan sağlamaktadır [38]. Sonuç olarak da doğrusal olarak ayrılamayan iki sınıflı bir problemde iki sınıfın birbirinden ayrılması ile ilgili karar kuralı (3.15) eşitliği şeklinde yazılabilir [43].

Sonuç olarak destek vektör makinesi aşağıdaki gibi ifade edilir:

$$f(x) = \text{sign} \left(\sum_i y_i \alpha_i k(x, x_i) + b \right) \quad (3.16)$$

Parametreler ise L_D fonksiyonunun en büyük yapılmasıyla bulunur.

$$L_D = \sum_i \alpha_i - \frac{1}{2} \sum_i \sum_j \alpha_i \alpha_j y_i y_j k(x_i x_j) \quad (3.17)$$

$$0 \leq \alpha \leq C \text{ ve } \sum_i \alpha_i y_i = 0 \quad (3.18)$$

DVM algoritmasında önemli rol oynayan çeşitli çekirdek (kernel) fonksiyonları tanımlanmıştır. Bu çekirdek fonksiyonları doğrusal (linear), polinom, radyal tabanlı fonksiyon ve sigmoid çekirdek olmak üzere dört temel grup altında toplanabilir. Doğrusal çekirdek, radyal tabanlı çekirdeğin özel bir hali gibi düşünülebilir.

Doğrusal (Linear) Çekirdek Fonksiyonu,

$$K(x, y) = x^T y \quad (3.19)$$

Polinom Çekirdek Fonksiyonu,

$$K(x, y) = (1 + x^T y)^P \quad (3.20)$$

RBF ve Gauss(RBF) Çekirdek Fonksiyonu sırasıyla,

$$K(x, y) = e^{-\gamma |x-y|^2}, K(x, y) = e^{-\frac{|x-y|^2}{2\sigma^2}} \quad (3.21)$$

Sigmoid Çekirdek Fonksiyonu,

$$K(x, y) = \tanh(\beta_0 x^T y + \beta_1) \quad (3.22)$$

Doğru çekirdek fonksiyonu seçimi sınıflandırma işleminin başarısında oldukça önemli bir yer tutar. DVM temelde ikili sınıflandırıcı olduğundan çoklu sınıf problemleri basit olarak veri kümesinin değişik şekillerde ikiye bölünmesi, her bir ikili veri kümesi için DVM algoritmasının çalıştırılması ve sonuçların birleştirilmesi ile çözümlenir.

3.2.3. Genetik Algoritmalar (GA) ve Genetik Programlama (GP)

Evrimsel hesaplama tekniğinin bir parçası olan genetik algoritma Darwin'in evrim teorisinden esinlenerek oluşturulmuştur. Herhangi bir problemin genetik algoritma ile çözümü, problemi sanal olarak evrimden geçirmek suretiyle yapılmaktadır. Evrimsel hesaplama ilk olarak 1960'larda I.Rechenberg tarafından "Evrimsel Stratejileri (Evolutionstrategie)" isimli eserinde tanıtılmıştır. Onun fikri daha sonra başka araştırmacıların da ilgisini çekmiş ve geliştirilmiştir. John Holland evrim sürecini bir bilgisayar yardımıyla kullanarak, anlayamadığı çözüm yöntemlerinin öğretilbileceğini öne sürdü. Böylece Genetik Algoritma (GA) John Holland tarafından bu düşüncenin bir sonucu olarak bulundu. Onun öğrencileri ve arkadaşları tarafından geliştirildi ve bu sayede Holland'ın kitabı "Doğal ve Yapay Sistemlerde Adaptasyon (Adaptation in Natural and Artificial Systems)" 1975 yılında yayınlandı [44]. John Koza 1992 yılında genetik algoritma kullanarak çeşitli görevleri yerine getiren programlar geliştirdi. Genetik Programlama [45] adını verdiği bu genetik algoritma, geleneksel yöntemlerle çözümü zor veya imkansız olan problemlerin çözümünde kullanılmaktadır.

Genel anlamda genetik algoritmanın üç uygulama alanı bulunmaktadır. Bunlar deneysel çalışmalarda optimizasyon, pratik endüstriyel uygulamalar ve sınıflandırma sistemleridir. Mühendislik problemlerinde optimizasyon ve sınıflandırma amaçlı olarak kullanılmaya başlanmıştır. Özellikle mekanizma tasarımında çok iyi sonuçlar verdiği bilinmektedir [46]. Bunlardan başka otomatik programlama, öğrenme kabiliyetli

makineler, ekonomi, ekoloji, planlama, üretim hattı yerleşimi gibi alanlarda da uygulanmaktadır. Ayrıca sayısal görüntü işleme tekniğinde de oldukça uygulama alanı bulmuştur [47–48].

3.2.3.1 Genetik Algoritma Aşamaları

Algoritma ilk olarak popülasyon diye tabir edilen bir çözüm (kromozomlar) kümesi ile başlatılır. Bir popülasyondan alınan sonuçlar bir öncekinden daha iyi olacağı beklenen yeni bir toplumun üretilmesinde kullanılır. Yeni popülasyon oluşturulması için seçilen çözümler uyumluluklarına (fitnes) göre seçilir. Çünkü uyumlu olanların daha iyi sonuçlar üretmesi olasıdır. Bu işlemler istenen çözüm sağlanıncaya kadar devam ettirilir.

Genetik Algoritma aşamaları aşağıdaki gibi sıralanır:

1. Başlangıç: n adet kromozom içeren popülasyonun oluşturulması (problemin uygun bir çözümü)
2. Uyumluluk: popülasyondaki her x kromozomu için uygunluk değerlendirilmesi $f(x)$
3. Yeni popülasyon: Yeni popülasyon oluşuncaya kadar aşağıdaki adımların tekrar edilmesi.
 - a. Seçim: Uygunluklarına göre iki ebeveyn seçimi
 - b. Çaprazlama: Yeni bireyler oluşturmak için ebeveynlerin bir çaprazlama olasılığına göre çaprazlanması
 - c. Mutasyon: Yeni bireyin mutasyon olasılığına göre kromozom içindeki konumunun değiştirilmesi
 - d. Ekleme: Yeni bireyin yeni topluma eklenmesi
4. Değiştirme: Yeni popülasyonun algoritmanın yeniden çalıştırılmasında kullanılması
5. Deney: Sonuç tatmin ediciyse algoritmanın sona erdirilmesi ve son popülasyonun çözüm olarak sunulması
6. Döngü: 2. adıma geri dönülmesi [49].

GA kullanılarak bir problem çözülecekse algoritmanın ne zaman sonlanacağına kullanıcı karar vermektedir. GA'nın belli bir sonlanma kriteri yoktur. Sonucun yeterince iyi olması veya yakınsamanın sağlanması algoritmanın durması için kriter olarak kullanılabilir.

3.2.3.2. GA Parametreleri

GA tekniğinin çaprazlama olasılığı ve mutasyon olasılığı olmak üzere başlıca iki parametresi vardır.

Çaprazlama olasılığı, çaprazlamanın hangi sıklıkta yapılacağını belirtir. Hiç çaprazlama yapılmaz ise (çaprazlama olasılığı %0) yeni bireyler eski bireylerin aynısı olur ama bu yeni kuşağın eskisiyle aynı olacağı anlamına gelmez. Eğer bu oran %100 olursa yeni bireyler tamamıyla çaprazlama ile elde edilir. Çaprazlama eski bireylerden iyi taraflar alınarak elde edilen yeni bireylerin daha iyi olması umuduyla yapılır.

Mutasyon olasılığı, mutasyonun hangi sıklıkta yapılacağını belirtir. Mutasyon olmazsa yeni birey çaprazlama veya kopyalama sonrasında olduğu gibi kalır. Eğer mutasyon olursa yeni bireyin bir kısmı değiştirilmiş olur. Eğer bu oran %100 olursa kuşak içindeki bireyler tamamen değişir, %0 olursa hiç değişmeden kalır [50].

GA tekniği başka parametreler de içerir. Bunların en önemlilerinden biri de popülasyon büyüklüğüdür. Bu parametre popülasyon içinde (yalnızca bir kuşakta) kaç adet kromozom yani birey olduğunu söyler. Eğer kromozom sayısı az olursa GA çözüm aranan uzayın ancak bir kısmını gezebilir ve çaprazlama için fazla bir seçeneği yoktur. Kromozom sayısı çok fazla olursa GA çok yavaş çalışır. Araştırmalar belli bir noktadan sonra popülasyon sayısını artırmanın bir yararı olmadığını göstermiştir.

Yeni bireyler uyumluluğa göre veya rastgele olarak seçilebilir. Yeni bireylerin tamamen rastgele seçilme durumunda yakınsama zorlaşabilir. Tüm bireyler uyumluluğa göre seçildiğinde ise yeni kuşak içinde bölgesel yakınsamalar olabilir. Bu sorunların üstesinden gelmek için belli bir oranda uyumluluk seçimi belli bir oranda da rastgele seçim yapılabilir. Bu oran kuşak farkı (generation gap) ile ifade edilir. Kuşak farkı %100 olduğunda yeni bireylerin tamamı uyumluluğa göre seçilir.

3.2.3.3. Genetik Programlama (GP)

1990 senesinde John Koza tarafından geliştirilen Genetik Programlama donanım ve yazılımların teknolojiye paralel ilerlemesinde önemli yer tutar. GP de program kod

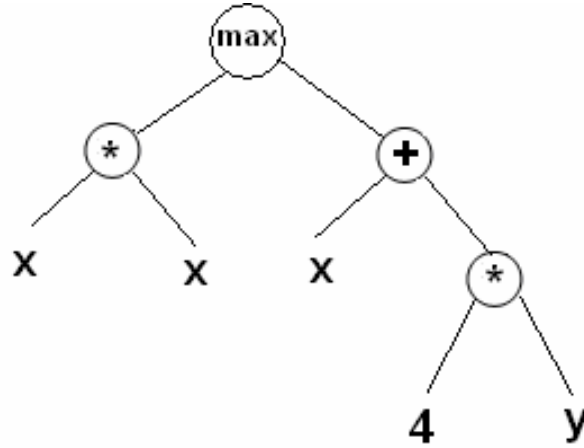
satırları yerine ifade ağacı ile açıklanmıştır. Bu ağaç düğümlerden ve hatlardan oluşmaktadır. Burada düğümler fonksiyonları ve hatlar da terminalleri göstermektedir.

Terminaller problemin tanımlanmasında etkili olan değişkenler veya sabitleri gösterirken fonksiyonlar ise terminalleri belli bir işlem mantığına göre birleştirmeye yarayan nesnelere dir. Fonksiyonlar ve terminallerin anlamlı bir yapı oluşturacak şekilde birleştirilmesi sonucunda bireyler oluşur [51].

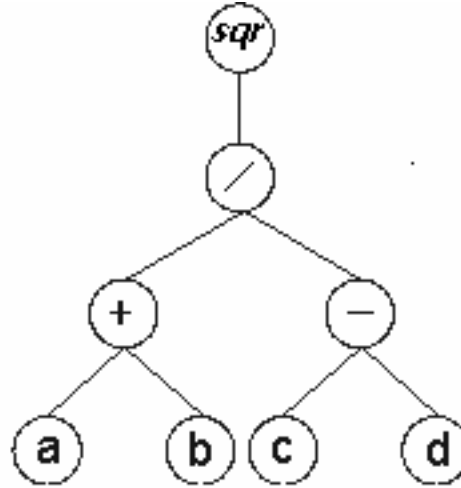
GP adımları aşağıdaki sırayla özetlenebilir:

1. Girdilerin belirlenmesi.
2. Temel fonksiyonların seçilmesi (*, +, -, /, sin, cos, sqrt, ^).
3. Uyumluluk fonksiyonunun (fitness function) belirlenmesi.
4. Kontrol parametrelerinin belirlenmesi (maksimum tekrar sayısı).

Örnek olarak Şekil 3.13’de basit bir ifade olan, $\max(x*x, x+4*y)$ in ağaç gösterimi Şekil 3.14’de ise, $\sqrt{(a+b)/(c-d)}$ ifadesinin ağaç gösterimi görülmektedir.



Şekil 3.13: Max ($x*x, x+4*y$) ifadesinin ağaç gösterimi



Şekil 3.14: Köklü ifadenin ($\sqrt{(a+b)/(c-d)}$) ağaç gösterimi. Burada sqrt karekök işlemini göstermektedir

Genetik programlamada bireylerin sunumunda genellikle Lisp (list processing language) gösterimi kullanılmaktadır. Lisp gösterimindeki notasyonda, önce fonksiyon yazılır sonra bu fonksiyonun işlem yapacağı parametreler sırasıyla birinci ve ikinci parametre olarak sıralanır [52].

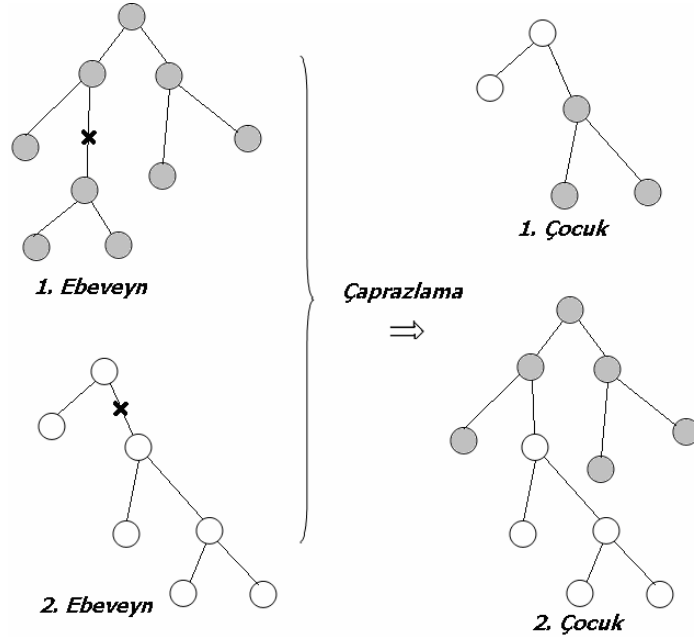
Kullanılan fonksiyon seti, toplama (+), çıkarma (-), çarpma (*), bölme (/), sinüs, kosinüs, logaritma ve benzeri işlemciler içerir. Terminaller ise bağımsız değişkenler, sayısal veya mantıksal sabitler gibi rastgele seçilen değerlerden oluşur.

GP modellemede her bir bireyin uyumluluğunu hesap eden bir uyumluluk (fitnes) fonksiyonu vardır. Uyumluluk fonksiyonu (hata, maliyet, vb.) seçimi problemin tipine ve GP modelleyicisine göre değişiklikler göstermektedir. Hata tabanlı uyumluluk fonksiyonu yaygın olarak kullanılır. Toplam hataya göre uyumluluğun ters orantılı olması prensibine dayanır. Rastgele oluşturulan başlangıç popülasyonunda (initial population) her bireyin uyumluluğu, bir öğrenme veri seti temel alınarak belirlenirler.

Rastgele oluşturulan popülasyondaki bireylerin uyumlulukları uyumluluk fonksiyonu vasıtasıyla hesaplandıktan sonra bir kısmı belirlenen seçim yöntemi ile doğrudan yeni nesile aktarılır diğer bir kısmı ise genetik işlemciler vasıtasıyla evrilerek yeni nesilin içine sonradan dahil edilirler.

GP de problemin tipine ve GP modelleyicisine göre çeşitli seçim yöntemleri (uyum oranlı, turnuva, rank vb.) kullanılabilir. Rulet tekerleği seçimi olarak da bilinen uyum oranlı seçimde, uyumluluğu en yüksek olanın seçilme şansı daha yüksektir. Bir rulet tekerleği bireylerin uyumluluklarına göre paylara ayrılır. Teker döndüğünde bölümde fazla yer kaplayan bireyin seçilme olasılığı daha yüksektir. Her seçimde en iyiyi seçme olasılığı yüksek olduğundan bölgesel maksimumlara takılma olasılığının çok yüksek olması uyum oranlı seçimin dezavantajıdır. Turnuva seçiminde birey havuzundan belirlenen örnekleme sayısına göre rastgele bireyler seçilir. Uyumluluk değerlerine göre en uygun olan yeni nesile gönderilirler.

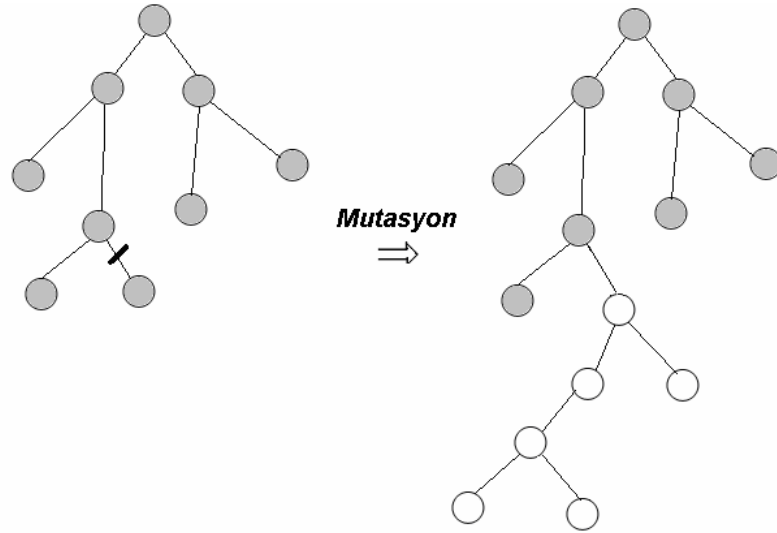
Çaprazlamada iki adet birey rastgele seçilir ve yine rastgele seçilen çaprazlama noktalarından ayrılan parçalar, karşılıklı olarak yer değiştirilir. Çaprazlamanın popülasyonda ne kadar sayıda bireye uygulanacağı çaprazlama oranı denilen bir oran ile belirlenir (Şekil 3.15).



Şekil 3.15: Genetik programlamada ağaç çaprazlama

Mutasyonda popülasyondan rastgele bir birey seçilir ve yine rastgele seçilen bir mutasyon noktasından birey kırılarak oraya yeni bir ağaçsal yapı eklenmesi ile yeni bir

birey oluşturulur (Şekil 3.16). Mutasyonun popülasyonda ne kadar sayıda bireye uygulanacağı mutasyon oranı denilen oran ile belirlenir. Bu şekilde yukarıda akış şemasında gösterildiği gibi GP modelleyicisi bir sonlanma ölçütüne ulaşınca kadar ya da popülasyondaki herhangi bir bireyin uyumluluğu “1” olana kadar devam eder.



Şekil 3.16: Genetik programlamada ağaç mutasyon

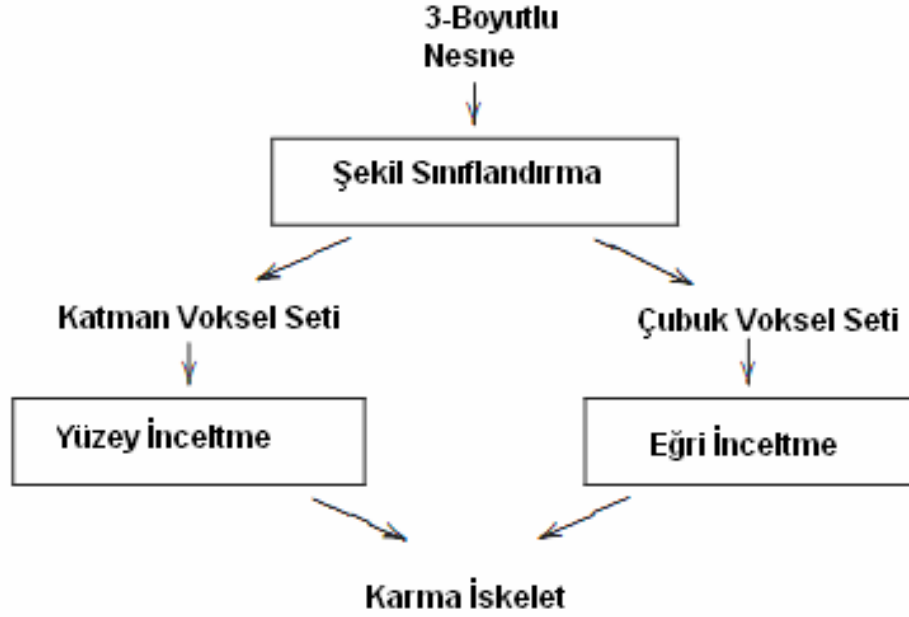
3.2.4. Karma İskelet Grafik Analizi (KİGA)

Karma İskelet Grafik Analizi, trabeküler kemik gibi hibrit şekilli gözenekli ortamların çubuklar (rod) ve katmanlar (plate) olarak yüksek seviye gösterim şeklidir [53]. Düzensiz gözenekli ortamların (porous media) morfoloji ve topolojileri genel yöntemlerle trabeküler kemiklerin yapısı ve yerel özellikleri hakkında tam bilgiyi veremezler. KİGA yöntemi ile eğimli, silindir olmayan kemik yapılarında ortam özellikleri hakkında çok daha fazla bilgi elde edilmesi mümkündür.

3.2.4.1. Karma İskelet (Kİ)

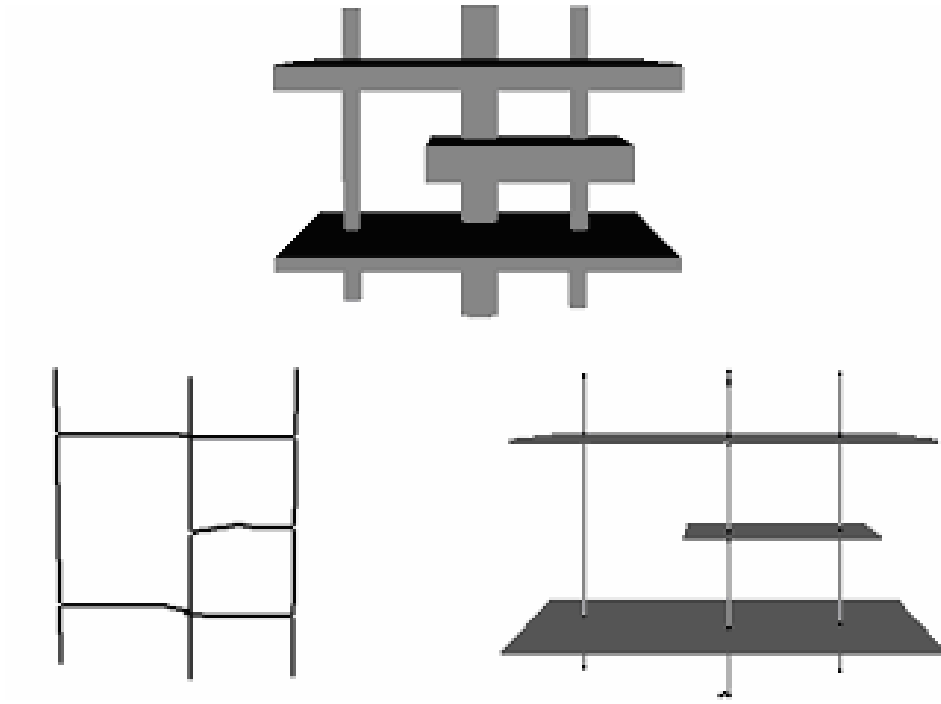
KİGA, eğim ve yüzey durumlarını hesaplayan karma (hibrit) iskelet nesnenin yerel şekillerine göre işlem yapan modellemedir. İki iskelet değişkeni arasında geçiş yapmak için, KİGA topolojik yatkinlığa göre bir nesnenin vokseli (en küçük hacim birimi; 3 boyutlu pixel hacmi) sınıflamalarının bir katmana (plate) ya da bir çubuk (rod) bölgesine ait olduklarını gösteren bir algoritma düzenler [54]. Yüzey ve eğri

algoritmaları ait oldukları her bir çubuk setine veya katman setine uygulanır (Şekil 3.17). Amaçlanan hibrit algoritması, trabeküler kemik gibi gözenekli ortamı karakterize ederek önemli özelliklerin çıkarımını sağlar.



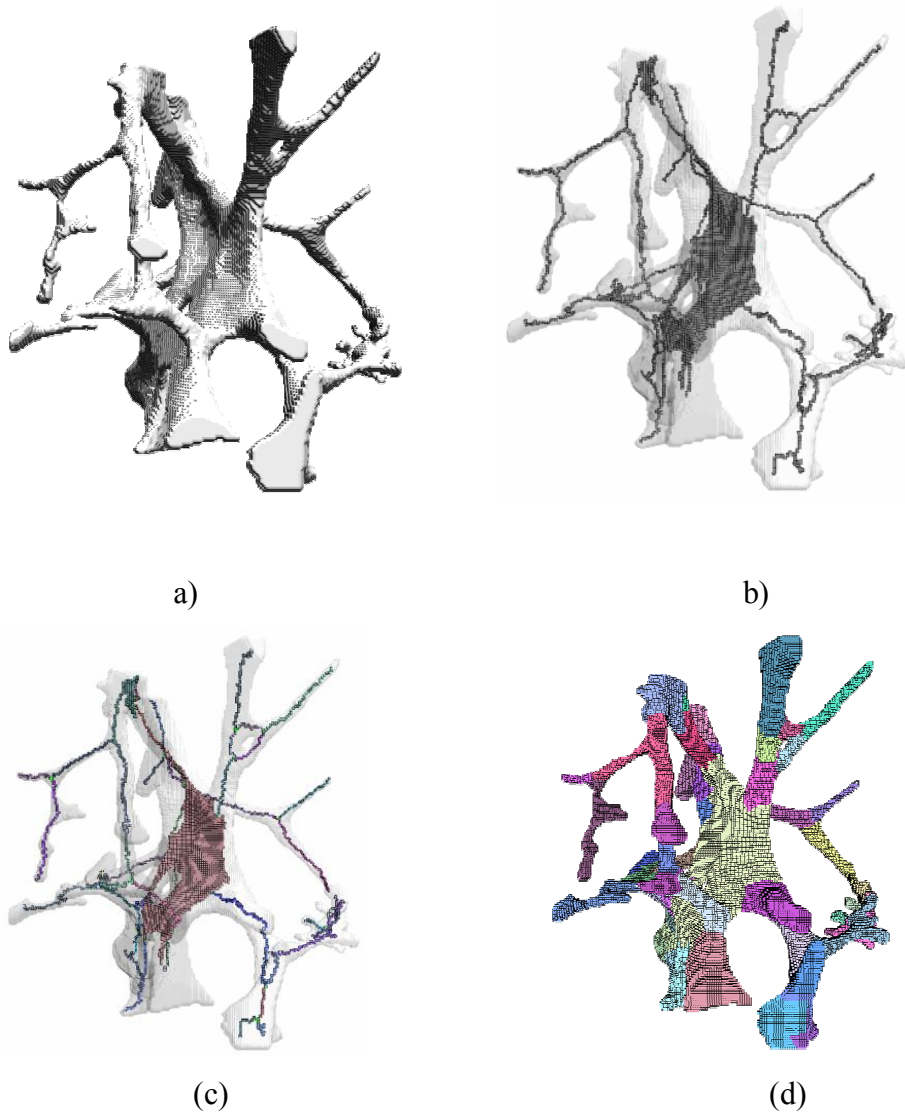
Şekil 3.17: Karma İskelet (Kİ) yapısının genel şeması

Şekil 3.18 test vektörüne ait 14 bağlantılı çizgi iskelet ve karma iskelet yapılarını göstermektedir (11 çubuk 3 katman).



Şekil 3.18: Test vektörü (üstte), çizgi iskelet modeli (sol alt), karma iskelet modeli (sağ alt)

Şekil 3.19 (a) ve Şekil 3.19 (b), trabeküler kemik örneğini ve bu örnekten KİGA yöntemiyle özellik çıkarmayı göstermektedir.



Şekil 3.19: Trabeküler kemiğe KİGA uygulanması : (a) Orijinal kemik görüntüsü (b) Karma iskelet (c) Sınıflandırılmış karma iskelet (d) KİGA segmentasyon sonrası

3.2.4.2. Voksellerin Sınıflandırılması (Classification)

Karma iskeletin sınıflandırma adımında; yapısal rolüne göre her bir vokselle etiketlenerek hesaplanır. Dört sınıf vokselle tanımlanır, bunlar ; “çubuk”, “hat sonu”, “katman” ve “düğüm”dür. İki vokselin komşuluğu incelendiğinde; 26-bağlantı (8 köşe, 12 kenar, 6 yüz) olması durumunda katı-faz, 6-bağlantı (connex) olması durumunda ise gözenekli (porous) faz komşuluğu vardır (sadece voksel yüzü paylaşımı).

Voksel sınıflandırması üç basamaklı bir işlemdir.

1. Adım: Başlangıç.
 - Tüm vokseller “katman” olarak ayarlanır.
2. Adım: 1-boyutlu eğrilerden çubukların belirlenmesi.
 - Vokseller sadece iki katı-faz komşuya sahip ve kendi kendilerine komşu değilse; “çubuk” (rod) olarak işaretlenir.
 - Bir voksel sadece bir komşuya sahipse; “hat sonu” (line end) olarak etiketlenir.
3. Adım: Elemanlar arası arabirimlerin belirlenmesi.
 - Bir voksel ikiden fazla “çubuk” veya “hat sonu” komşuya sahipse;
 - Bir voksel “katman” olup bir tane “çubuk” veya “hat sonu” komşuya sahipse;
 “düğüm” olarak belirlenir.

Şekil 3.19 (c) sınıflandırma adımlarının sonuçlarını göstermektedir. Her bir iskelet vokseli “çubuk”, “hat sonu”, “katman” veya “düğüm” olarak sınıflandırılmıştır.

3.2.4.3. Bireyselleştirme (Individualization)

Sınıflandırma sonrasında iskelette bulunan her bir vokselin rolü belirlenmektedir. Yapıdaki katmanlar ve çubukların özellikleri tam çıkarılmadığı ve bireyselleştirilemediği için henüz bire bir işlenemez. Her sınıfta yapı öğeleri ayrı ayrı işaretlenir. Elde edilen tüm bilgiler bir katman ya da çubukla ilişkili olarak toplanır. Obje bireyselleştirme işlemi, yinelenerek yapıdaki bütün voksellere uygulanıp objedeki her bir öğenin ara yüzü belirlenir.

Öğelerin bireyselleştirilmesi için kullanılan algoritma üç adımlı bir döngüyle yapılır.

1. Adım: Katı faz öğenin bulunması.
 - Sınıflandırılmış iskeletten başlangıç vokseli (taban) seçilir.
 - “katman” için katman elemanı, “çubuk” için çubuk elemanı olabilir.

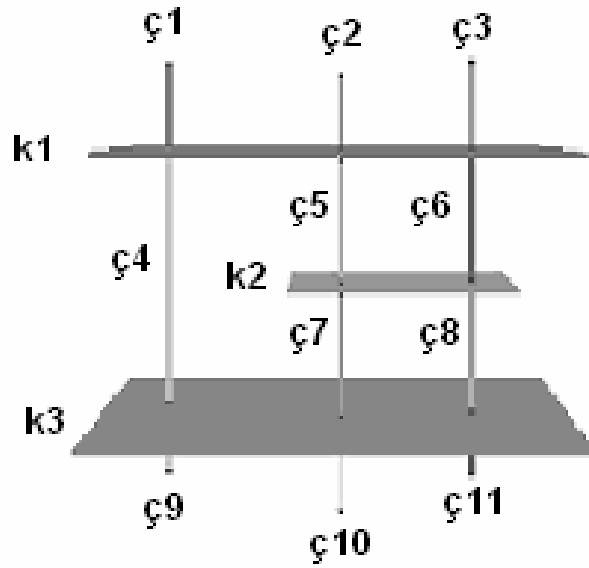
2. Adım: Bilginin dağılımı.

Başlangıç tabanı yinelenerek, eleman sınırları bulunana kadar iskelet vokselleri boyunca yayılır. Sınır vokselleri “düğüm” ya da “hat sonu” olabilir.

3. Adım: Yeni öğelerin kaydedilmesi.

Bir defa tamamen tanımlanan öğenin vokselleri ve ara yüzleri modelde kaydedilir.

Bütün bu bilgiler KİGA modelinde kaydedilir. Şekil 3.20 uygulanan test vektörünün bireyselleştirme yöntemi sonrası sonucunu göstermektedir.



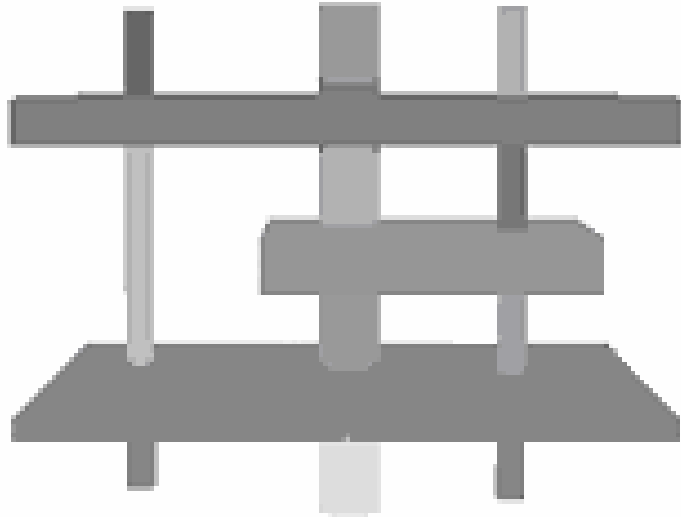
Şekil 3.20: Bireyselleştirme tekniği sonrası test vektörü görüntüsü (ç: çubuk, k: katman)

3.2.4.4. Kesimlere Ayırma (Segmentasyon)

Sınıflandırılmış ve bireyselleştirilmiş iskelet, ortam hakkında yeterli bilgi içermesine karşın analiz daha da geliştirilebilir. Orjinal objenin segmentasyon işlemi ile analizi geliştirilebilir. Bu amaç için, 3-D (3 boyutlu) bölge-büyüme (region grown) yinelemeli süreç uygulanır. Her bir elemanın iskelet vokseli, tabandan (seed) tekrarlanarak ve komşular birleştirilerek orjinal görüntüden alınır. Sonuç olarak, nesnenin her bir katı

vokseli en sonunda, KİGA modelinin bir ögesiyle ilişkilendirilir (katman ve çubuk), Şekil 3.21 segmentasyon sonrası test vektörünün görüntüsünü göstermektedir. Orijinal nesnenin bütün vokselleri modelde refere edilmiş ve genel biçim değişmemiştir. Bu voksellerin farklı katman veya çubuk öğeleriyle ilişkilendirildikleri, ait oldukları doğal bölge büyümelerine göre görülebilir. Şekil 3.19 (d) segmentasyon sonucu oluşan trabeküler kemik görüntüsünü göstermektedir

KİGA modeli bir kez tamamlandıktan sonra, trabeküler kemik ağı şablonu terkedilir. Her küçük nokta ve dal, ağdan her bir trabeküler özelliğın çıkarımını hakkında yerel bilgi verir. KİGA modeli, morfolojik, topolojik ve hacimsel bilgi içerir ve birçok parametre klinik çalışmalarda kullanılmak üzere ölçülebilir.



Şekil 3.21: Segmentasyon sonrası oluşan vektör görüntüsü

3.2.4.5. Mekanik Değerlendirmeler

Ayrık örnekler için Sonlu Elemanlar Analizi daha önce birçok çalışmada kullanılmıştır [55–56]. Bu bölümde ilk aşamada çubuk şekiller ışın sarmalları (beam chain) olarak ve katman şekilleri de kabuk elemanları (shell elements) olarak tanımlanmıştır [57].

Çubuk (rod) elemanı, gerçek sistemde iki boyutu üçüncü boyutunun yanında küçük olan, ekseni ve normal kesiti ile tanımlı olan öğedir. İnşaat sistemlerindeki bina türü sistemlerde kolon, kiriş, bazı durumlarda perde, dişli ve kaset döşemelerin dişleri,

sürekli temel, ızgara temel elemanları çubuk (rod) eleman kullanılarak modellenebilir. Kabuk (shell) elemanı, yüzeysel taşıyıcı elemanları modellemek için kullanılan öğedir. Düğüm noktaları ve kesit gibi özellikleriyle tanımlıdır. Kabuk elemanları dörtgen veya üçgen şeklinde olabilmektedir. Kabuk genel durumda yüzeysel sistemleri modellemek için kullanılır.

3.2.4.6. Çubuk Elemanlarının Işın Sarmallarına Dönüştürülmesi

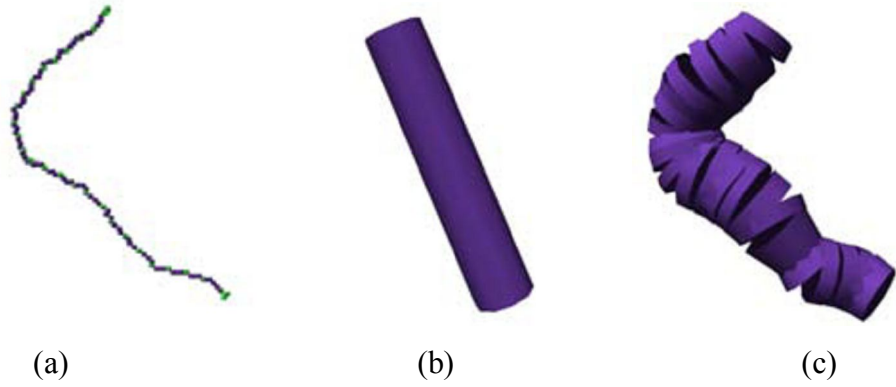
Sonlu Elemanlar Analizi (SEA) çubukların ışın sarmalına dönüştürülmesi için kullanılmaktadır. İlk kullanımı 1950 li yıllarda inşaat mühendisliğinde yapı sistemlerinin dayanıklılığını ölçmede kullanılan Sonlu Elemanlar Yöntemi, sürekli ortamların “sonlu elemanlar” adı verilen küçük birim bölgelere ayrılması düşüncesiyle ortaya atılmıştır. Bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler doğrultusunda etkin olarak kullanılmaya başlamıştır. Düzensiz ve karmaşık geometriye sahip sistemlerin modellenmesine olanak sağlamaktadır. Basınç, gerilme, yer değiştirme gibi sürekli büyüklüklerin küçük ve sürekli parçaların birleştirilmesi ile meydana gelen modelleme tekniğidir. Sonlu Elemanlar Yöntemi ile bir yapı ifade edilirken elemanların uygun şekilde seçilmesi ve problemin yapısına uygun olarak yerleştirilmesi önemlidir. Genel olarak değişkenin ani değişiklik gösterdiği bölgelerde elemanlar küçük seçilir. Elemanların köşe noktalarını uygun numaralamak yöntemin doğru çalışması için oldukça önemlidir. Elemanların köşe noktaları sistemde düğüm olarak adlandırılıp elemanların birleşme noktalarını göstermektedir. Sonlu elemanlara ayırma işleminden sonra işlem yapılan büyüklüğün bölge içinde değişimini gösteren enterpolasyon denen bir fonksiyon belirlenir. Bu fonksiyon değişkenin yaklaşık değerini verir.

Elemanların malzeme özelliklerinin tanımlanması oldukça önemlidir. Elastik davranış gösteren bir malzemenin tanımlanması için malzeme özelliklerinin çok iyi bilinmesi gerekir. Young Modülü (Elastik modülü) ve Poisson oranı bilinmesi gereken parametrelerdir. Young modülü malzemenin şekil değiştirmeye mukavemeti, Poisson oranı ise boyuna uzayan bir malzemenin enine olan daralmayı ifade eder.

Bu teknik ilk olarak trabeküler kemiğin sertliğini değerlendirmek için araştırılmıştır [58]. Ancak sonuçlar basit çubuk ağlarıyla yapılan kemik modellerinin kemik sertliğini yeterli doğruluk oranında belirleyemediğini gösterdi, bununla beraber 3-Boyutlu

animasyon tekniği ile özellik çıkarma yöntemi temel alınarak çubuk öğelerinin sonlu elemanlara dönüşümü için ışın sarmalı kavramının geliştirilmesine karar verildi [59].

Işın sarmalı Şekil 3.22 de görüldüğü üzere ara düğümlerden oluşan eğri şekilli iskelet yapılarından oluşmaktadır. Bölme diye adlandırılan bu işlem, küçük segmentlerin eğiminde ağaç öğelerinin eşleşmesinde iyi sonuçlar vermiştir. Son olarak, Şekil 3.22 de gösterildiği gibi, KİGA modelinde kaydedilen her bir kesit elemanı (etkin ışın) yerel kalınlık değerlerine göre atanmıştır.



Şekil 3.22: Ağaç öğelerinin ışın sarmalı olarak dönüşümü : (a) 1 boyutlu yolun voksellerinin ara düğümlü eğri iskeletten çıkarımı (b) Basit silindir modeli, ağaç hacmi ve iskelet uzunluğu (c) Yerel kalınlık kullanılarak elde edilen ışın sarmal modeli

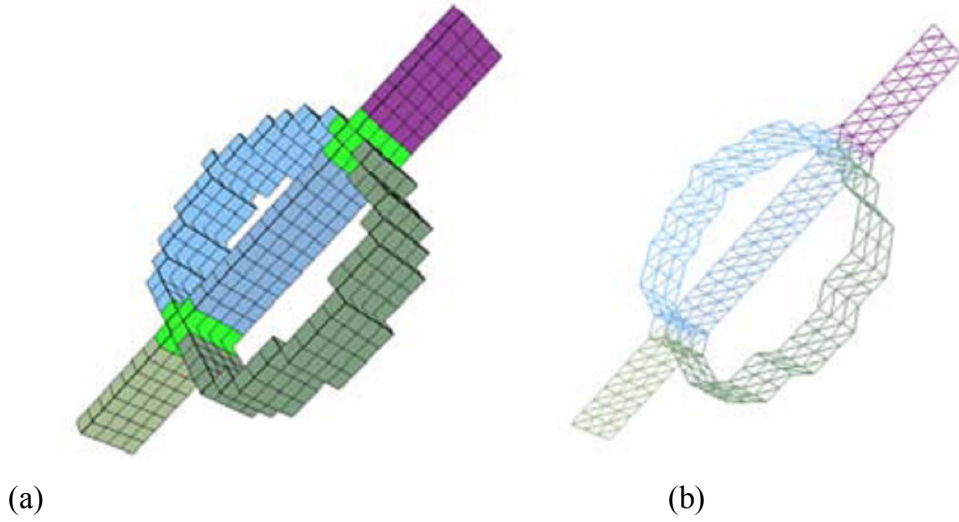
3.2.4.7. Katmanların Kabuk Elemanlarına Dönüştürülmesi

Katman elemanları ışın sarmalı modeliyle açıklandığında morfolojik sonuçlarda uygun olmayan başarısız sonuçlar alınmaktadır [54–57]. Bu durumda geometrik doğruluktaki bu başarısızlık mekanik sonuçları da etkilemektedir [58]. Aslında katmanların modellenmesi ağaçların modellenmesine göre çok daha zorluklar içerir. Lenthe ve arkadaşları katmanları tek ışın sarmalı yerine ışınlar sarmalı olarak önerdi [60] ancak bu dönüşümün de verimi sorgulanır çünkü bu ışın seti kavramı geometrik olarak açık değildi.

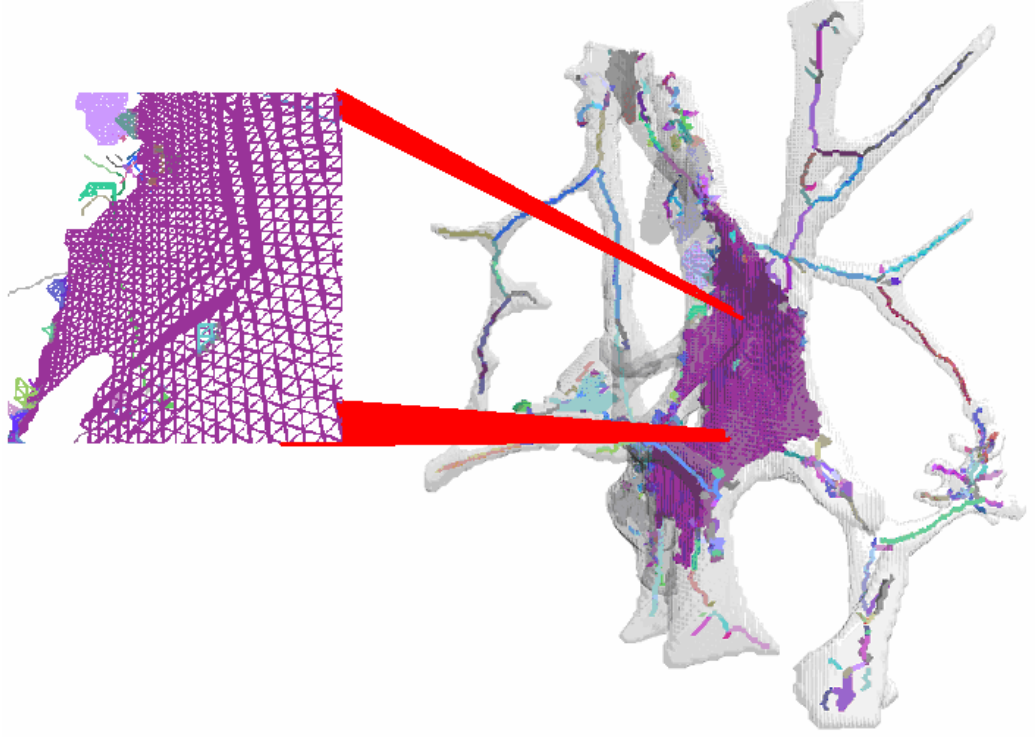
Kabuk elemanlarının düzlemsel şekillerini tanımlamak için SEA [61] kullanılarak yeni bir yaklaşım olan üçgenleştirme metodu ile çok daha iyi bir seçim katmanı modeli geliştirildi.

Öncelikle kalınlık değeri atanmış her bir elemanın 2 boyutlu yüzey geometrisi tanımlanır (üçgen ya da dörtgen şeritler). Bu durumda 26 bağlantılı katman voksellerinin basit 2 boyutlu üçgen ve karelere transformunda sorunlar gerçekleşti. 80li yıllardan itibaren kullanılan Meshing iso-yüzey, yüzey uydurma, yüzey izleme ve mekansal örnekleme de kullanılan önemli grafik tekniklerdendir. Ancak, geçişlerde ve çeşitli düzensiz yüzeylerde hala zorluklar gözlenmekteydi, bu nedenle başarısı iyi bilinen mekansal örnekleme metodu olan Marching Cubes (MC) yöntemi seçildi [62]. Bu yöntem hücreleri alt bölümlere ayırır ve bütün kesişen örtük yüzeyleri arar. Yüzey MC olarak adlandırılan bu yöntem 26 bağlantılı yüzeyi üçgenleme yöntemiyle komşuluk desenleriyle hesaplar. Yüzey voksellerinin üçgenlerden oluşan bağlantıları oluşturulur. Şekil 3.23 basit 26-bağlantılı yüzeylerin üçgenlenmesini göstermektedir.

Sonuç olarak, çubuk şekillerinin ışın sarmalı olarak düzenlenmesi gibi her bir kabuk elemanı da (üçgenler) yerel kalınlık değerine göre kalınlık haritasına atanmıştır. Şekil 3.24 trabeküler kemiğe SEA uygulandıktan sonra üçgenlerden oluşan yüzeyi göstermektedir.



Şekil 3.23: Katman elemanlarının kabuk öğelerine dönüşümü : (a)Yüzey iskeletinden türetilen 2-Boyutlu 26 bağlantılı yüzey vokselleri (b) MC uygulanarak üçgenlenmiş kabuk elemanları



Şekil 3.24: SEA yöntemiyle mekanik ölçümleri hesaplanan trabeküler kemik görüntüsü

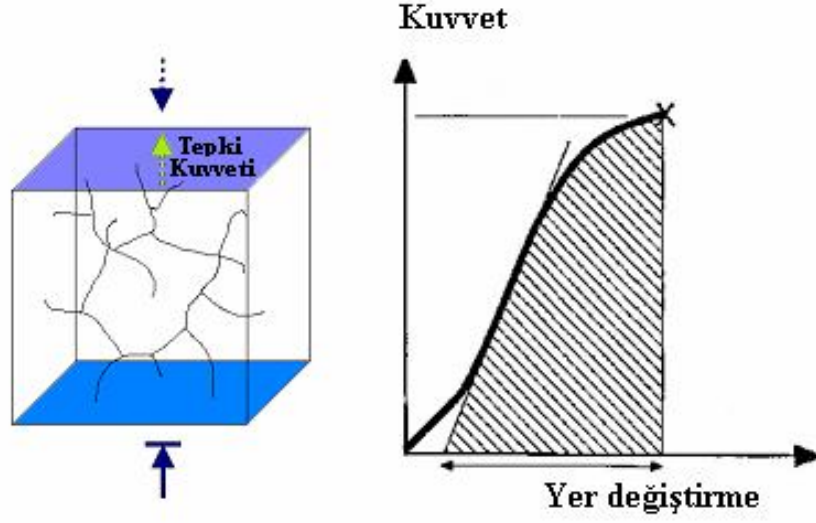
Kemik yapılarının mekanik dayanıklılığı ve esnekliği (Young's Modulus) hesaplanırken modellenen Sonlu Elemanlar Analizleri *Abaqus* adlı ticari bir yazılımla yapılmıştır. Simülasyonda gerekli olan malzeme tanımında tüm modele aynı davranış atanarak Young's modülü 15 Gpa (Giga pascal) ve Poisson katsayısı da 0.3 olarak kemik dokusu karakterize edildi. Bu değerler literatürde bulunanlara oldukça yakındır [60–63].

Bu tür karşılaştırmalı çalışmalarda, materyal davranışının kesin sonuçlar alınması için reaksiyon kuvveti ve materyal davranışı ölçülmelidir. Bir kez tanımlanan her bir model sıkıştırılarak üç ayrı doğrultuda test edilir. Küp yüzlerinin sınır koşulları yüzler ve yüzlerin tüm açılarının dik çevirileri için sıfır olarak ayarlanır. Tamamlayıcı çeviriler aynı zamanda iki dik yüzün sıkıştırma eksenine bloke edilmiştir. Daha sonra, yer değiştirme değeri olan Δl , sıkıştırma yönünün ön yüzüne uygulanmıştır. Küp büyüklüğünün %2 oranında olan küçük yer değiştirmesi (0.0913 mm) doğrusal olmayan sorunları önler (Şekil 3.25).

Modelin görünen Young's Modülü (E_{app}) aşağıdaki gibi hesaplanır.

$$E_{app} = (\sum TK / l^2) / (\Delta l / l) \quad (3.19)$$

Burada, TK, sıkıştırma yüzündeki her düğümdeki toplam Tepki Kuvvetini (Reaction Force) , l ise küpün boyutunu göstermektedir.



Şekil 3.25 : Uygulanan sıkıştırma kuvvetine karşılık görülen yer değiştirme

Sonuç olarak trabeküler kemikler KİGA yöntemi ile modellendikten sonra yapay zeka yöntemleri de kullanılarak sınıflandırılmıştır [64]. EK A1 ve EK A2'de detaylı kemik görüntüleri gösterilmiştir.

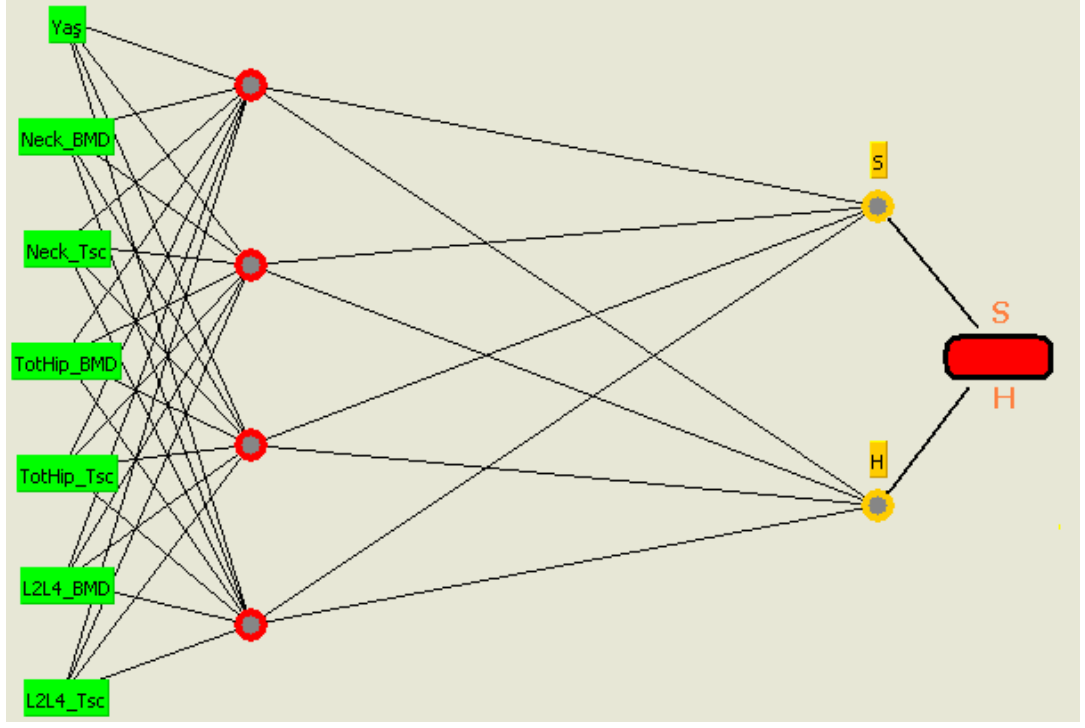
4. BULGULAR

4.1. DEXA VERİLERİ İLE OP HASTALIĞI TANISI

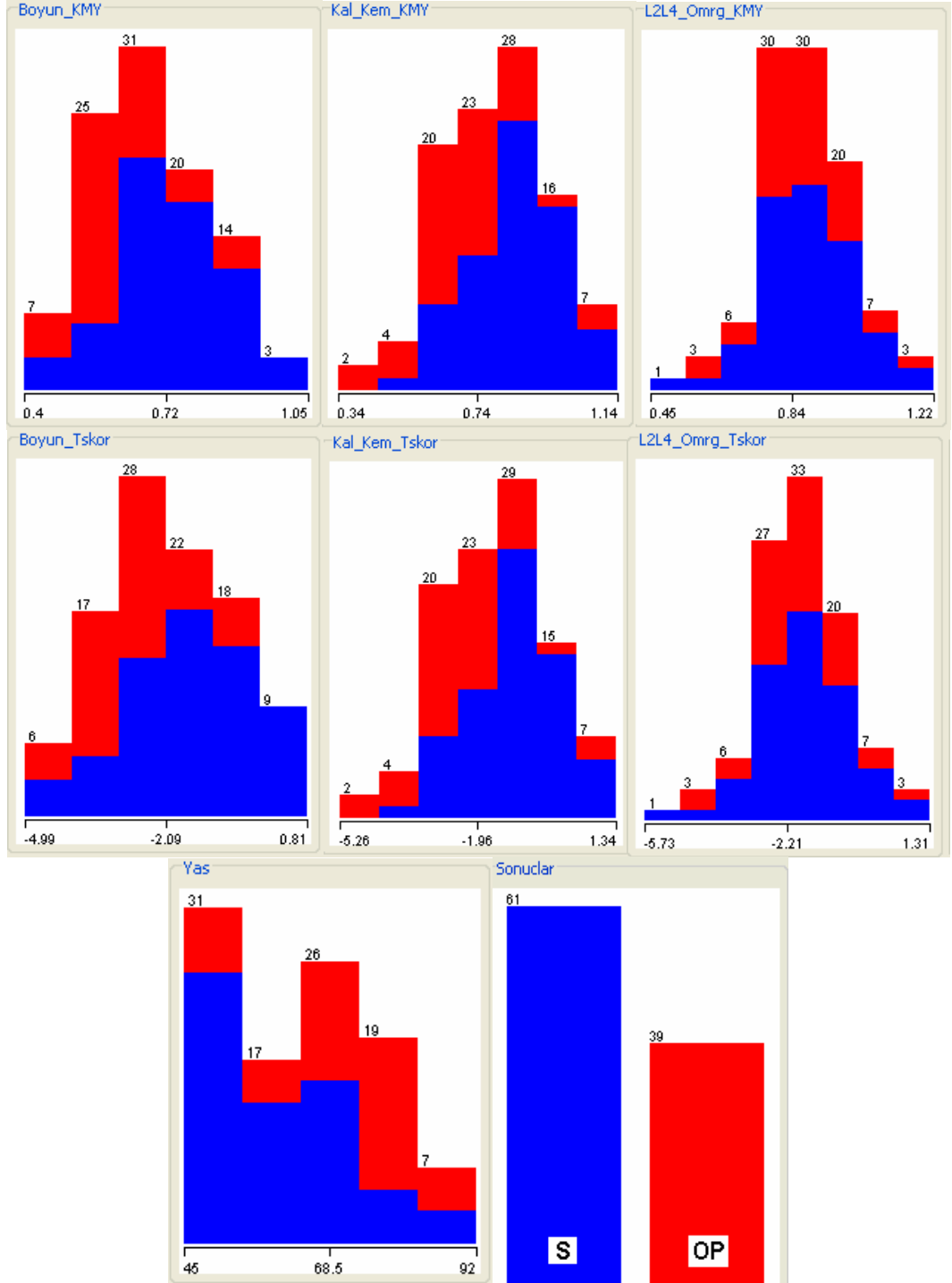
Osteoporoz (OP) hastaları ve sağlıklı bireylerden alınan ve DEXA ile yapılan kemik mineral yoğunluğu ölçümlerinde elde edilen KMY ve T-skor parametreleri sırasıyla Sinirsel Bulanık Mantık, Destek Vektör Makinları ve Genetik Algoritma ile sınıflandırılmıştır.

Yüz elli hasta populasyonunun ilk yüz veri seti sistemlerin eğitiminde sonraki elli veri seti de sistemin test işleminde kullanılmıştır. Yedi giriş parametresi ve çıkışta hastanın OP olup olmadığının tanısına ilişkin blok diyagram Şekil 4.1 de gösterilmiştir. Ayrıca girişte kullanılan yüz hastaya ait verilerin çıkış parametrelerine göre dağılımı Şekil 4.2 de mavi ve kırmızı renklerle gösterilmiştir.

Sistemin eğitiminde ve testinde kullanılan parametreler sırasıyla KMY, T-Skor ve yaş parametreleridir. Bu parametrelerden ilk üçü olan KMY parametreleri; boyun KMY (Neck BMD), kalça kemiği KMY (Tothip BMD), 2. ve 4. omurga KMY (L2 L4 BMD) parametreleridir. Sonraki üç parametre ise T-skor parametrelerini oluşturan; boyun T-skor (Neck T-skor), kalça kemiği T-skor (Tothip T-score), 2. ve 4. omurga T-skor (L2 L4 T-score) parametreleridir. Son parametre olarak da hastaların yaşlarından oluşan yaş parametresi kullanılmıştır.



Şekil 4.1: Yedi Giriş parametrelili ve Çıkışta bireyin Hasta (H) veya Sağlıklı (S) sonucunu veren sistemin blok şeması



Şekil 4.2: Girişte kullanılan yedi parametrenin çıkışa göre dağılımı (mavi ile gösterilenler sağlıklı bireyleri, kırmızı ile gösterilenler OP hastalarını belirtmektedir)

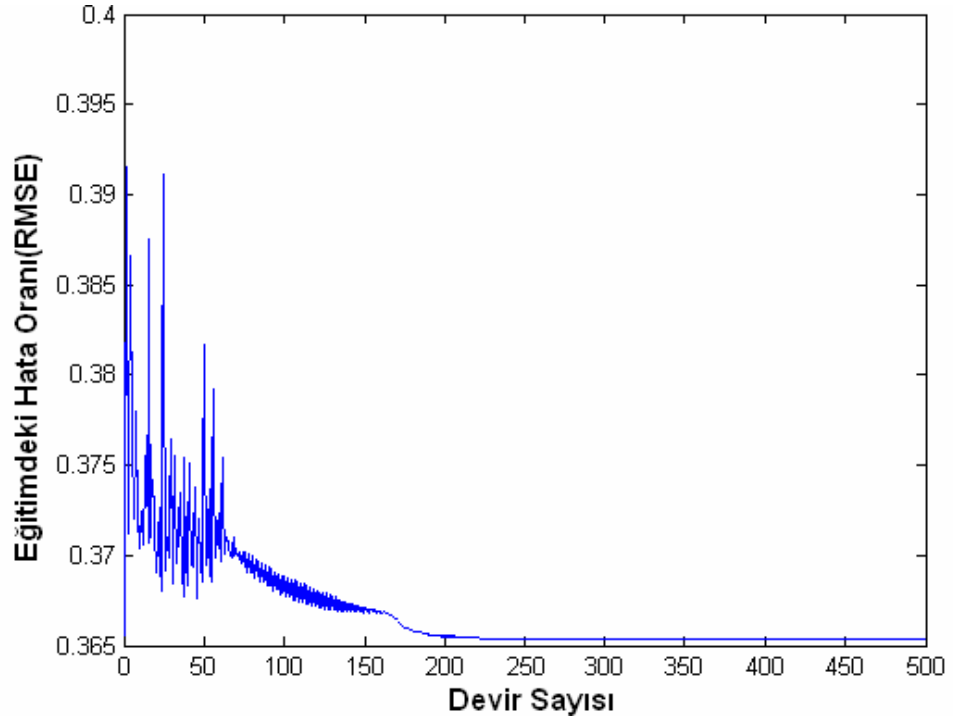
4.1.1. OP Verilerinin SBM ile Sınıflandırılması

Bu tez çalışmasında yüz elli hastadan alınan üç KMY parametresi, üç T-Skor parametresi ve son olarak da yaş parametresi olan yedi parametrelili veri setine, SBM yöntemiyle sınıflandırma yapılmaya çalışıldı. İlk aşamada yüz örnek SBM'nin eğitiminde kullanılıp daha sonra da kalan elli örnek sistemin başarısını kontrol etmek için test edildi.

İlk etapta iki kurallı devamında sırasıyla üç kurallı, dört kurallı ve son olarak da sekiz kurallı dört ayrı SBM modellenmiş ve başarı oranlarına sırasıyla bakılmıştır. İki kurallı SBM modeli %68, üç kurallı SBM modeli %64, dört kurallı SBM modeli %60 ve son olarak sekiz kurallı SBM modeli %78 oranında başarı elde etmiştir. Şekil 4.3, iki kurallı SBM modelindeki kuralların anlık aldığı değerleri göstermektedir. Şekil 4.4'te ise 500 devir sorası hata oranındaki düşüşler görülmektedir.

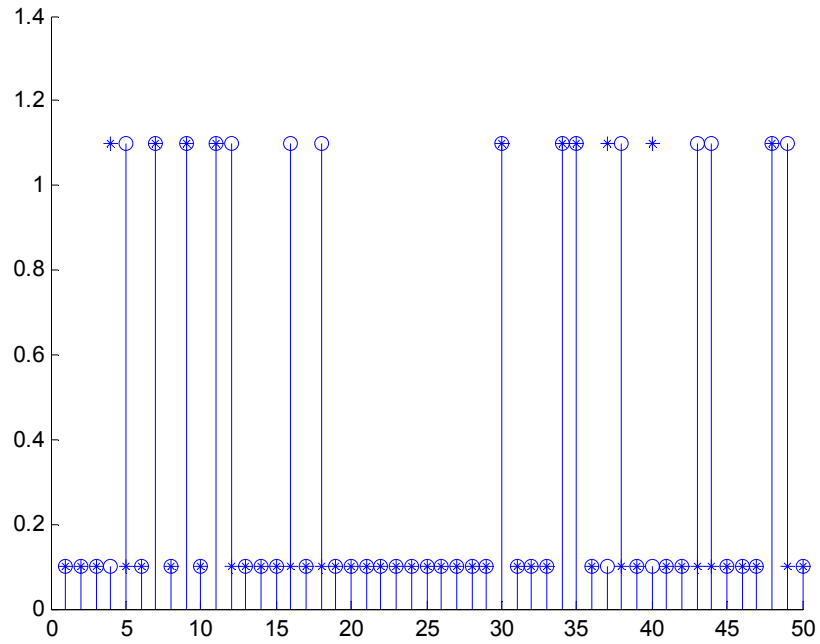


Şekil 4.3: İki kurallı SBM'nin anlık aldığı değerler



Şekil 4.4: 500 devir sonrası görülen hata oranı (RMSE)

Yüz kişilik hasta verileri ile eğitilen sekiz kurallı SBM modeli eğitimden sonra elli hasta verileriyle yapılan tahminler sistemde test edildikten sonra ortaya çıkan %78'lik başarı oranını gösteren doğruluk grafiği Şekil 4.5'de gösterilmiştir.



Şekil 4.5: SBM uygulanmış elli örneğin tahmin sonuçları (hedeflenen değerler "*" ile tahmin değerleri ise "o" sembolü ile gösterilmiştir)

4.1.2. OP Verilerinin DVM ile Sınıflandırılması

SBM ile elde edilen bu sonuçların başarı oranı daha da artırılmak istenmiş ve bir diğer yapay zeka yöntemi olan DVM ile sistem yüz veri setiyle tekrar eğitilmiş ve kalan elli veri setiyle test edilmiştir.

İlk olarak çekirdek fonksiyonu olarak RBF kernel (çekirdek) seçilmiş olup:

RBF kernel: $K(x,y) = e^{-0.01(\langle x-y \rangle, \langle x-y \rangle^2)}$, kullanılan doğrusal vektör sayısı: 78, kullanılan vektörlere ait değerler EK B.1 'de tablo halinde gösterilmiştir. $C=10$, Epsilon= e^{-12} , tolerans parametresi = 0.1 olarak seçildiğinde %78 oranında başarılı sonuçlar elde edildi. Otuz dört sağlıklı ve on altı OP hastası için Doğrulama Matrisi Tablo 4.1'de gösterilmiştir.

Tablo 4.1 RBF kernel için Doğrulama matrisi

S	H	%78 Başarı
29	6	S
5	10	H

Daha sonra normalize edilmiş Poli Kernel kullanıldığında:

Normalize edilmiş Poli Kernel: $K(x,y) = \langle x, y \rangle^{\frac{2}{\sqrt{\langle x,x \rangle^2 \langle y,y \rangle^2}}}$, Kullanılan Doğrusal vektör sayısı: 65, kullanılan vektörlere ait değerler EK B.2'de tablo halinde gösterilmiştir. $C=15$, Epsilon= e^{-12} , tolerans parametresi = 0.1 olarak seçildiğinde %82 oranında başarılı sonuçlar elde edildi. Otuz altı sağlıklı ve on dört OP hastası için Doğrulama matrisi Tablo 4.2 de gösterilmiştir.

Tablo 4.2: Poli Kernel için Doğrulama matrisi

S	H	%82 Başarı
31	4	S
5	10	H

4.1.3. OP Verilerinin GP ile Sınıflandırılması

Son olarak genetik algoritma ile sistem eğitilip sonrasında da eğitilen sistemin performansı için test yapıldı. İlk aşamada popülasyon sayısı 100 olarak belirlenip, çaprazlama oranı = 0.9 ve mutasyon oranı da 0.07 olarak seçildi ve sistemin başarı oranı %88 olarak hesaplandı. Daha başarılı sonuçlar alınabilmesi için genetik programlama parametreleri değiştirilerek sistem tekrar eğitim ve test işlemlerine tabi tutuldu.

Popülasyon sayısı, çaprazlama oranı ve mutasyon oranı değiştirilerek en yüksek başarı oranına sahip popülasyon büyüklüğü bulunmaya çalışıldı. Popülasyon sayısı 50, çaprazlama oranı 0.3, mutasyon oranı da 0.06 olarak seçildiğinde başarı oranı %90 olarak hesaplandı. Tablo 4.3 Genetik programlama sonucunda elde edilen Doğrulama Matrisini göstermektedir.

Tablo 4.3: Popülasyon sayısı 50 seçildiğinde GP sonucu elde edilen Doğrulama Matrisi

S	H	%90 Başarı
32	3	S
2	13	H

Son olarak popülasyon sayısı 100 olarak belirlenip çaprazlama oranı 0.3, mutasyon oranı 0.06 olarak seçilip tekrar eğitim ve test işlemleri yapıldığında %98 oranında başarı elde edildi. Doğrulama Matrisi Tablo 4.4'de gösterilmiştir.

Tablo 4.4: Popülasyon sayısı 100 seçildiğinde GP sonucu elde edilen Doğrulama Matrisi

S	H	%98 Başarı
34	1	S
0	15	H

Genetik programlama yapılırken Java destekli Weka programı kullanılarak hazırlanan programın operatörleri ve alınan sonuçlar aşağıda gösterilmiştir. %98 oranında başarılı sonuçlar veren Genetik Programlama parametrelerinin değerleri aşağıda ifade edilmiştir.

Kullanılan fonksiyonlar : [+ , - , / , * , > , < , Pow , & , Max , Min , Exp , Log]

Ağaç Çaprazlama Operatörleri: Çaprazlama rastgele seçilen alt dallardan oluşturuldu.

Oran= 0.9, Ebeveyn sayısı=2, Çocuk sayısı= 2

Ağaç Mutasyon operatörleri: Mutasyon rastgele seçilen alt dallardan oluşturuldu.

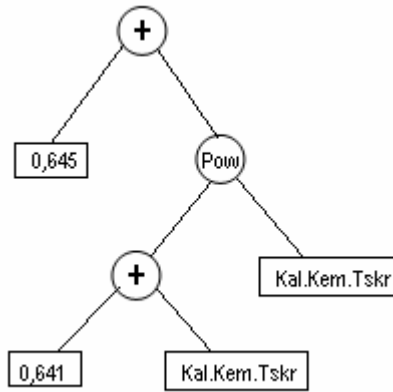
Oran = 0.07, Ebeveyn sayısı=1, Çocuk sayısı= 1

Yeni program Ağaç operatörü: Yeni programlar oluşturuldu.

Oran = 0.03, Ebeveyn sayısı=1, Çocuk sayısı= 1

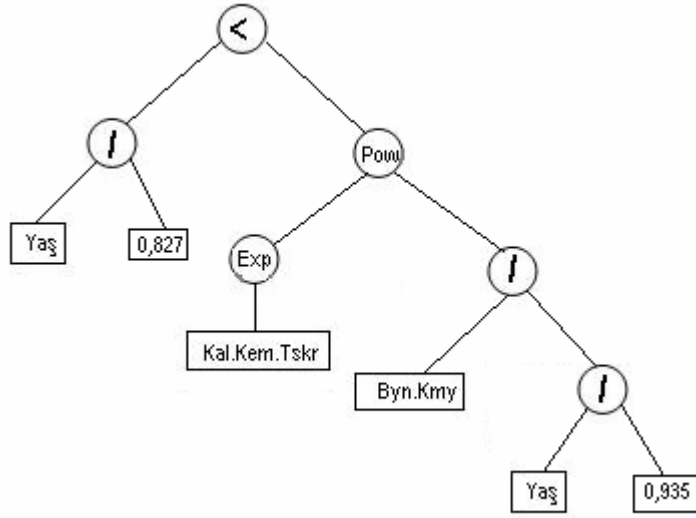
S (Sağlıklı) sınıfı için seçilen programlar:

1. Elit program: Büyüklük= 7, Eğitilen Uyumluluk (fitness) = 0.8, Geçerli Uyumluluk = 0.72, Hata = 0.19999 (Şekil 4.6).



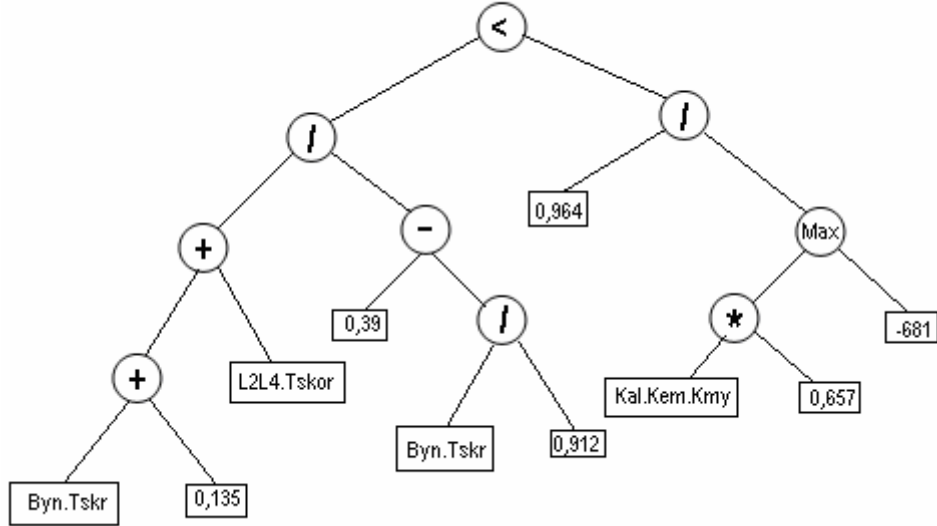
Şekil 4.6: S sınıfı için seçilen 1. Elit program

2. Elit program: Büyüklük= 12, Eğitilen Uyumluluk (fitness)= 0.6764706230163574, Geçerli Uyumluluk = 0.7826087188720703, Hata = 0.24 (Şekil 4.7).



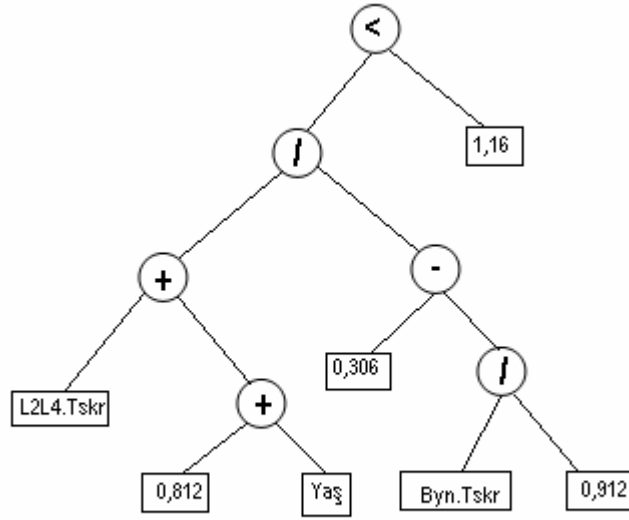
Şekil 4.7: S sınıfı için seçilen 2. Elit program

3. Elit program: Büyüklük= 19, Eğitilen Uyumluluk (fitness)= 0.9308356475830079, Geçerli Uyumluluk = 0.7315270805358887, Hata = 0.2199999999999997 (Şekil 4.8).



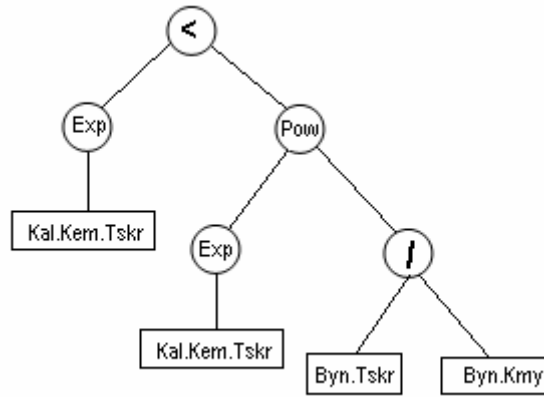
Şekil 4.8: S sınıfı için seçilen 3. Elit program

4. Elit program: Büyüklük= 13, Eğitilen Uyumluluk (fitness)= 0.7843617630004883, Geçerli Uyumluluk = 0.8264165496826172, Hata = 0.1999999999999996 (Şekil 4.9).



Şekil 4.9: S sınıfı için seçilen 4. Elit program

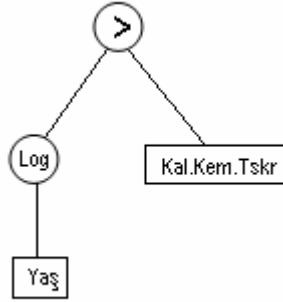
5. Elit program: Büyüklük= 9, Eğitilen Uyumluluk (fitness) = 0.8597321701049805, Geçerli Uyumluluk = 0.85725528717, Hata = 0.33999999999999997 (Şekil 4.10).



Şekil 4.10: S sınıfı için seçilen 5. Elit program

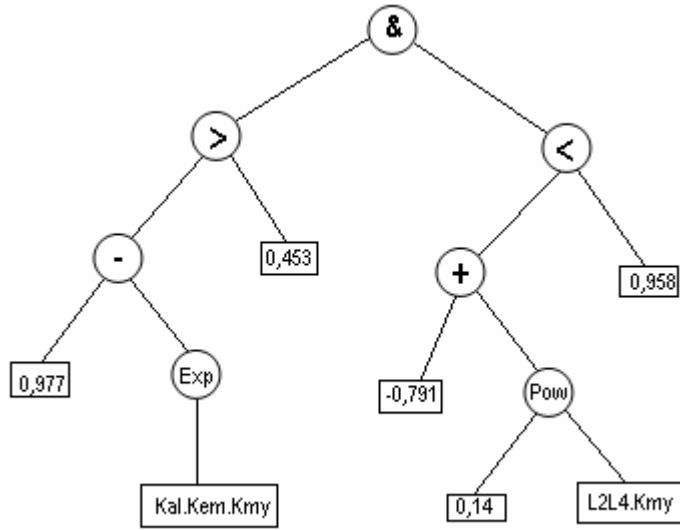
H (OP Hastası) sınıfı için seçilen programlar:

1. Elit program: Büyüklük= 4, Eğitilen Uyumluluk (fitness) = 0.76, Geçerli Uyumluluk = 0.83, Hata = 0.19999 (Şekil 4.11).



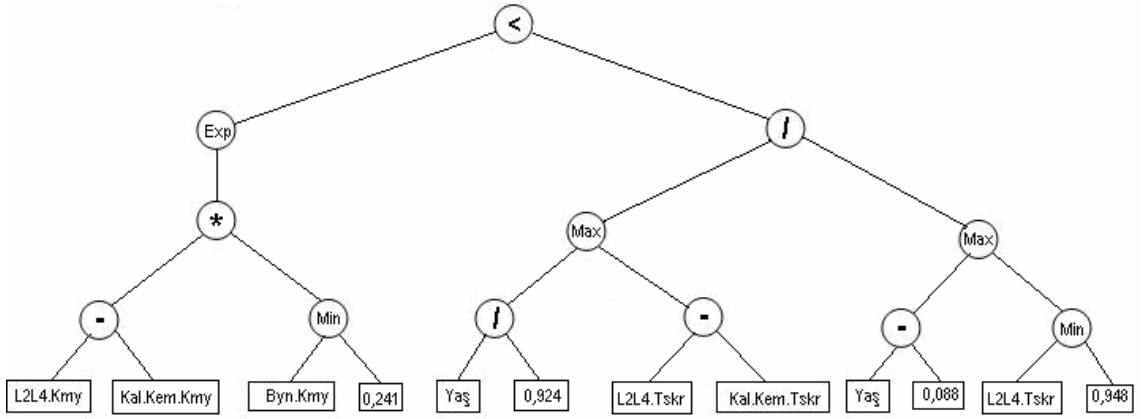
Şekil 4.11: H sınıfı için seçilen 1. Elit program

2. Elit program: Büyüklük= 14, Eğitilen Uyumluluk (fitness)= 0.8372092819213868, Geçerli Uyumluluk = 0.7567567443847656, Hata = 0.1999 (Şekil 4.12).



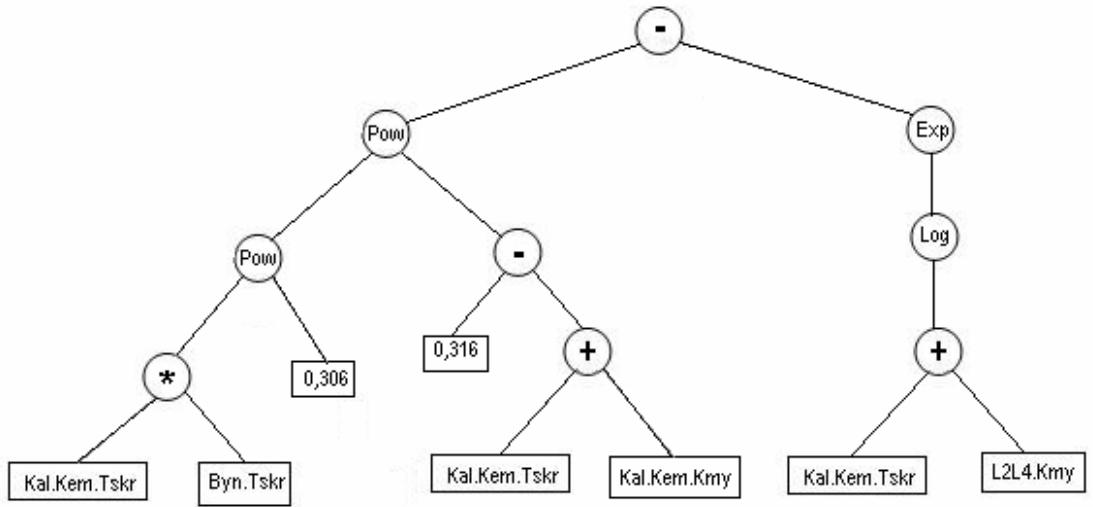
Şekil 4.12: H sınıfı için seçilen 2. Elit program

3. Elit program: Büyüklük= 24, Eğitilen Uyumluluk (fitness) = 0.828125, Geçerli Uyumluluk 0.6875, Hata = 0.38 (Şekil 4.13).



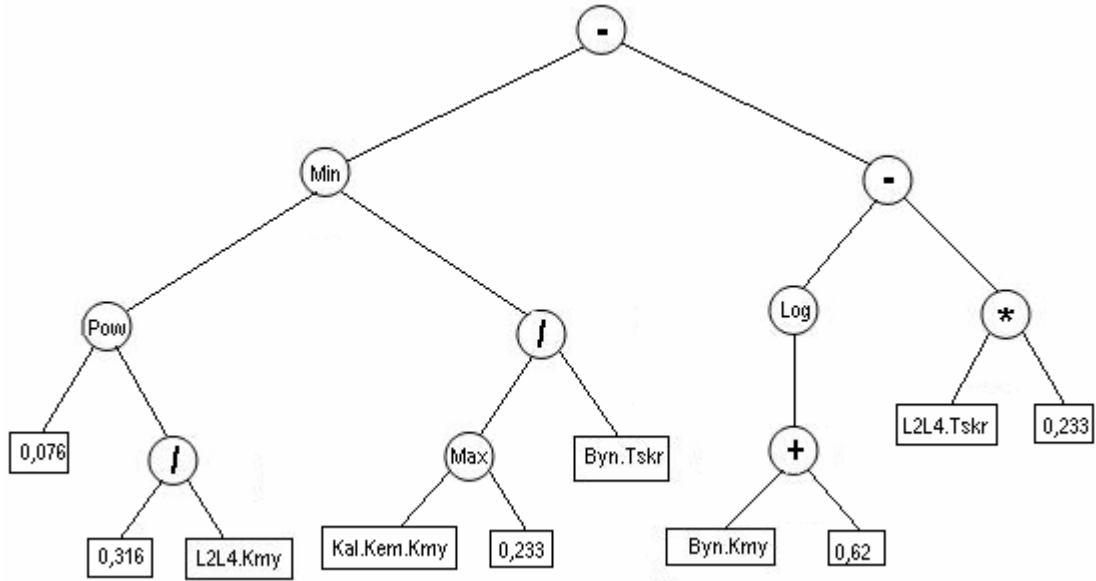
Şekil 4.13: H sınıfı için seçilen 3. Elit program

4. Elit program: Büyüklük= 17, Eğitilen Uyumluluk (fitness) =0.8644350051879883, Geçerli Uyumluluk = 0.7252740859985, Hata = 0.19999999999999996 (Şekil 4.14).



Şekil 4.14: H sınıfı için seçilen 4. Elit program

5. Elit program: Büyüklük= 20, Eğitilen Uyumluluk (fitness) =0.8215864181518555, Geçerli Uyumluluk 0.7833826065063476, Hata = 0.24 (Şekil 4.15).



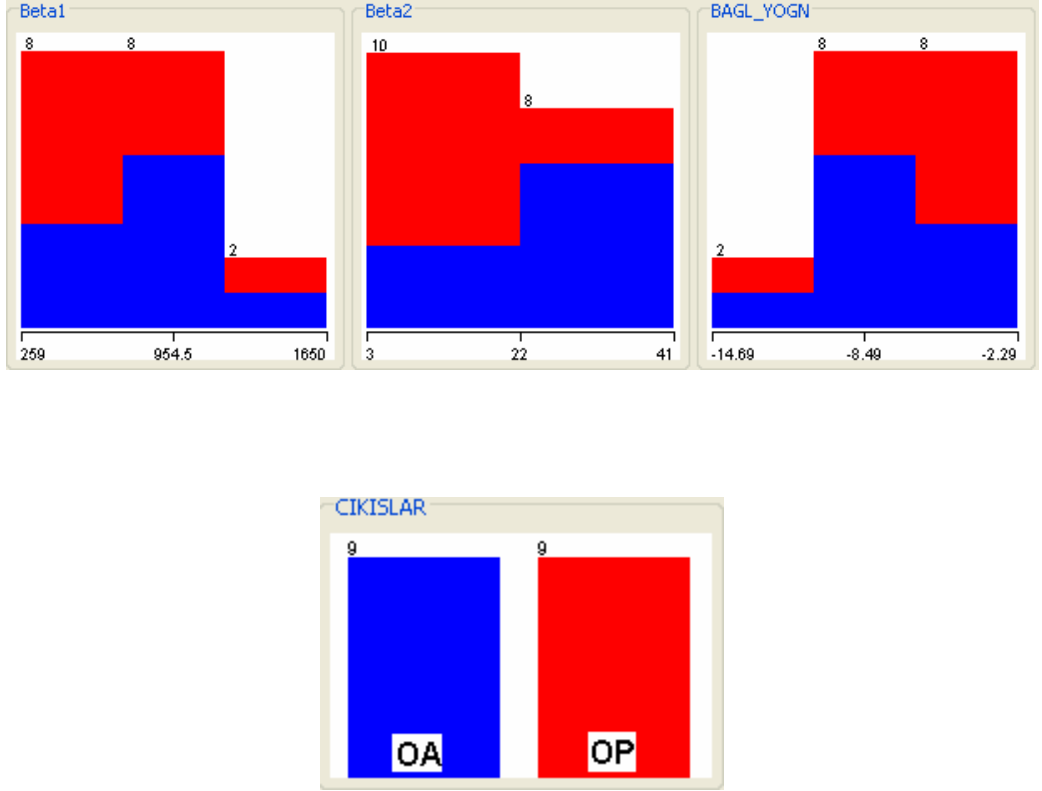
Şekil 4.15: H sınıfı için seçilen 5. Elit program

4.2. OA VE OP SINIFLANDIRMASINDA KİGA İLE ELDE EDİLEN PARAMETRELERİN KULLANIMI

Fransa'da bulunan Hospital of Orleans'dan alınan ve toplam on sekiz kişiden oluşan iki popülasyona ait trabeküler kemik görüntülerine KİGA yöntemi uygulanarak bazı öznelikler çıkarılarak klinik çalışmalarda kullanılabilecek parametrelerin bulunması sağlanmıştır. Osteoporotik (kemik erimesi; OP) ve osteoartritik (kemik kireçlenmesi, büyümesi; OA) hastaların incelenmesi ile dokuz osteoartritik hasta ve dokuz osteoporotik hastanın kemik görüntüleri üzerinde çalışılmıştır. Yukarıda bahsedilen KİGA yöntemi sonrasında trabeküler kemiklerden yirmi yedi adet parametre elde edilmiştir. Bu parametrelerin üçü topolojik, altısı mekanik ve geri kalan on sekizi de morfolojik parametrelerdir.

4.2.1. Topolojik Parametreler

KİGA modeli çalışılan kemik yapısındaki bağlantıları da muhafaza eder, bu üç bağlantı sırasıyla; bağlantı sayısı (Beta 1), katı fazdaki boşluk sayıları (beta 2) ve bağlantı yoğunluğu (B.Y., mm^{-3}) dur. Şekil 4.16 bu parametrelerin çıkışa göre dağılımını göstermektedir.



Şekil 4.16: Topolojik parametrelerin çıkışa göre dağılımı (mavi ile belirtilen bölümler OA, kırmızı ile belirtilen bölümler ise OP dağılımını göstermektedir)

4.2.2. Morfolojik Parametreler

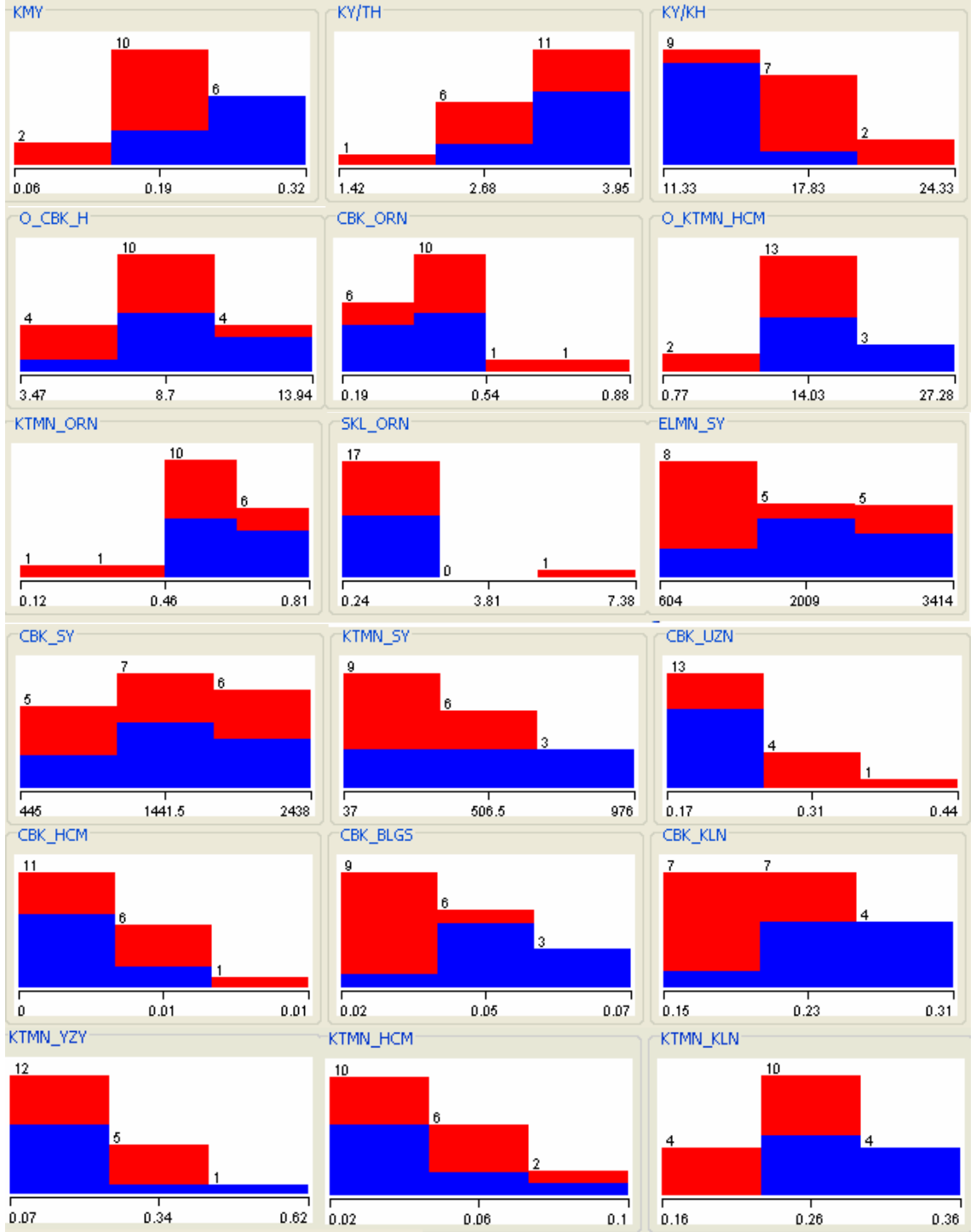
Morfolojik açıdan bakıldığında, KİGA on sekiz parametre sunmaktadır.

Bunlar;

1. Kemik Mineral Yoğunluğu (KMY, Kemik Hacminin Toplam Hacme Oranı, KH/TH),
2. Kemik Yüzeyinin Toplam Hacme Oranı (KY/TH, mm^{-1}),
3. Kemik Yüzeyinin Kemik Hacmine Oranı (KY/KH, mm^{-1}),
4. Eleman Sayısı (El. S., Çubuk S. + Katman. S),
5. Orijinal formun Ortalama Çubuk Hacmi (Ort. Ç. H, mm^3),
6. Çubuk Yüzdesi % (Ç.Y., %),

7. Orijinal formun Ortalama Katman Hacmi (Ort. K. H., mm^3),
8. Katman Yüzdesi % (K.Y.),
9. Şekil Oranı (Ş.O.),
10. Çubuk Sayısı (Ç.S.),
11. Katman Sayısı (K.S),
12. Çubuk Uzunluğu (Ç.U., mm),
13. Çubuk Hacmi (Ç.H., mm^3),
14. Çubuk Bölgesi (Ç.B, mm^2),
15. Çubuk Kalınlığı (Ç.K., mm),
16. Katman Yüzeyi (K.Y., mm^2),
17. Katman Hacmi (K.H., mm^3),
18. Katman Kalınlığı (K.K., mm),

Şekil 4.17 bu parametrelerin sistemin çıkışına göre dağılımını göstermektedir. Sistemin girişi için kullanılan KİGA sonrası elde edilen parametrelerin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 4.5’de gösterilmiştir.

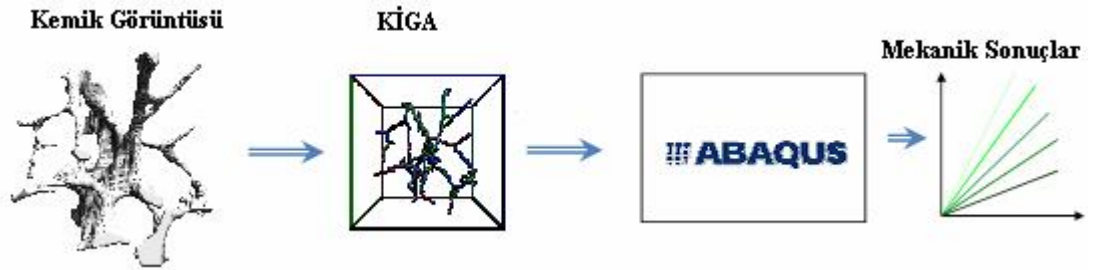


Şekil 4.17: Morfolojik parametrelerin çıkışa göre dağılımı

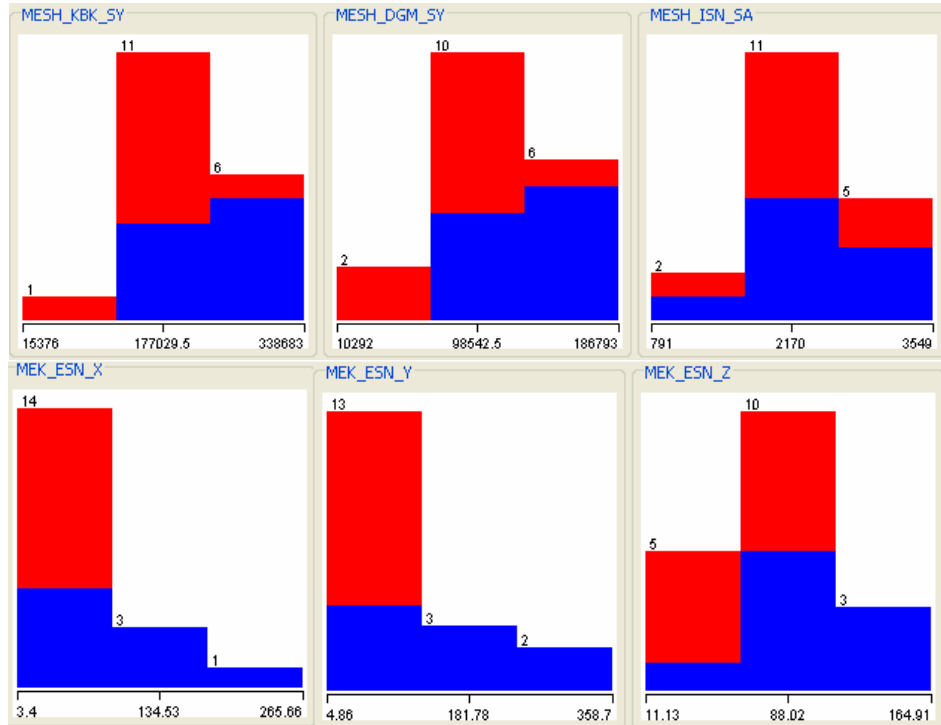
4.2.3. Mekanik Parametreler

Son olarak, sonlu elemanlar analizi uygulanan KİGA modeli sonuçlarından altı mekanik parametre elde edildi (Şekil 4.18). Bunlar;

1. Mesh Kabuk Sayısı (Mesh K.S.),
2. Mesh Düğüm Sayısı (Mesh. D.S.),
3. Mesh Işın Sayısı (Mesh. I.S.),
4. Young's Modulus (esneklik) sonrası elde edilen mekanik üç uzay yön parametresi (X,Y,Z; N.mm⁻²). Şekil 4.19 mekanik parametrelerin çıkışa göre dağılımını göstermektedir.



Şekil 4.18: Mekanik parametrelerin alınma sırasını gösteren blok şema



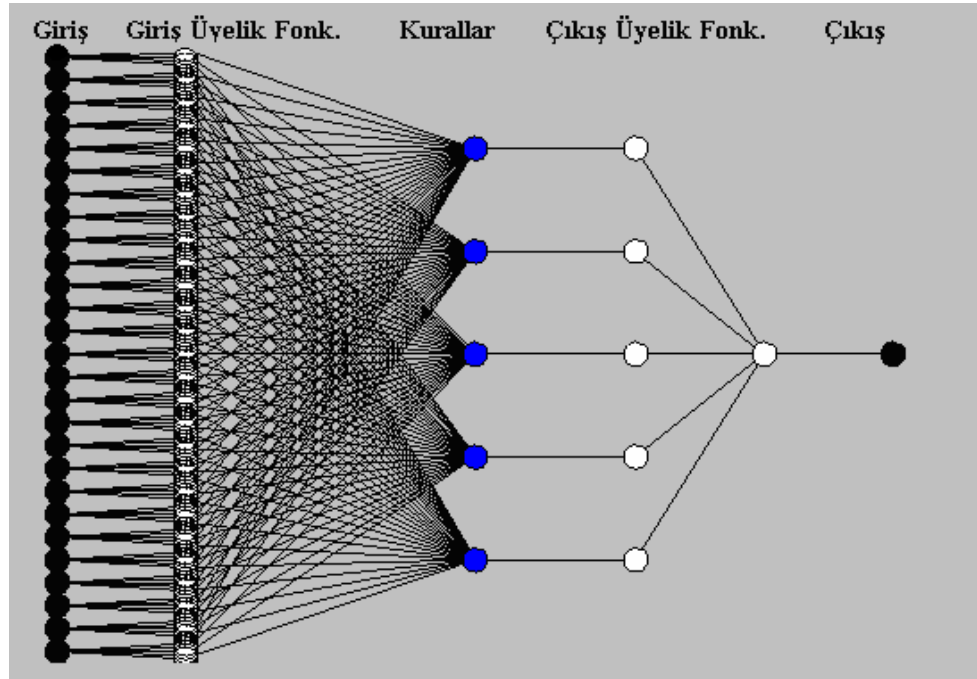
Şekil 4.19: Mekanik parametrelerin çıkışa göre dağılımı

Tablo 4.5: KİGA modellemesi sonrası elde edilen giriş parametreleri

		Parametreler	Minimum	Maksimum	Ortalama	Std. Sapma
Topolojik P.	1	Beta1	259	1650	795,111	336,375
	2	Beta2	3	41	20,33	12,654
	3	Bağl. Yoğn.	-14,692	-2,294	-6,962	2,971
Morfolojik P.	4	KMY	0,058	0,321	0,209	0,067
	5	KY/TH	1,418	3,946	3,194	0,634
	6	KY/KH	11,326	24,325	16,16	3,28
	7	Ort. Ç. H.	3,469	13,939	8,791	2,578
	8	Ort. Ç.Y.	0,193	0,881	0,405	0,147
	9	K.H.	0,773	27,282	14,492	6,097
	10	K.Y.	0,119	0,807	0,595	0,147
	11	Ş.O.	0,24	7,379	1,012	1,606
	12	E.S.	604	3414	1,868,611	822,669
	13	Ç.S.	445	2438	1,448,778	589,738
	14	K.S.	37	976	419,833	253,171
	15	ÇBK. UZN.	0,174	0,444	0,245	0,065
	16	Ç.H.	0,002	0,009	0,004	0,002
	17	Ç.B.	0,017	0,073	0,039	0,016
	18	Ç.K.	0,149	0,305	0,218	0,044
19	K.B.	0,069	0,616	0,243	0,132	
20	K.H.	0,022	0,101	0,05	0,019	
21	K.K	0,163	0,361	0,266	0,054	
Mekanik P.	22	Mesh K.S.	15376	338683	211581,4	74,493,854
	23	Mesh D.S	10292	186793	117405,9	40,368,399
	24	Mesh. I.S.	791	3549	2,253,722	650,924
	25	Mek .Esn. X	3,405	265,664	72,669	60,356
	26	Mek. Esn.Y	4,856	358,696	99,122	97,839
	27	Mek. Esn.Z	11,126	164,913	76,068	43,687

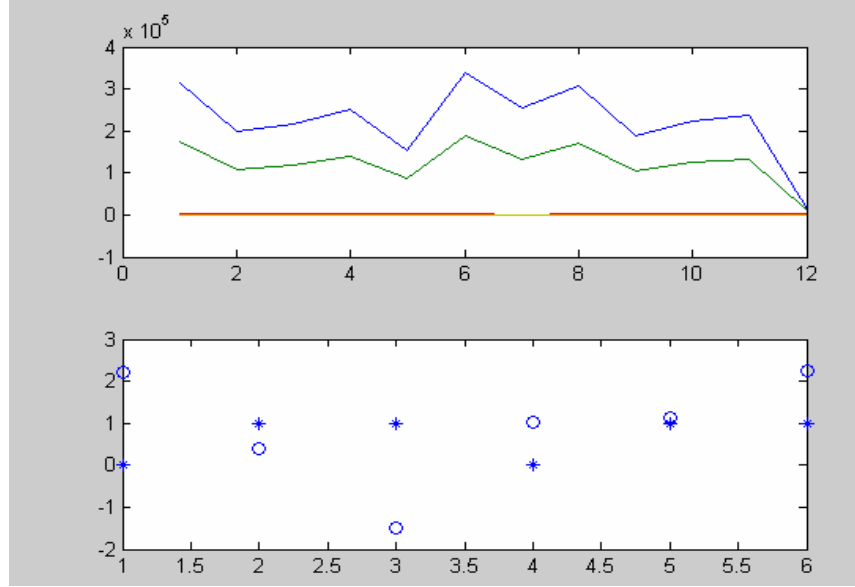
KİGA sonrası elde edilen bu veri setine Sinirsel Bulanık Mantık, DVM ve Genetik Algoritmalar uygulanarak çıkışta OA veya OP sınıflandırılması yapılmıştır.

On sekiz örnekten oluşan veri setindeki on iki örnek ilk aşamada Sinirsel Bulanık Mantık yöntemiyle eğitilmiş ve son altı örnek de test edilmiştir. Yirmi yedi girişli beş kurallı ve bir çıkışlı SBM mimarisi şekil 4.20 de gösterilmiştir.



Şekil 4.20: Kural sayısı beş olan yirmi yedi girişli ve bir çıkışlı sinirsel bulanık mantık yapısı

Üyelik fonksiyonu olarak Gaussian fonksiyonu seçilen Sinirsel Bulanık Mantık modeli giriş parametrelerinin çok olması ve buna karşılık veri setinin de az olmasından dolayı başarılı sonuçlar veremedi. Şekil 4.21’de eğitim ve test sonrası elde edilen tahmin değerleri görülmektedir.



Şekil 4.21: Eğitim sonrası yapılan testlerde alınan sonuçlar (o: gerçek değer, * : tahmin edilen değer)

Aynı veri seti DVM yöntemi ile tekrar sınıflandırılmaya çalışıldığında, kullanılan hasta verilerinde doğrusal çekirdek fonksiyonu, diğer çekirdek fonksiyonlarından daha başarılı sonuçlar vermektedir. Çekirdek fonksiyonu olarak doğrusal çekirdek (Linear Kernel); $K(x,y) = \langle x, y \rangle$, düzenleyici parametre $C=1$, yapay değişken $Epsilon = e^{-12}$, tolerans parametresi de $= 0.1$ olarak seçildiğinde ise çok daha başarılı sonuçlar elde edildi.

Bir diğer yapay zeka yöntemi olan Genetik Algoritma uygulandığında ise; Popülasyon sayısı 50, çaprazlama oranı $= 0.9$ ve mutasyon oranı da 0.07 olarak seçildiğinde çok daha başarılı sonuçlar alınarak sınıflandırma yapılmıştır.

Kullanılan on sekiz hastaya ait verilerin değişik eğitim ve test sayılarına göre başarı oranları tablolarla gösterilmiştir. Tablo 4.6, veri setindeki dokuz hastanın yapay zekanın eğitiminde, dokuz hastanın da test işleminde kullanılması sonucu oluşan başarı oranlarını göstermektedir. Tablo 4.7 incelendiğinde ise 4-katlı çapraz doğrulama sonrası oluşan başarı oranları gösterilmiştir. Hasta grubundaki on iki örneğin sistemin eğitiminde, geri kalan altı örneğin de sistemin test edilmesi sonrası elde edilen başarı oranları ise Tablo 4.8'de gösterilmektedir.

Tablo 4.6: Dokuz hastadan oluşan verilerin eğitimi sonrası, dokuz hastanın test işlemiyle elde edilen başarı oranları

Metot	Dokuz hastanın eğitimi ve dokuz hastanın test sonrası		
DVM	OA	OP	Başarı Oranı = 100%
	4	0	OA
	0	5	OP
GA	OA	OP	Başarı Oranı = 100%
	4	0	OA
	0	5	OP

Tablo 4.7: 4-Katlı çapraz doğrulama sonrası elde edilen başarı oranları

Metot	4-katlı çapraz doğrulama sonrası (4-fold cross-validation)		
DVM	OA	OP	Başarı Oranı = 88.88%
	8	1	OA
	1	8	OP
GA	OA	OP	Başarı Oranı = 94.44%
	9	0	OA
	1	8	OP

Tablo 4.8: On iki Hastadan oluşan eğitim setinin altı hastadan oluşan test işlemi sonrası elde edilen başarı oranları

Metot	On iki hastanın eğitimi ve altı hastanın test sonrası		
DVM	OA	OP	Başarı Oranı = 83.33%
	3	0	OA
	1	2	OP
GA	OA	OP	Başarı Oranı = 100%
	3	0	OA
	0	3	OP

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Bu tez çalışmasında trabeküler kemiklerde görülen, halk arasında kemik erimesi olarak da bilinen osteoporoz (OP) kemik hastalığı ve eklemlerdeki kıkırdak yapının yıpranması sonucu oluşan osteoartrit (OA) eklem hastalığı incelenmiştir.

Bu çalışmada yapılan uygulamanın birinci aşamasında Fransa'da bulunan Orleans Hastanesi'nden alınan yüz elli hastadan oluşan veri seti incelenmiş, Kemik Mineral Yoğunluğunun (KMY) ölçümünde kullanılan DEXA cihazından alınan kemik mineral yoğunluk değerleri ve T-Skor değerlerine hastaların yaşları da eklenerek osteoporoz tanısında bulunulmuştur. KMY ölçümlerinde elde edilen bu parametrelerin ilk üçü; boyun KMY, kalça kemiği KMY, 2. ve 4. omurga KMY diğer üç parametre ise T-skor parametreleri olan boyun T-skor, kalça kemiği T-skor, 2. ve 4. omurga T-skor olup son olarak da hastaların yaşlarına ait yedinci parametre kullanılmıştır.

Kemiklerden elde edilen bu özellikler literatürde başarılı sonuçlar veren Sinirsel Bulanık Mantık (SBM), Doğrusal Vektör Makinaları (DVM) ve Genetik Algoritma (GA) gibi yapay zeka yöntemleri kullanılarak ayrı ayrı değerlendirilmiştir. Alınan bu yüz elli örnek veri setinden yüz örnek sistemin eğitiminde, kalan elli örnek ise eğitilen sistemin başarısını görmek için test işleminde kullanılmıştır.

SBM kullanılarak yapılan eğitim işleminden sonra SBM nin başarı oranı % 78 olarak hesaplanmış sonra da sırasıyla DVM ve GA yöntemleri uygulanmış ve başarı oranları DVM'de %82 olup GA'da % 98 olarak hesaplanmıştır.

Bu çalışmanın bulgular bölümünün ikinci aşamasında ise görüntü işleme ve yapay zeka yöntemlerinin birlikte kullanılmasıyla OA ve OP örneklerinin çok iyi sınıflandırıldığı gösterilmiştir. Görüntü işleme ile ilgili olarak, karmaşık gözenekli ortamların 3-Boyutlu karakterizasyonu için değerlendirme tekniği olan Karma İskelet Grafik Analizi (KİGA) yöntemi kullanılmıştır.

KİGA objelerin yapısal modellerini üreten bir teknik olup ortamın yapısını oluşturan her bir elemanın yerel şekli, eğrilik ve yüzeylerin modellenmesinde etkili kombinasyonlar içermektedir.

Orleans Hastanesi'nden alınan dokuzu osteoporoz (OP) hastası ve diğer dokuzu da osteoartrit (OA) hastası olan on sekiz örneğe ait kemik örneklerine uygulanan KİGA yöntemi sonrasında önemli topolojik ve morfolojik bilgiler elde edildikten sonra sonlu elemanlar analizi sayesinde mekanik özellikler de çıkarılarak yirmi yedi parametreden oluşan klinik değeri olan öznelilikler elde edilmiştir. Bu özelliklerin üç tanesi topolojik bilgi, on sekiz tanesi morfolojik bilgi ve kalan altı tanesi de mekanik bilgiler içermektedir.

Elde edilen bu yirmi yedi parametreye uygulanan yapay zeka yöntemleri sonrası her bir hastanın OA ya da OP olup olmadığı sistemin eğitimi sonrası test edilip sistemin başarı oranları belirlenmiştir.

İlk aşamada Sinirsel Bulanık Mantık (SBM) uygulanmış, kullanılan örnek sayısının on sekiz olmasından dolayı hasta grubunun az olması ve yirmi yedi parametreden oluşan SBM mimarisindeki düğümlerin sayısının da çok olması sebebiyle SBM ikinci. hasta grubunun eğitim ve test süreçlerinde başarılı sonuçlar verememiştir.

Başarı oranını artırmak için diğer yapay zeka yöntemleri olan Doğrusal Vektör Makinaları (DVM) ve Genetik Algoritma (GA) uygulanarak üç farklı benzetim (simülasyon) sonucunda farklı başarı oranları elde edilmiştir. Destek Vektör Makinalarının uygulanmasında çeşitli çekirdek fonksiyonları denenerek sistemin başarı oranı artırılmaya çalışılmıştır. Genetik Algoritmalar uygulandığında ise Genetik Programlama (GP) ile ağaç yöntemi kullanılarak yüksek başarı oranları hedeflenmiştir.

1. Benzetimde:

Dokuz hastadan alınan verilerin eğitimi sonrası dokuz hastanın test işlemiyle elde edilen başarı oranları; DVM'de ve GA'da %100 olmuştur.

2. Benzetimde:

4-katlı çapraz doğrulama sonrası elde edilen başarı oranları; DVM için %88.88 olup GA'da ise durum %94.44 olmuştur.

3. Benzetimde:

On iki hastadan elde edilen veri eğitim setinin altı hastadan oluşan test işlemi sonrası elde edilen başarı oranları; DVM için %83.33 olmuş ve GA için ise %100'lük bir başarı oranı görülmüştür.

Genetik Algoritmaların kullanıldığı Genetik Programlama yöntemi sınıflandırma ve kestirim yapılırken en yüksek başarı oranlarını vermiştir.

Modellerdeki geometrik gelişme yapının daha iyi ve daha kesin karakterizasyona neden olduğundan bu çalışmada elde edilen sonuçlar beklentilerle uyumludur. Uzun dönemde hedef olarak trabeküler kemik örneklerine biyomekanik simülasyon protokollerinin geliştirilmesi ile sanal olarak karakterize edilebilmesi üzerine çalışılmaktadır. Basitçe elde edilen 3 boyutlu görüntülerden kemik kırılabilirliği saptanabilecektir.

Kemiklerden alınan yüksek çözünürlüklü CT görüntüleri KİGA yöntemi ve sonlu elemanlar analizi sayesinde klinik açıdan değerli olan bir çok parametrenin elde edilmesini sağlayacak, yapay zeka yöntemleri ile de hızlı ve doğru bir şekilde simüle edilecektir.

Kemiklerin modellenmelerinde ve sınıflandırılmalarında farklı tekniklerin yapay zeka yöntemleri ile birlikte kullanılması, doktorlar tarafından verilecek tanıların daha hızlı ve daha etkili olmasını sağlayacaktır.

KAYNAKLAR

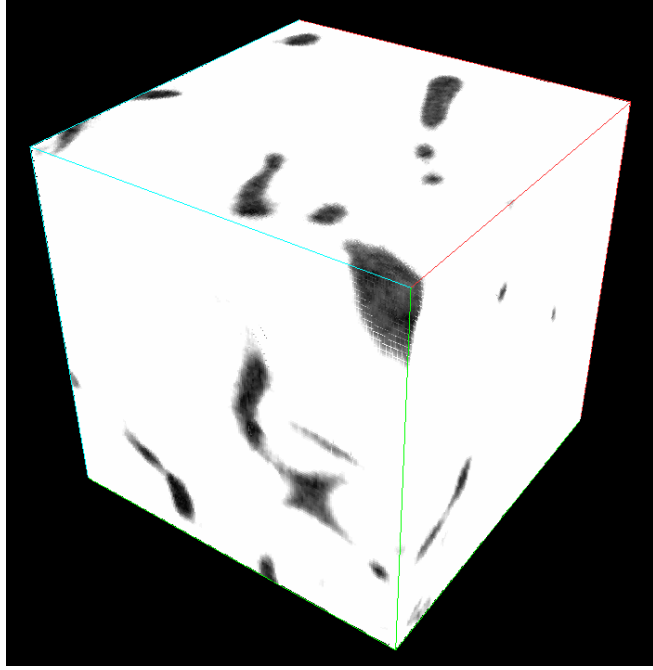
1. KANIS J.A., MELTON IJ III., 1994, The diagnosis of osteoporosis, *J Bone Miner Res*, 9;1137-1141.
2. CHAVASSIEUX P., ARLOT M., MEUNIER P., 2001, *Clinical use of bone biopsi. In: Marcus D(Ed): Osteoporosis*, Academic Press, USA, 501–509.
3. WIKIPEDIA, *Osteoartrit* [online].<http://tr.wikipedia.org/wiki/Osteoartrit> [Ziyaret tarihi : 12 Ocak 2009]
4. CASSANDRA A., THOMAS A.E., 2001, *The Bone Organ System: Form and Function. In: Marcus R, Feldman DD, Kelsey J (Eds): Osteoporosis*, San Diego, Academic Press, (Vol 1)3-20.
5. CANALIS E., 1993, Insulin like growth factor and local regulation of bone formation. *Bone*, 14:273-76.
6. GOWEN M., 1991, Cytokines regulate bone cell function. *Rheumatology Review*, 1:43-50.
7. BONNER J.F., CHESNUT CH., FITZSIMMONS A., LINDSAY R., 1998, Osteoporosis. In: Delisa JA, Gans BM (Eds): *Physical Medicine and Lippincott*, 453-74.
8. AMA, *Bone Strength and Quality* [online], <http://www.ama-cmeonline.com/osteomgmt/module03/02path/02.htm> [Ziyaret tarihi: 20 Nisan 2009].
9. AMA, *Bone Strength and Quality* [online], <http://www.ama-cmeonline.com/osteomgmt/module03/02path/11.htm> [Ziyaret tarihi: 20 Nisan 2009].
10. WHO Technical Report Series 843, 1994, Assessment of fracture risk and its application to screening for postmenopausal osteoporosis. Geneva, *World Health Organisation*.
11. KANIS JA., GLUER CC., 2000, An update on the diagnosis and assessment of osteoporosis with densitometry, *Osteoporos International*; 11: 192-202.
12. TMC, *Dexa*[online], <http://www.tappmedical.com/densitometry.htm> [Ziyaret tarihi: 25 Nisan 2009]

13. LINDSAY R., 1993, Hormone Replacement Therapy for Prevention and Treatment of Osteoporosis. *Am J Med.*, Nov 30; 95 (suppl 5A): S 37-39.
14. CONSENSUS DEVELOPMENT CONFERENCE, 1993, Diagnosis Prophylaxis and Treatment of Osteoporosis. *Am. J. Med.*,94:646-650.
15. KANIS J. A., 1998, Osteoporosis. *Blackwell Healthcare Communications*, Oxford,S:2.
16. SCEMAN E., 1993, Osteoporosis in Men: Epidemiology, Pathophysiology, and Treatment Possibilities, *Am J Med.* Nov 30; 95 (suppl 5A): S 22-27.
17. GUNARATNE G., *Using Vibrational Assessment To Estimate Bone Strength* [online], <http://www.issu.uh.edu/publications/a2004/04-gunaratne.htm> [Ziyaret tarihi: 20 Ekim 2008].
18. TANRIKURT A., *Osteoporoz* [online], <http://www.fizik-tedavi.org/content/view/196/29/> [Ziyaret tarihi: 12 Aralık 2008].
19. KUTLU M., ÇALIŞKANER Z, 1995, *Osteoporoz*, Tarama, Korunma, Tedavi. *Endokrinolojide Yönelişler*. Cilt 4,Sayı 1, 42-52.
20. AUDRAN M., INSALACO P., LEGRAND E., LIBOUBAN H., BASLE M.F., CHAPPARD D., 2003, Physiologie du tissu osseux chez l'homme. *Progress en urologie*. 13(1): 3-8.
21. MATKOVIC V., ILLICH J, 1993, Calcium Requirements for Growth: Are Current Recommendations Adequate?, *Nutr. Rev.*, 51:171-180.
22. NIEVES JW., GOLDEN AL., SIRIS E., KELSEY JL., LINDSAY R, 1995, Teenage and Current Calcium Intake Are Related to Bone Mineral Density of The Hip And Forearm in Women Aged 30-39 Years. *Am. J. Epidemiol.* 141:342-351.
23. KEITH R., *Osteoporosis* [online], <http://mccormickdc.com/osteoporosis> [Ziyaret tarihi: 27 Ekim 2008]
24. UCC, *Osteoporosis* [online], <http://www.ucc.ie/en/vitamind/info/geninfo/deficiency/bonedisorders/osteoporosis/> [Ziyaret Tarihi: 27 Ekim 2008].
25. GOLDRING M. B., 2000, The Role of Chondrocyte in osteoarthritis, *Arthritis & Rheumatism*. Vol. 43, No. 9, Pp 1916–1926.
26. KARAHAN M., *Osteoartrit* [online], <http://sbsam.org/tip-ii-kollajen-kikirdak-dokusu-ve-osteoartrit/> [Ziyaret tarihi: 03 Ocak 2008].
27. EMBİL, *Osteoartrit* [online] http://www.embil.com/default.asp?PAG00_CODE=TDATR03 [Ziyaret tarihi 22 Mart 2009].

28. ROMATİZMA, *Osteoartrit* [online], <http://www.romatizma.net/Toplum/?tnc=oa> [Ziyaret tarihi 15 Şubat 2009].
29. AGS, *Osteoartrit* [online], <http://www.aile.net/agep/klinik/osteoartrit/OSTEOARTRIT.ppt> [Ziyaret tarihi 15 Ocak 2009].
30. CCHS, *Osteoarthritis of the spine*[online], <http://www.centracare.com/> [Ziyaret tarihi: 16 Mart 2009].
31. GOLD, D.T., 2001, The nonskeletal consequences of osteoporotic fractures: Psychological and social outcomes, *Rheum Dis Clin North Am*, 27(1):255-262.
32. LEMINEUR G., HARBA R., KILIC N., UCAN O.N., OSMAN O., BENHAMOU L., 2007, Efficient stimation of Osteoporosis using Artificial Neural Networks, *IEEE 33rd Annual Conference on Industrial Electronics (IECON07)*, Taipei, Chine, pp. 3039-3044,
33. JANG, J., 1992, Self-learning fuzzy controllers based on temporal backpropagation. *IEEE Trans. Neural Network*, vol.3 No.5.
34. ZADEH, L.A., 1965 ,*Fuzzy sets and systems*, Proc. Symp. on Systems Theory, Polytechnic Institute of Brooklyn, Brooklyn, N.Y.
35. SUN, C.T., 1994, Rulebase structure identification in an adaptive-network-based fuzzy inference system. *IEEE Trans. Fuzzy Systems*, vol.2, pp. 64-73.
36. CHIU, S., 1994, Fuzzy Model Identification Based on Cluster Estimation, *Journal of Intelligent & Fuzzy Systems*, Vol. 2, No. 3.
37. AKGUNDOGDU A., KURT S., KILIC N., UCAN ON., AKALIN N., 2009, Diagnosis of Renal Failure Disease using Adaptive Neuro-Fuzzy Inference System, *Journal of Medical Systems*, DOI: 10.1007/s10916-009-9317-2.
38. VAPNIK, V., 1995, *The nature of statistical learning theory*. New York: Springer-Verlag.
39. CORTES, C. and VAPNIK, V.N., 1995, Support-vector networks, *Machine Learning*, 20,273-297.
40. ÇOMAK, E., 2004, *Destek vektor makineleri çoklu sınıf problemleri için çözüm önerileri*, Yüksek Lisans Tezi, Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü.
41. FOODY, G. M., MATHUR A., 2004, A Relative Evaluation of Multiclass Image Classification by Support Vector Machines, *IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing*, Vol. 42, (1335–1343).
42. MÜLLER K. R., MIKA S., RATSCH G., TSUDA K., SCHÖLKOPF B., 2001, An Introduction to Kernel Based Learning Algorithms, *IEEE Trans. On Neural Networks*, vol. 12, no. 2.

43. OSUNA, E., FREUND, R. AND GIROSI, F., 1997, Support vector machines: Training and applications. *CBCL Paper 144/AI Memo 1602*, MIT AI Lab.
44. HOLLAND, J.H., 1992, *Adaptation in natural and artificial systems*, MIT press, MA, USA, 0-262-58111-6.
45. KOZA, J. R., KEANE, M.A., and STREETER, M., 2003, Evolving Inventions, *Scientific American*, 52-59.
46. KONURALP, M.S., IŞIK A.H., TAÇGIN, E., 1998, Salman Kol-Kızak Mekanizmaların Kinematik Sentezini Genetik Algoritma Tekniğini Kullanarak Gerçekleştiren Bir Prototip Yazılım, 8. *Uluslararası Makina Tasarım ve İmalat Kongresi*.
47. MANSFIELD, R.A., 1990, *Genetic Algorithms*, University of Wales College of Cardiff,
48. GIZOLME, O., THOLLON, F., 1998, Shape Optimization of Synchronous Machine Rotor, *International Journal of Applied Electromagnetics and Mechanics*, Vol 9, Issue 3.
49. OBITKO, M., 2001, *Introduction to genetic algorithms with java applets*. [online], <http://cs.felk.cvut.cz/~xobitko/ga/>. [Ziyaret Tarihi: 2 Eylül 2001].
50. GOLDBERG, D.E., 1989, *Genetic algorithm in search, optimization and machine learning*, Addison-Wesley Publishing, USA, 9780201157673
51. LANGDON, W.B. and POLI, R., 2002, *Foundations of Genetic Programming*, Springer-Verlag, Berlin, Germany.
52. FUJIKI, C., DICKINSON, J., 1987, Using the genetic algorithm to generate Lisp source code to solve the Prisoner's Dilemma. In: Grefenstette J.J. (ed.) *Genetic Algorithms and their Applications, Proceedings of the 2nd. International Conference on Genetic Algorithms*, Hillsdale, N.J.: Lawrence Erlbaum.
53. AUFORT, G., JENNANE, R., and HARBA, R., 2006, Hybrid skeleton graph analysis of disordered porous media. Application to trabecular bone, In *Proc. IEEE Int. Conf. Acou. Spee. Sig. Proc. 2007*, pp. II 781–784, Toulouse.
54. AUFORT, G., JENNANE, R., HARBA, R., and BENHAMOU, C. L., 2007, Shape classification techniques for discrete 3D porous media. Application to trabecular bone. *IEEE-EMBC*, Page(s): 5536-5539.
55. ULRICH D., RIETBERGEN, B. V., WEINANS, H., and RÜEGSEGGER, P., 1998, Finite element analysis of trabecular bone structure: a comparison of image-based meshing techniques. *J. biomech.*, 31(12):1187–1192.
56. BAYRAKTAR, H. H., 2004, Nonlinear micro finite element analysis of human trabecular bone. *Circle 141 - Abaqus Inc.*, pp. 22–25.

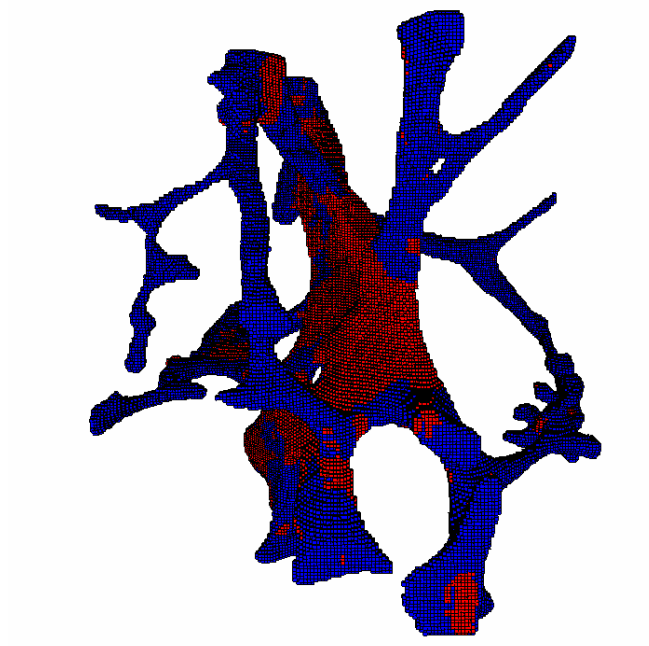
57. AUFORT, G., JENNANE, R., HARBA, R., GASSER, A., SOULAT, D., and BENHAMOU, C. L., 2005, Nouvelle approche de modélisation de milieux poreux. Application à l'os trabéculaire. *GRETSI'05*, pp. 429–432, Louvain-la-Neuve, Belgium,
58. POTHUAUD, L., RIETBERGEN, B. V., CHARLOT, C., OZHINSKY, E., and MAJUMDAR, S., 2004, A new computational efficient approach for trabecular bone analysis using beam models generated with skeletonized graph technique, *Computer Methods in Biomech. Biomed. Eng.*, vol. 7, no. 4, pp. 205–213.
59. REIDERS, F., JACOBSON, M. E. D., and POST, F. H., 2000, Skeleton graph generation for feature shape description. *In Proc. Data Visualization*, pp. 73–82.
60. LENTHE, H. G., STAUBER, M., and MÜLLER, R., 2006, Specimen specific beam models for fast and accurate prediction of human trabecular bone mechanical properties. *Bone*, 39(6):1182–1189.
61. ZIENKIEWICZ, O. C. and MORGAN, K., 1983, Finite Elements and Approximation, *John Wiley & Sons*, 39-95, Singapore.
62. LORENSEN, W. E., and CLINE H. E., 1987, Marching cubes: a high resolution 3D surface construction algorithm. *Computer Graphics*, 21:163–169.
63. BOURNE, B. C. , MARJOLEIN, C.H., and MEULEN, V.D., 2004, Finite element models predict cancellous apparent modulus when tissue modulus is scaled from specimen ct-attenuation, *J Biomech.*, 37(5):613–621.
64. AKGUNDOGDU A., JENNANE R., AUFORT G., BENHAMOU C. L., and UCAN O. U., 2009, 3D Image Analysis and Artificial Intelligence for Bone Disease Classification, *Journal of Medical Systems*, DOI: 10.1007/s10916-009-9296-3.

EKLER**EK A.1. KİGA UYGULANMIŞ TRABEKÜLER KEMİK GÖRÜNTÜLERİ**

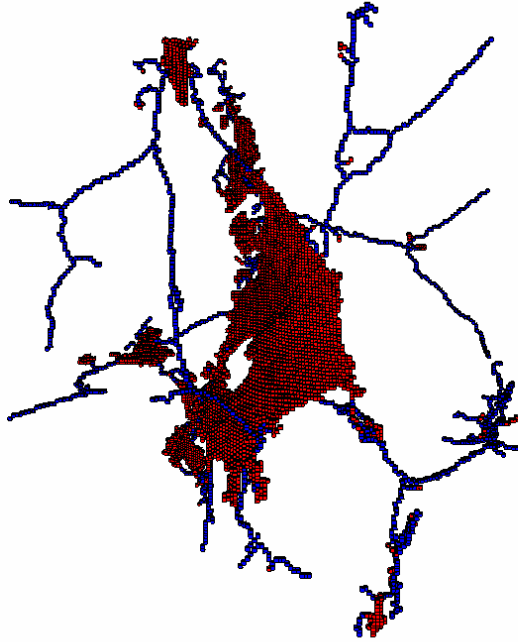
Şekil A.1: Orijinal kemik görüntüsü



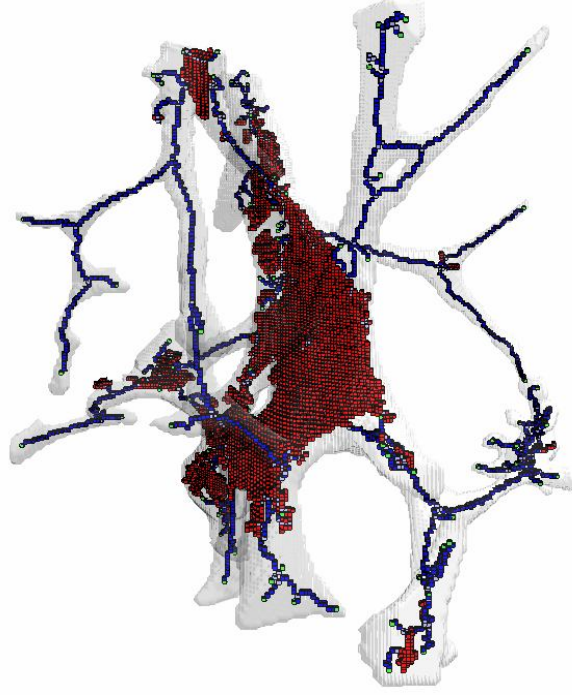
Şekil A.2: Binarileştirilmiş (binaried) görüntü



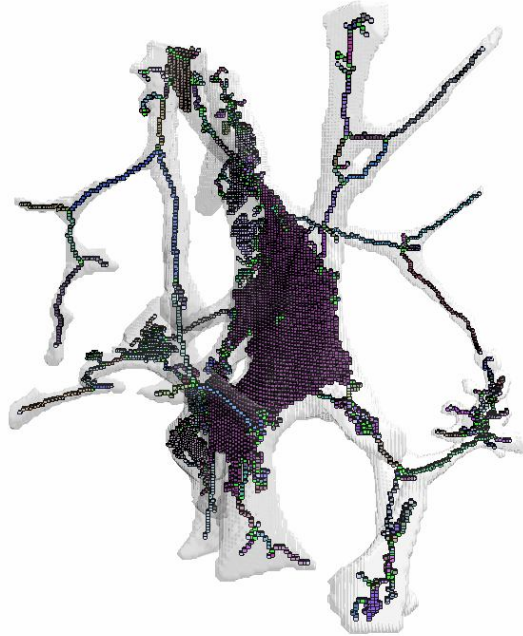
Şekil A.3: Çubuk katman sınıflandırılması



Şekil A.4: Karma iskelet



Şekil A.5: Sınıflandırılmış karma iskelet



Şekil A.6: Etiketlendirilmiş karma iskelet

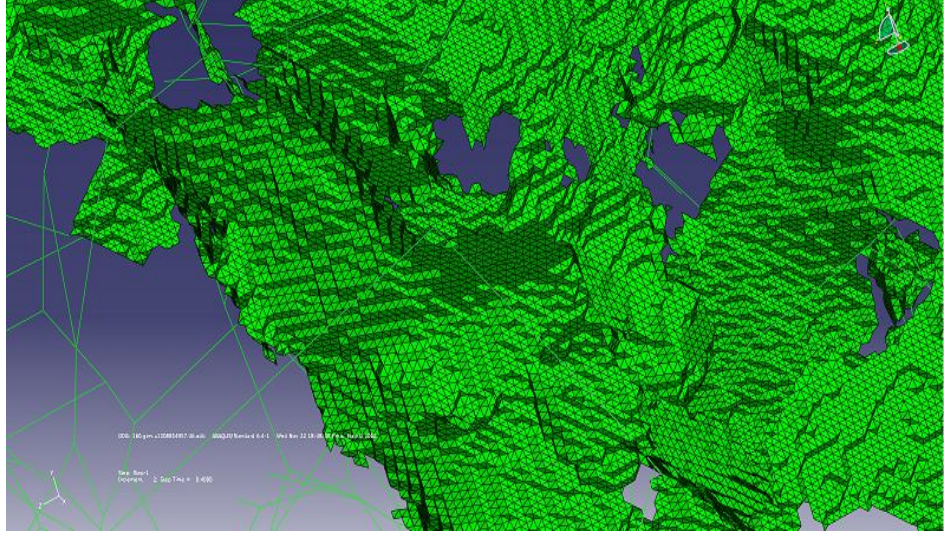


Şekil A.7: Bölge büyümeli bireyselleştirilmiş iskelet

EK A.2. KİGA SONRASI ABAQUS PROGRAMIYLA SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ UYGULANMIŞ KEMİK GÖRÜNTÜLERİ



Şekil A.8: SEY uygulanmış kemik görüntüsü



Şekil A.9: SEY uygulanmış yakınlaştırılmış kemik görüntüsü

EK B.1. DVM SONRASI ELDE EDİLEN 78 VEKTÖR

Tablo B.1: DVM sonrası elde edilen 78 vektör

1	10	* <0.851064 0.237003 0.268966 0.385101 0.384848 0.679172 0.678977 > * X]
2	- 10	* <0.12766 0.41896 0.472414 0.628788 0.628788 0.532988 0.53267 > * X]
3	+ 10	* <0.382979 0.203364 0.231034 0.400253 0.4 0.518758 0.518466 > * X]
4	+ 10	* <0.595745 0.426606 0.481034 0.527778 0.527273 0.494179 0.494318 > *
5	+ 10	* <0.468085 0.402141 0.455172 0.683081 0.683333 0.848642 0.848011 > *
6	+ 8.0146	* <1 0.30581 0.346552 0 0 0.641656 0.640625 > * X]
7	+ 10	* <0.106383 0.12844 0.144828 0.145202 0.145455 0.518758 0.518466 > *
8	- 10	* <0.638298 0.288991 0.327586 0.406566 0.407576 0.401035 0.480114 > *
9	- 10	* <0.680851 0.585627 0.662069 0.662879 0.662121 0.419146 0.419034 > *
10	+ 10	* <0 0.683486 0.77069 0.862374 0.862121 0.469599 0.46875 > * X]
11	- 10	* <0.553191 0.281346 0.317241 0.491162 0.490909 0.518758 0.518466 > *
12	- 10	* <0.553191 0.262997 0.296552 0.411616 0.410606 0.228978 0.228693 > *
13	+ 10	* <0.659574 0.235474 0.267241 0.343434 0.343939 0.421734 0.475852 > *
14	- 10	* <0.361702 0.363914 0.410345 0.39899 0.398485 0.583441 0.59375 > * X]
15	+ 10	* <0.702128 0.585627 0.662069 0.535354 0.534848 0.399741 0.399148 > *
16	+ 10	* <0.617021 0.574924 0.65 0.584596 0.584848 0.548512 0.546875 > * X]
17	+ 10	* <0.723404 0.40367 0.455172 0.534091 0.534848 0.575679 0.575284 > *
18	- 10	* <0.510638 0.348624 0.393103 0.545455 0.545455 0.583441 0.59375 > *
19	+ 10	* <0.404255 0.299694 0.337931 0.628788 0.629091 0.587322 0.586648 > *
20	- 10	* <0.06383 0.489297 0.553448 0.613636 0.613636 0.571798 0.571023 > *
21	- 10	* <0.404255 0.428135 0.482759 0.554293 0.554545 0.692109 0.690341 > *
22	+ 10	* <0.553191 0.302752 0.343103 0.448232 0.448485 0.428202 0.427557 > *
23	+ 10	* <0.468085 0.198777 0.224138 0.324495 0.324242 0.5511 0.549716 > * X]
24	+ 10	* <0.404255 0.449541 0.508621 0.614899 0.615152 0.19793 0.197443 > *

25	+	10	*	<0.085106 0.706422 0.796552 0.866162 0.866667 0.380336 0.380682 > *
26	+	10	*	<0.744681 0.169725 0.191379 0.271465 0.271667 0.42044 0.420455 > *
27	-	4.681	*	<0.106383 0.634557 0.715517 0.633838 0.633333 0.355757 0.355114 > *
28	+	10	*	<0.787234 0.050459 0.058621 0.343434 0.343939 0.701164 0.700284 > *
29	+	10	*	<0.574468 0.304281 0.343103 0.425505 0.425758 0.439845 0.43892 > *
30	+	10	*	<0.085106 0.327217 0.368966 0.395202 0.395455 0.428202 0.428977 > *
31	-	10	*	<0.638298 0.389908 0.441379 0.530303 0.530303 0.587322 0.586648 > *
32	+	10	*	<0.510638 0.278287 0.313793 0.377525 0.377273 0.504528 0.504261 > *
33	-	10	*	<0.106383 0.5 0.563793 0.597222 0.59697 0.852523 0.850852 > * X]
34	-	10	*	<0.553191 0.402141 0.455172 0.650253 0.651515 0.430789 0.430398 > *
35	+	10	*	<0.765957 0.292049 0.32931 0.396465 0.39697 0.288486 0.288352 > * X]
36	-	10	*	<0.191489 0.622324 0.701724 0.686869 0.687879 0.258732 0.258523 > *
37	+	10	*	<0.319149 0.666667 0.751724 0.69697 0.69697 0.377749 0.377841 > * X]
38	-	10	*	<0.170213 0.330275 0.374138 0.47601 0.475758 0.699871 0.698864 > *
39	-	10	*	<0.255319 0.558104 0.62931 0.563131 0.563636 0.557568 0.556818 > *
40	+	10	*	<0.340426 0.169725 0.191379 0.15404 0.154242 0.27555 0.275568 > * X]
41	-	10	*	<0.553191 0.189602 0.215517 0.319444 0.319697 0.371281 0.370739 > *
42	+	10	*	<0.978723 0.298165 0.341379 0.318182 0.318182 0.464424 0.464489 > *
43	-	10	*	<0.404255 0.379205 0.42931 0.57197 0.572727 0.756792 0.755682 > * X]
44	+	10	*	<0.617021 0.452599 0.510345 0.614899 0.615152 0.635188 0.633523 > *
45	+	6.6665	*	<0.723404 0 0 0.094697 0.095 0.494179 0.572443 > * X]
46	+	10	*	<1 0.399083 0.45 0.501263 0.501515 0.179819 0.180398 > * X]
47	-	10	*	<0.106383 0.432722 0.487931 0.503788 0.50303 0.491591 0.491477 > *
48	+	10	*	<0.680851 0.308869 0.35 0.560606 0.560606 0.549806 0.549716 > * X]
49	-	10	*	<0.531915 0.266055 0.3 0.390152 0.389394 0.470893 0.47017 > * X]
50	-	10	*	<0.148936 0.562691 0.636207 0.739899 0.740909 0 0 > * X]
51	-	10	*	<0.510638 0.547401 0.618966 0.642677 0.643939 0.481242 0.480114 > *
52	-	10	*	<0.255319 0.469419 0.531034 0.545455 0.545455 0.527814 0.526989 > *
53	+	10	*	<0.319149 0.385321 0.434483 0.492424 0.492424 0.583441 0.59375 > *
54	+	10	*	<0.680851 0.281346 0.318966 0.435606 0.436364 0.613195 0.612216 > *
55	-	10	*	<0.276596 0.524465 0.591379 0.679293 0.680303 0.639069 0.639205 > *
56	-	10	*	<0.170213 0.415902 0.47069 0.526515 0.525758 0.482536 0.559659 > *
57	-	10	*	<0.276596 0.420489 0.475862 0.659091 0.659091 0.597671 0.596591 > *
58	-	10	*	<0.574468 0.478593 0.541379 0.526515 0.527273 0.694696 0.735795 > *
59	+	10	*	<0.680851 0.344037 0.389655 0.516414 0.516667 0.451488 0.492898 > *
60	+	10	*	<0.446809 0.331804 0.375862 0.558081 0.559091 0.74903 0.747159 > *
61	-	10	*	<0.085106 0.415902 0.468966 0.592172 0.592424 0.717982 0.715909 > *
62	-	10	*	<0.191489 0.585627 0.660345 0.593434 0.593939 0.825356 0.823864 > *
63	-	10	*	<0.489362 0.380734 0.431034 0.77904 0.778788 0.727038 0.725852 > *
64	-	10	*	<0.404255 0.498471 0.563793 0.693182 0.693939 0.527814 0.526989 > *
65	-	10	*	<0.06383 0.464832 0.525862 0.54798 0.548485 0.717982 0.715909 > * X]
66	-	10	*	<0.638298 0.452599 0.512069 0.664141 0.663636 0.728331 0.727273 > *
67	-	10	*	<0.87234 0.449541 0.506897 0.64899 0.65 0.701164 0.700284 > * X]
68	-	10	*	<0.87234 0.08104 0.091379 0.290404 0.290909 0.672704 0.671875 > * X]
69	-	10	*	<0.893617 0.111621 0.127586 0.338384 0.337879 0.474774 0.474432 > *
70	+	10	*	<0.12766 0.243119 0.274138 0.349747 0.35 0.732212 0.731534 > * X]
71	+	10	*	<0.659574 0.452599 0.512069 0.496212 0.49697 0.794308 0.792614 > *
72	+	10	*	<0.106383 0.261468 0.294828 0.390152 0.390455 0.717982 0.715909 > *

73	+	10	*	<0.404255 0.159021 0.181034 0.291667 0.292424 0.928849 0.927557 > *
74	-	10	*	<0.382979 0.620795 0.7 0.723485 0.724242 0.469599 0.46875 > * X]
75	-	10	*	<0.702128 0.133028 0.15 0.277778 0.277273 0.43467 0.433239 > * X]
76	+	10	*	<0.744681 0.377676 0.425862 0.483586 0.483333 0.553687 0.553977 > *
77	-	10	*	<0.404255 0.463303 0.524138 0.662879 0.662121 0.692109 0.690341 > *
78	+	10	*	<0.468085 0.737003 0.831034 0.828283 0.828788 0.522639 0.522727 > *

EK B.2 DVM SONRASI ELDE EDİLEN 65 VEKTÖR

Tablo B.2: DVM sonrası elde edilen 65 vektör

1				0.4574 * <0.851064 0.237003 0.268966 0.385101 0.384848 0.679172 0.678977 > *
2	+	15	*	<0.382979 0.203364 0.231034 0.400253 0.4 0.518758 0.518466 > * X]
3	+	15	*	<0.595745 0.426606 0.481034 0.527778 0.527273 0.494179 0.494318 > *
4	+	15	*	<0.468085 0.402141 0.455172 0.683081 0.683333 0.848642 0.848011 > *
5	-	15	*	<0.638298 0.288991 0.327586 0.406566 0.407576 0.401035 0.480114 > *
6	-	15	*	<0.680851 0.585627 0.662069 0.662879 0.662121 0.419146 0.419034 > *
7	+	15	*	<0.683486 0.77069 0.862374 0.862121 0.469599 0.46875 > * X]
8	-	15	*	<0.553191 0.281346 0.317241 0.491162 0.490909 0.518758 0.518466 > *
9	-	15	*	<0.553191 0.262997 0.296552 0.411616 0.410606 0.228978 0.228693 > *
10	+	15	*	<0.659574 0.235474 0.267241 0.343434 0.343939 0.421734 0.475852 > *
11	-	15	*	<0.361702 0.363914 0.410345 0.39899 0.398485 0.583441 0.59375 > * X]
12	+	15	*	<0.702128 0.585627 0.662069 0.535354 0.534848 0.399741 0.399148 > *
13	+	15	*	<0.617021 0.574924 0.65 0.584596 0.584848 0.548512 0.546875 > * X]
14	+	15	*	<0.723404 0.40367 0.455172 0.534091 0.534848 0.575679 0.575284 > *
15	-	15	*	<0.510638 0.348624 0.393103 0.545455 0.545455 0.583441 0.59375 > *
16	+	15	*	<0.404255 0.299694 0.337931 0.628788 0.629091 0.587322 0.586648 > *
17	-	15	*	<0.404255 0.428135 0.482759 0.554293 0.554545 0.692109 0.690341 > *
18	+	15	*	<0.553191 0.302752 0.343103 0.448232 0.448485 0.428202 0.427557 > *
19	+	15	*	<0.468085 0.198777 0.224138 0.324495 0.324242 0.5511 0.549716 > * X]
20	+	15	*	<0.404255 0.449541 0.508621 0.614899 0.615152 0.19793 0.197443 > *
21	+	15	*	<0.085106 0.706422 0.796552 0.866162 0.866667 0.380336 0.380682 > *
22	+			0.6407 * <0.744681 0.169725 0.191379 0.271465 0.271667 0.42044 0.420455 > *
23	+			8.2512 * <0.787234 0.050459 0.058621 0.343434 0.343939 0.701164 0.700284 > *
24	+	15	*	<0.574468 0.304281 0.343103 0.425505 0.425758 0.439845 0.43892 > *
25	+	15	*	<0.085106 0.327217 0.368966 0.395202 0.395455 0.428202 0.428977 > *
26	-	15	*	<0.638298 0.389908 0.441379 0.530303 0.530303 0.587322 0.586648 > *
27	+	15	*	<0.510638 0.278287 0.313793 0.377525 0.377273 0.504528 0.504261 > *
28	-	15	*	<0.106383 0.5 0.563793 0.597222 0.59697 0.852523 0.850852 > * X]
29	-	6.94	*	<0.106383 0.610092 0.687931 0.614899 0.615152 0.92238 1 > * X]
30	-	13.5254	*	<0.361702 0.804281 0.906897 0.737374 0.737879 0.549806 0.549716 > *
31	-	15	*	<0.553191 0.402141 0.455172 0.650253 0.651515 0.430789 0.430398 > *
32	+	15	*	<0.765957 0.292049 0.32931 0.396465 0.39697 0.288486 0.288352 > * X]
33	+	15	*	<0.319149 0.666667 0.751724 0.69697 0.69697 0.377749 0.377841 > * X]
34	-	15	*	<0.170213 0.330275 0.374138 0.47601 0.475758 0.699871 0.698864 > *

35	-	15	*	<0.553191 0.189602 0.215517 0.319444 0.319697 0.371281 0.370739 > *
36	-	15	*	<0.510638 0.793578 0.894828 0.950758 0.951515 0.712807 0.711648 > *
37	-	15	*	<0.404255 0.379205 0.42931 0.57197 0.572727 0.756792 0.755682 > * X]
38	+	15	*	<0.617021 0.452599 0.510345 0.614899 0.615152 0.635188 0.633523 > *
39	+	15	*	<0.680851 0.308869 0.35 0.560606 0.560606 0.549806 0.549716 > * X]
40	-	15	*	<0.531915 0.266055 0.3 0.390152 0.389394 0.470893 0.47017 > * X]
41	-	8.4957	*	<0.148936 0.562691 0.636207 0.739899 0.740909 0 0 > * X]
42	-	15	*	<0.510638 0.547401 0.618966 0.642677 0.643939 0.481242 0.480114 > *
43	-	8.8389	*	<0.255319 0.469419 0.531034 0.545455 0.545455 0.527814 0.526989 > *
44	-	15	*	<0.425532 0.66055 0.746552 0.810606 0.810606 0.398448 0.397727 > *
45	+	15	*	<0.319149 0.385321 0.434483 0.492424 0.492424 0.583441 0.59375 > *
46	+	15	*	<0.680851 0.281346 0.318966 0.435606 0.436364 0.613195 0.612216 > *
47	-	15	*	<0.574468 0.478593 0.541379 0.526515 0.527273 0.694696 0.735795 > *
48	+	15	*	<0.680851 0.344037 0.389655 0.516414 0.516667 0.451488 0.492898 > *
49	+	15	*	<0.446809 0.331804 0.375862 0.558081 0.559091 0.74903 0.747159 > *
50	-	15	*	<0.191489 0.585627 0.660345 0.593434 0.593939 0.825356 0.823864 > *
51	-	15	*	<0.489362 0.380734 0.431034 0.77904 0.778788 0.727038 0.725852 > *
52	-	15	*	<0.404255 0.498471 0.563793 0.693182 0.693939 0.527814 0.526989 > *
53	-	15	*	<0.638298 0.452599 0.512069 0.664141 0.663636 0.728331 0.727273 > *
54	-	15	*	<0.87234 0.449541 0.506897 0.64899 0.65 0.701164 0.700284 > * X]
55	-	15	*	<0.87234 0.08104 0.091379 0.290404 0.290909 0.672704 0.671875 > * X]
56	-	0.0427	*	<0.276596 0.778287 0.877586 0.771465 0.659091 0.274256 0.274148 > *
57	-	15	*	<0.893617 0.111621 0.127586 0.338384 0.337879 0.474774 0.474432 > *
58	+	15	*	<0.12766 0.243119 0.274138 0.349747 0.35 0.732212 0.731534 > * X]
59	+	15	*	<0.659574 0.452599 0.512069 0.496212 0.49697 0.794308 0.792614 > *
60	+	15	*	<0.106383 0.261468 0.294828 0.390152 0.390455 0.717982 0.715909 > *
61	-	1.5066	*	<0.382979 0.620795 0.7 0.723485 0.724242 0.469599 0.46875 > * X]
62	-	15	*	<0.702128 0.133028 0.15 0.277778 0.277273 0.43467 0.433239 > * X]
63	+	15	*	<0.744681 0.377676 0.425862 0.483586 0.483333 0.553687 0.553977 > *
64	-	15	*	<0.404255 0.463303 0.524138 0.662879 0.662121 0.692109 0.690341 > *
65	+	15	*	<0.468085 0.737003 0.831034 0.828283 0.828788 0.522639 0.522727 > *

ÖZGEÇMİŞ

Abdurrahim AKGÜNDOĞDU 1975 yılında Bingöl'de doğdu. İlk, orta ve lise tahsilini Bingöl ilinde tamamladı. 1995 yılında İstanbul Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Elektrik-Elektronik Bölümü'nde lisans öğrenimine başladı. 1999 yılında bu bölümden mezun oldu ve yine aynı yıl yüksek lisans eğitimine başladı. 2003 yılında İstanbul Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Biyomedikal Mühendisliği'nde yüksek lisans eğitimini tamamladı. Aynı yıl aynı programda doktora eğitimine başladı. 2008 yılında 3 aylık süre boyunca, Fransa'da bulunan Université D'Orleans' da Doktora eğitimi aldı. Abdurrahim AKGÜNDOĞDU, İstanbul Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Elektrik-Elektronik Bölümü'nde Araştırma Görevlisi olarak çalışmaktadır. Yapay zeka uygulamaları ve medikal görüntü işleme, çalışma konularından bazılarıdır.