



**SAĞ KORONER DAMARIN DİFÜZYONLA SINIRLI KÜMELEŞME (DLA)
MODELİ İLE SİMÜLASYONU**

Borkan BÜYÜKAYAN

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
İLERİ TEKNOLOJİLER ANA BİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

ARALIK 2021

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Borkan BÜYÜKAYAN

07/01/2022

SAĞ KORONER DAMARIN DİFÜZYONLA SINIRLI KÜMELEŞME (DLA)
MODELİ İLE SİMÜLASYONU
(Yüksek Lisans Tezi)

Borkan BÜYÜKAYAN

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Aralık 2021

ÖZET

Bu çalışmada kalbin beslenmesini sağlayan iki ana damardan biri olan sağ koroner damar, iki boyutlu uzayda difüzyonla sınırlı kümeleşme (DLA) modeli kullanılarak elde edilmiştir. Bu çalışmada Eclipse ortamında Java yazılım dili kullanılarak modelleme algoritması oluşturulmuştur. Bu algoritma sağ koroner damarın iki farklı açıdan görüntüsünü elde etmek için kullanılmıştır. Elde edilen simülasyon görüntüleri Koroner Anjiyo Grafiği görüntü ile uyum halindedir.

Bilim Kodu : 91440
Anahtar Kelimeler : Difüzyonla Sınırlı Kümeleşme (DLA), Fraktallar
Sayfa Adedi : 41
Danışman : Prof. Dr. Ziya MERDAN

THE SIMULATION OF RIGHT CORONARY VEIN USING DIFFUSION-LIMITED
AGGREGATION (DLA) MODEL
(M. Sc. Thesis)

Borkan BÜYÜKAYAN

GAZİ UNIVERSITY

GRADUATE SCHOOL OF NATURAL AND APPLIED SCIENCES

June 2021

ABSTRACT

In this paper, we simulate the right coronary vein which is one of the main veins that feed the heart in a 2D environment using diffusion-limited aggregation (DLA) model. This simulation is created using the Java programming language. We develop a new algorithm for the DLA model to create the right coronary vein at two different angles. The results are compatible with coronary angiography.

Science Code : 91440

Key Words : Diffusion-Limited Aggregation (DLA), Fractals

Page Number : 41

Supervisor : Prof. Dr. Ziya MERDAN

TEŞEKKÜR

Bu tez çalışmasının gerçekleştirilmesinde, değerli bilgilerini benimle paylaşan, bu süreç içinde bana zaman ayırıp, faydalı olabilmek için elinden geleni yapan, her sorun yaşadığımda yanına çekinmeden gidebildiğim, gelecekte de meslek hayatımda bana verdiği değerli bilgilerden faydalanacağımı düşündüğüm kıymetli danışman hocam Prof. Dr. Ziya MERDAN ve tez çalışmam boyunca yardımlarını esirgemeyen Prof. Dr. M. Tolga DOĞRU'ya teşekkürü borç biliyor ve şükranlarımı sunuyorum.



İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	x
RESİMLERİN LİSTESİ	xi
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xii
1. GİRİŞ.....	1
2. FRAKTALLAR.....	5
2.1. Fraktal Geometri ve Fraktal Nedir	5
2.2. Ünlü Fraktal Geometri Örnekleri	6
2.3. Fraktalların Özellikleri	7
2.3.1. Sonsuz detay.....	7
2.3.2. Yakınlaştırma simetrisi	8
2.3.3. Basitlikten gelen karmaşıklık.....	9
2.3.4. Kesirli boyutlar.....	9
2.4. Doğadaki Fraktallar.....	10
3. DLA MODELİ	11
3.1. DLA Model Nedir	11
3.2. DLA Model Fraktal Örnekleri.....	16
4. GELİŞTİRİLEN YÖNTEM.....	19
4.1. DLA Model Eksikliği.....	19

	Sayfa
4.2. Güncellenen DLA Model Algoritması.....	20
4.2.1. Yapışma olasılığı değişikliği.....	20
4.2.2. Parçalar halinde modellemek	21
4.3. Kod Geliştirmesinde Kullanılan Ek Yöntemler	24
4.3.1. Parçacık birikmesinin ortalananması	24
4.3.2. Fraktal birleştirme metodu	25
5. ARAŞTIRMA BULGULARI	27
5.1. Kullanılan Görüntüleme Cihazı	27
5.2. Sonuçlar.....	28
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	35
6.1. Sonuç	35
6.2. Öneriler.....	37
KAYNAKLAR	39
ÖZGEÇMİŞ	40

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 5.1. Projeksiyon açıları	28
Çizelge 5.2. Yapışma olasılıkları	36
Çizelge 5.3. Yapışma olasılıkları	37



ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Mandelbrot kümesi	5
Şekil 2.2. Koch kar kümesi	6
Şekil 2.3. Sierpinski üçgeni	7
Şekil 2.4. Weierstrass düz çizgi örneği	8
Şekil 2.5. Şimşek.....	9
Şekil 2.6. Doğadaki fraktal örnekleri	10
Şekil 3.1. DLA model çalışma prensibi	12
Şekil 3.2. Parçacığın gönderildiği kenarlar.....	13
Şekil 3.3. DLA model akış şeması.....	15
Şekil 3.4. Fraktal çıktı örneği.....	16
Şekil 3.5. Fraktal çıktı örneği.....	17
Şekil 4.1. Kalp ana damarları.....	19
Şekil 4.2. Tek kenarda rastgele oluşturulmuş fraktallar	20
Şekil 4.3. Yönlenmeler	21
Şekil 4.4. Tek yönlenmeye sahip fraktal.....	22
Şekil 4.5. Hatalı fraktal	25
Şekil 5.1. Fraktal sonucu.....	29
Şekil 5.2. Fraktal sonucu.....	30
Şekil 5.3. Fraktal sonucu.....	30
Şekil 5.4. Fraktal sonucu.....	31
Şekil 5.5. Sonuçların kıyaslanması	32
Şekil 5.6. Bölünmüş fraktallar	33
Şekil 5.7. Bütün fraktal	34

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 4.1. Sağ koroner damar anjiyografi örneği	23
Resim 4.2. Sağ koroner damar anjiyografi örneği	24
Resim 5.1. Anjiyografi cihazı	27
Resim 5.2. Anjiyografi görüntüsü.....	28
Resim 5.3. Anjiyografi görüntüsü	29
Resim 5.4. Anjiyografi görüntüsü	32
Resim 5.5. Anjiyografi görüntüsü	33

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler

Po

Açıklamalar

Yapışma Olasılığı

Kısaltmalar

Açıklamalar

CAU

Kuyruk Tarafından

CRA

Kafatası Tarafından

DLA

Difüzyonla Sınırlı Kümeleşme

LAO

Sol Anteriyor Eğimli

RAO

Sağ Anteriyor Eğimli

1. GİRİŞ

Günlük hayatta karşılaştığımız neredeyse her cisim, o cismi oluşturan daha küçük canlı ya da cansız yapılardan oluşur. Her bir yapı aslında o yapının temel yapı malzemesinin bir araya gelerek oluşturduğu bir tanecik kümesidir. Bu tanecik kümeleri farklı yapı ve geometrik desenlere sahip olabilirler. Bilim insanları bu yapıları ve onların oluşma biçimlerini uzun yıllar boyunca incelemişlerdir. Bu oluşan yapıların doğadaki düzensiz ve değişken bir ortamda nasıl bu kadar düzenli bir yapıda birleşerek daha büyük yapılar oluşturduğu hakkında çalışmalar hala devam etmektedir.

Bu alandaki ilk çalışmalar 1611 yılına dayanır. Johannes Kepler bir makalesinde incelediği kar kristalleri ve onların şekillerinden bahsetmiştir. Kepler buz kristallerinin altılı simetri şekillerinden bahsetmiştir ve onların yapılarını incelemiştir. Keplerden yaklaşık 20 yıl sonra Rene Descartes doğada çok nadir görülen 12 kenarlı kar tanesi gözlemlemiştir. Kar tanelerinin oluşumları belirli bir döngüden ibarettir. Doğada oluşan bu yapılara fraktal adı verilir. Fraktallara birçok örnek verebiliriz. Kar kristalleri, ağaç yaprakları ve dalları, kozalaklar, nehir yatakları, yıldırım dallanması ve tabi ki insan damarlanmaları fraktallara örnek olarak verilebilir. Doğal yollardan oluşan bu fraktal yapılarının oluşumlarını açıklamak için Lindenmayer Sistemi ve Pisagor Ağacı gibi modeller öne sürülmüştür. Difüzyonla sınırlı kümeleşme (DLA) bu modellerden biridir. DLA modeli en basit şekilde belirli bir uzaya gönderilen parçacıkların rastgele ilerleyerek sonunda bir merkez noktaya yapışması prensibi ile çalışır. Yapışma gerçekleşmesi ya da parçacığın uzaydan çıkması durumunda bir sonraki parçacık gönderilerek devamlılık sağlanır.

Medikal alanda damar yapılarının oluşumları hasta sağlığı için çok büyük bir önem arz etmektedir. Kalp ana iki damar üzerinden beslenir. Bunlar sağ ve sol koroner damarlardır [1]. Bu damarların yapılarının bilinmesi ve oluşabilecek damarlanmaların tahmin edilebilmesi hastanın tedavisinde büyük bir rol oynayabilir. Damarların oluşumları her insanda farklı olsa da çoğu vücut damarının belirli dallanmaları büyük bir anomali olmadığı sürece aynı doğrultuda gelişir. Hastanın damar yapısının modellenmesi acil durumlarda hayat kurtarıcı olabilir. Damarların simülasyonu bu yüzden çok önemlidir.

Bu tez çalışmasında difüzyonla sınırlı kümeleşme (DLA) modeli kullanarak kalp için çok önemli olan sağ koroner damarın modellenmesi yapılmıştır. Kalp krizi gibi acil durumlarda kalbin koroner yapısının tahmini medikal alanda doktorlarımıza büyük oranda yardımcı olacaktır.

Bu tez çalışmanın amacı sağ koroner damarın iki farklı projeksiyon açısına göre iki boyutlu bir uzayda simülasyonunu oluşturmaktır. Simülasyon için kullanılan yöntem ilk olarak DLA model olarak belirlenmiştir ama DLA model algoritması damar yapılandırılması için tam olarak uygun değildir. Bu yüzden DLA model algoritmasını belirli oranda değiştirerek kendi algoritmamızı oluşturuyoruz. DLA model kendi içinde merkez noktasına gelen parçacığın yönüne bağlı olmadan aynı yapışma olasılığını kullanırken, yeni oluşturulan algoritma bu yapışma olasılıklarını parçacığın geliş açısına göre değiştirerek çalışmaktadır. Bunun sonucunda istenilen damar şekillerini oluşturabiliyoruz. Yeni üretilen algoritma ile oluşturduğumuz simülasyon örneklerini daha sonra koroner anjiyo grafiği sonuçları ile karşılaştırarak uygunluğunu ele alıyor olacağız. Bu tez çalışması sonunda sağ koroner damarın iki farklı projeksiyon açısına göre oluşturabilmek için uygun yapışma olasılıklarını da çıkarmış olacağız.

Bu tez çalışması sonucunda elde edilen açı bazlı yapışma olasılıkları ile sağ koroner damarı oluşturabiliriz. DLA modelin diğer simülasyon modellerinden en büyük farkı ise rastgele oluşudur. Bu durum sonucunda simülasyon programı çalıştırılıp bir sonuç elde edildiğinde aynı simülasyon programının bir daha çalıştırılması ile birebir aynı sonuç elde edilmemesidir. Bu durum damarlanma simülasyonu için çok önemlidir çünkü her insanın damar yapısı birbirine yakın olsa bile asla birebir damarlanma oluşumunu iki farklı insanda gözlemleyemeyiz. Kalbin beslenmesine doğrudan olmasa da kriz durumlarında yardımcı olan kollateral damar yapısı da bu çalışmamızda oluşturulmuştur. Kollateral damarlar kalp krizi gibi durumlarda açılarak kalbin beslenmesine katkı sağlamaktadır.

Bu tez çalışmasında geliştirilen yeni DLA model algoritması geliştirilirken kullanılan yapışma olasılıkları gerçek hasta koroner anjiyo grafiklerine göre denenerek elde edilmiştir. Bu koroner anjiyo grafiği sonuçları günlük gelen hastalardan elde edilmiştir ama bazı insanların damar yapıları genelden farklı olabileceği için onların damarlanma yapılarını bu simülasyon ile üretemiyoruz. Kalp damarlanmalarındaki anomaliler aslında çok nadir görülmektedir.

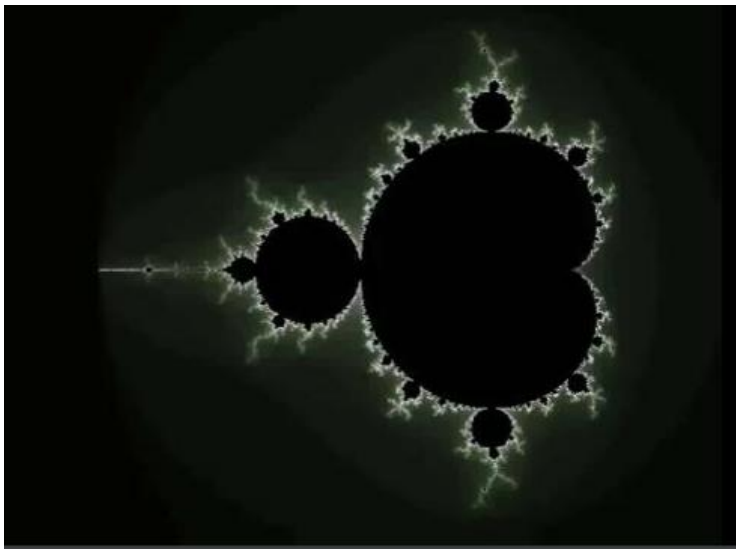
Bu tez çalışmasında bazı sınırlılıklar vardır. Bu sınırlılıklardan ilki bu çalışma bir simülasyon olduğu için bilgisayar donanımına göre hız bağımlılığına sahip olmasıdır. Bilgisayarın RAM'i simülasyonun hızlı çalışmasında büyük bir rol oynar. İkinci sınırlılık ise simülasyonun çalışması için oluşturulan matrisin boyutudur. Bu tez çalışmasında genel olarak 500x500 ve 1500x1000'lik matrisler kullanıldı. Son olarak parçacık sayısı çalışmamızdaki sınırlılıklardan biridir. İstedğimiz damar yapısını oluştururken parçacıkları kullanıyoruz ve parçacık sayısı az olduğunda daha gerçeğe uzak ve ayrıntısız şekiller elde ediyoruz. Sonuç olarak büyük matris kullanmak ve parçacık sayısını arttırmak simülasyonun görüntü kalitesini büyük oranda etkilemektedir. Bu tez çalışmasında genellikle 1000-5000 arası parçacık kullanıldı. Parçacık sayısının arttırılması ve matrislerin büyütülmesi simülasyon görüntü kalitesi için önemli olsa da aynı zaman süre bakımından bir yavaşlık getirecektir. Büyük matrisler ve fazla matrisler ile çalışıldığında simülasyon çalışma süresi çok daha fazla artacaktır.

2. FRAKTALLAR

Bu bölümde, fraktal geometri ve fraktallar hakkında bilgi verilecektir. İlk bölümde fraktallar ve fraktal geometrisi, sonrasında ünlü bazı matematikçilerin oluşturduğu fraktallar hakkında bilgi verilecektir. Üçüncü bölümde ise fraktalların özellikleri hakkında bilgi verilecektir. Son olarak doğadaki fraktal örnekleri paylaşılacaktır.

2.1. Fraktal Geometri ve Fraktal Nedir?

Fraktal geometrisi, temelleri M.Ö. 325-265 yılları arasında yaşadığı tahmin edilen Öklid tarafından atılan Öklid geometrisinin bir uzantısı olarak çıkmıştır. Öklid geometrisinin açıklayamadığı doğadaki karmaşık oluşumları açıklamak ve incelemek için çıkmıştır. Fraktal geometri Öklid geometrisindeki düz yapılardan farklı olarak daha karmaşık ve tekrar eden yapıları incelemektedir. Fraktal kelimesi latin kökenli “Fractus” kelimesinden gelmektedir ve kırılmış, ezilmiş ya da parçalanmış anlamına gelmektedir [2]. Fraktal geometrisinin kurucusu Polonyalı matematikçi Benoit Mandelbrot’tur. B. Mandelbrot ikinci derece kompleks değişkenli polinomların dinamiklerini açıklamak için kendi adı ile anılan Mandelbrot kümesini geliştirmiştir ve Mandelbrot kümesi bir fraktal altkümüdür. Mandelbrot , Mandelbrot kümesinin bütün şeklini göremeden vefat etmiştir. Daha sonradan bilgisayarların gelişmesi ile aşağıdaki küme oluşturulabilmiştir.

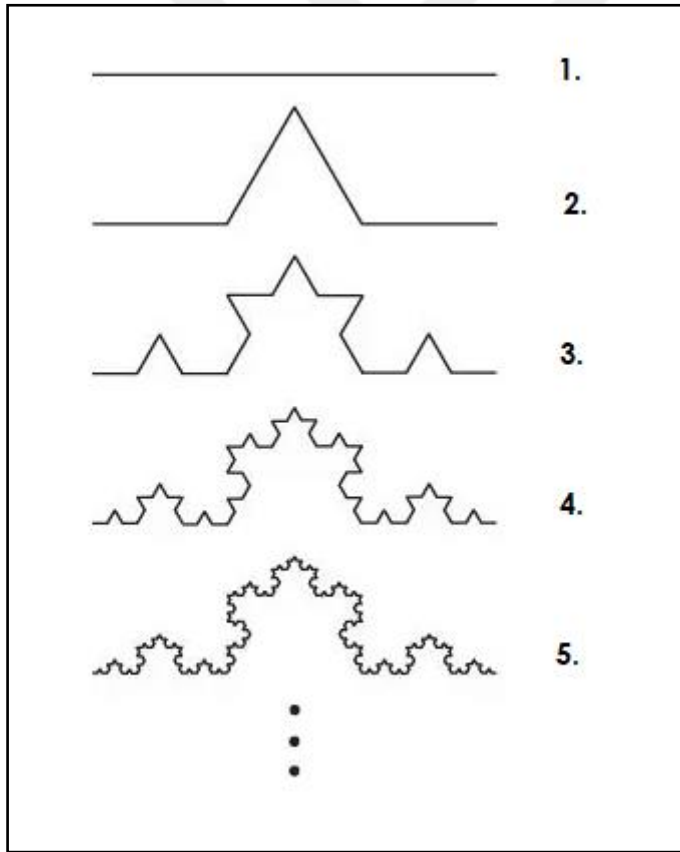


Şekil 2.1. Mandelbrot kümesi

Fraktallar karmaşık da olsa belirli bir düzende oluşan yapılardır ve kendilerinin bir parçasına benzerlik gösterirler. Fraktallar bütünü oluşturan cismin büyütülmüş ya da küçültülmüş olarak aynı yapıya eklenmesi ile oluşurlar. Bu ekleme işlemi bir döngüye sahiptir. Teorik olarak bu döngü sonsuza kadar devam eder [3,4].

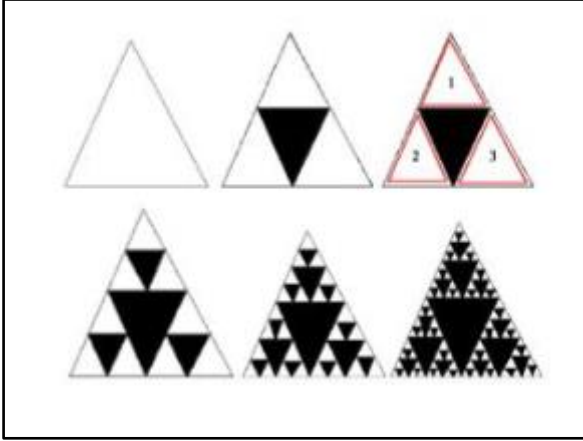
2.2. Ünlü Fraktal Geometri Örnekleri

Koch Kar Tanesi Fraktalı: Bir eşkenar üçgenin ortadaki parçasının çıkartılıp çıkarılan tabanın uzunluğuna sahip iki kenar daha çizerek bir üçgen daha oluşturulması ile çizilir. Sonrasında bu süreci her bir kenar için tekrarladığımızda oluşuyor. Bu işlem sonucunda içini gezebildiğimiz ama çevresini dolaşamayacağınız bir şekil oluşturuyor [3,5,6].



Şekil 2.2. Koch kar kümesi

Sierpinski Üçgeni: Matematikçi Waclaw Sierpinski tarafından oluşturulmuştur. Eşkenar bir üçgenin kenarlarının orta noktaları birleştirilerek birbirlerine eş üçgenler oluşturulur ve bu işlem devam ettirilir. Oluşum aşamaları aşağıdaki gibidir [3,5,6].



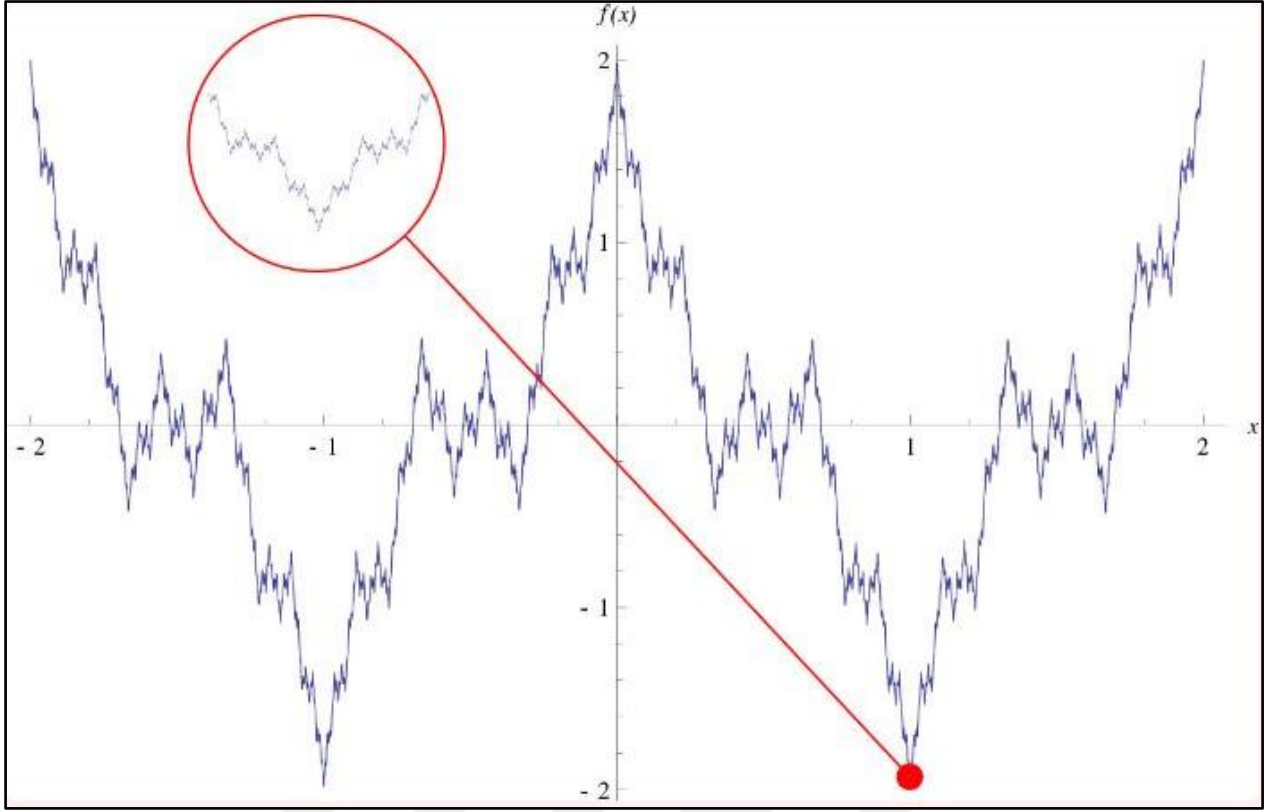
Şekil 2.3. Sierpinski üçgeni

2.3. Fraktal Özellikleri Nelerdir?

Fraktalların sonsuz detay, yakınlaştırma simetrisi, basitlikten gelen karmaşıklık ve kesirli boyutlar olmak üzere dört ana özelliği vardır. Bu bölümde bu özelliklerin ne olduğu hakkında bilgi verilecektir.

2.3.1. Sonsuz detay

Bu özelliği anlatmak için Alman matematikçi Karl Weierstrass'ın ünlü örneğinden bahsetmemiz gerekmektedir. Elinize bir kalem alıp zikzak çizdiğinizde düz çizgiler ile bağlanan keskin köşeler elde edersiniz ama Weierstrass'a göre pürüzsüz gibi görünen düz çizgiler bile büyütüldüğü anda, hiç bitmeyen köşelerden oluşmaktadır. Bu şekilde aslında hiç bitmeyen bir köşeler döngüsü elde edilmiş olur [7].



Şekil 2.4. Weierstrass düz çizgi örneği

2.3.2. Yakınlaştırma simetrisi

Bilgisayar teknolojilerinin gelişmesi ile fraktallar ile ilişkili yeni bir tür simetri bulundu. Matematikçiler için simetri bir aksiyon olarak kabul edilir örneğin kare bir şeklin siz bakmadığınızda 90 derece döndürölüp döndürölmediğini anlamamız mümkün değildir çünkü sonuç olarak elde edilen şekil aslında aksiyondan önceki şekil ile aynıdır.

Aynı şekilde elinize karmaşık bir fraktal aldığınızda, o fraktalın küçük bir kısmını büyüttüğümüzde başta gördüğümüz şeklin aynısına ulaşırız. Buna örnek olarak şimşegi düşünebiliriz. Şimşegin bir kısmına yaklaşırsak her dal aslında tüm şeklin bir kopyasıdır [7].



Şekil 2.5. Şimşek [7]

2.3.3. Basitlikten gelen karmaşıklık

Fraktallar çok karmaşık geometrik şekiller olsalar da aslında bir fraktalın şeklini kendisinin küçük bir kopyası oluşturur. Bir fraktalın temek şeklinin yakalanması için tekrar eden örüntünün bulunması gerekmektedir. Bu şekilde tekrar edilen örüntü bulunduğunda bu örüntünün tekrarı ile aynı fraktal tekrardan oluşturulabilir [7].

“Dipsiz harikalıklar, sonu gelmeyen basit kurallardan gelişir.”

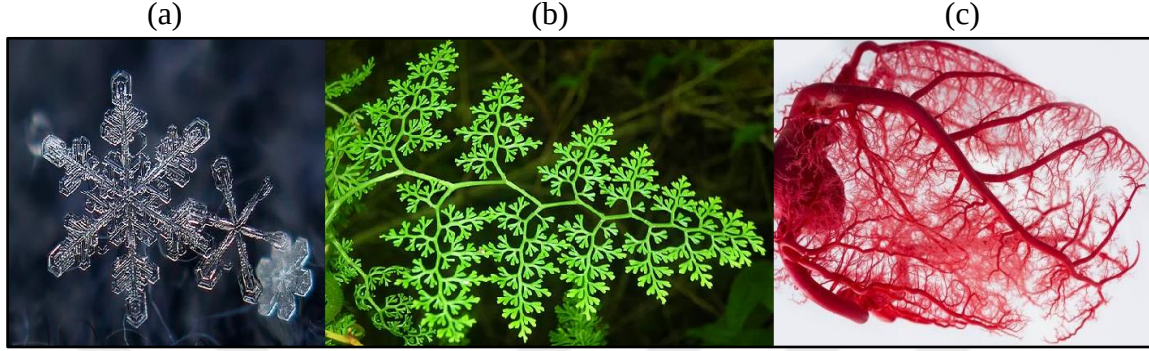
Benoît Mandelbröt, 1924-2010

2.3.4. Kesirli boyutlar

Tüm fraktalların en son özellikleri ise aslında Öklid geometrisinde kullanılan boyut tanımını tam karşılamamalarıdır. Boyut aslında bir şeklin çevresindeki alanı ne kadar iyi doldurduğunun göstergesi olarak düşünebiliriz. Örnek olarak akciğerlerimizi düşünebiliriz. Akciğerleriniz yaklaşık olarak tenis kortu kadar yüzey alanına sahip olmasına rağmen fraktal geometriden oluşmasından dolayı hacmi birkaç tenis topu kadardır. Bunun sonucunda akciğerimiz yaklaşık olarak 2.97 boyutludur [7].

2.4. Doğadaki Fraktallar

Doğada birçok fraktal örneği mevcuttur. Bunlardan en yaygın olanları ağaç dalları, coğrafi arazi ve sistemler, kristaller, elektrik ve hayvan dolaşım sistemidir.



Şekil 2.6. Doğadaki fraktal örnekleri (a) Kar kristali, (b) Eğrelti otu, (c) Kalp damar yapısı

Ağaç dallarını incelediğimizde ağacın topraktan çıkan kısmını başlangıç noktası olarak kabul edersek gövdesi büyüyerek dallanma yapar ve sonrasında o dallar da büyüyüp yeteri kadar geliştiklerinde onlar da kendi dallarını oluştururlar. Bu döngü devam ederek büyük bir fraktal halini alır. Akciğer solunum yollarının oluşması ya da hayvan damar yolu oluşumu için de bu senaryo geçerlidir.

“Doğanın pek çok deseni öylesine düzensiz ve parçalıdır ki, Öklid'e kıyasla... doğa sadece daha yüksek bir dereceden değil aynı zamanda tamamen farklı bir tür düzeyden karmaşıklık sergiler.”

Benoît Mandelbröt[8]

3. DLA MODELİ

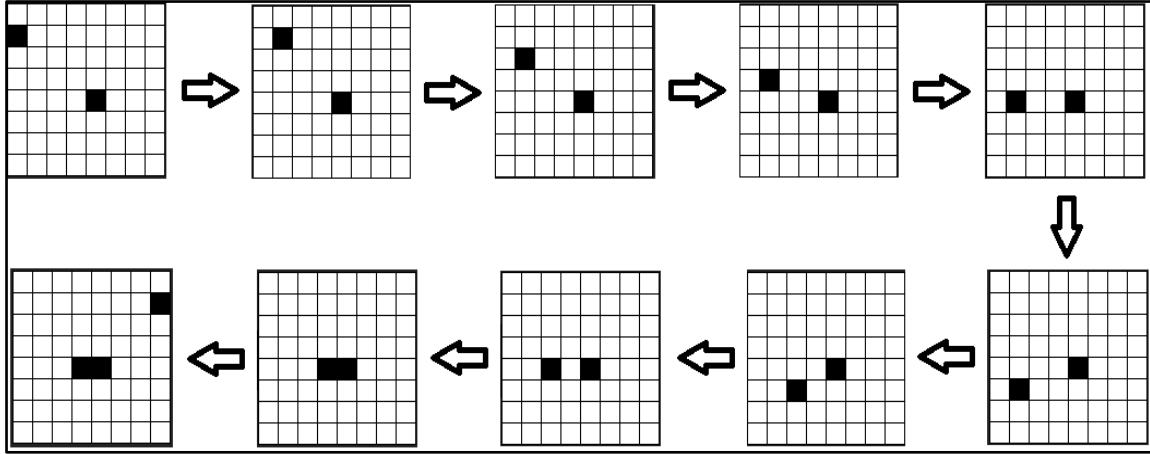
Bu bölümde DLA modeli hakkında bilgiler verilecektir ve sonrasında çalışmamızın başlarında bizlerin oluşturduğu bazı fraktal örnekleri paylaşılacaktır.

3.1. DLA Modeli Nedir?

Difüzyon sınırlı kümeleşme (DLA) modeli bilim dünyasında sıklıkla kullanılan bir modeldir. Bu model fizik, kimya ve metalürji alanlarında ve doğada bulunan fraktal yapıların modellenmesinde sıklıkla kullanılır. T.Witten ve L.M. Sander tarafından 1981 yılında ortaya atılmıştır [9]. Çinko iyonlarının bazı malzemelerde birikmesinin baştan oluşturulması ve bitki büyümelerinin modellenmesi gibi birçok örnek vardır [10]. DLA model fraktalların oluşturulması için gereken sonsuz detay, yakınlaştırma simetrisi, basitlikten gelen karmaşıklık ve kesirli boyutlar koşullarını sağlamaktadır [11,12].

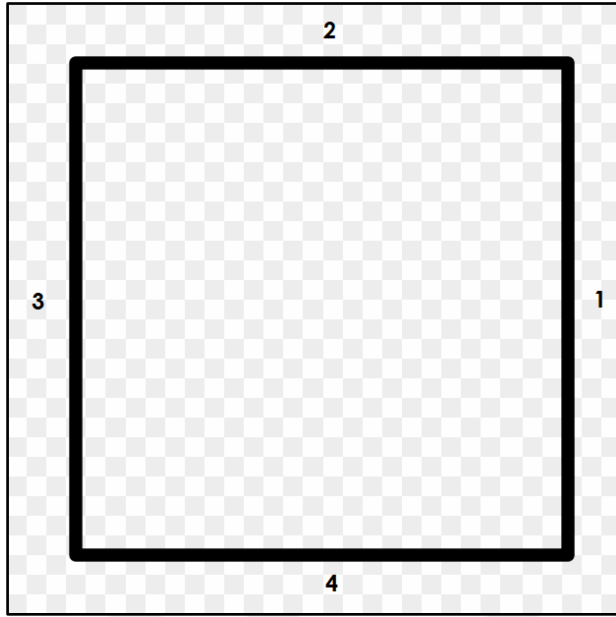
DLA modeli özünde çok basit bir algoritmaya sahiptir. Öncelikle bir uzay belirlenmesi gerekir. 2 boyutlu ya da 3 boyutlu uzay ortamı bu model için uygundur. Bu tez çalışmasında 2 boyutlu ortam kullanıldığı için modelleme örnekleri 2 boyutlu uzay ortamı üzerinden verilecektir.

DLA modelinin ana mantığında 2 boyutlu ortamda bir başlangıç noktası seçilir. Sonrasında uzayın rastgele bir kenarından bir parçacık gönderilir ve bu parçacığın rastgele hareketler yapması sağlanır. Uzay içinde dolaşan parçacık merkez noktasının yakınına geldiğinde önceden verilen yapışma olasılığına göre yapışır ya da yapışmaz. Uzaydan çıkma olasılığı da mevcuttur, parçacık dolaşırken uzay limitlerinin dışına çıktığında ya da merkez noktasına yapıştığında yeni bir parçacık gönderilir. Bu süreç sonunda tamamen rastgele oluşmuş bir fraktal elde edilir. Şekil 3.1’de DLA modelin çalışma prensibi görsel olarak anlatılmaktadır [9,11,12].



Şekil 3.1. DLA model çalışma prensibi

DLA modelini bilgisayar ortamında modelleyebilmemiz için öncesinde bazı parametreleri biliyor olmamız gerekir. Geliştirilen kod çalışmaya başlamadan bu parametrelerin biliniyor olması gerekir. Bu parametreler matris boyutu, merkez noktası, parçacık limiti, hangi kenarlardan parçacık atılacağı ve yapışma olasılığıdır. Matris boyutu modelleyeceğimiz ortamın büyüklüğünü temsil etmektedir. Örneğin matris boyutu olarak 1000 değerini verdiğimizde modellenen matris 1000x1000 boyutunda olacaktır. Merkez noktası ise DLA model parçacığının uzay üzerindeki ilk noktasıdır. Bu noktanın koordinatları da parametre olarak alınmalıdır. Örneğin (500,500) noktası 1000x1000'lik bir matrisin tam orta noktası olduğu için bu örnek anlatımında kullanılabilir. Parçacık limiti de kullanıcıdan alınan parametrelerden biridir ve toplamda biriktirmek istediğimiz parçacıkların toplam limitini belirtir. DLA model döngü ile çalıştığı için belirli bir noktada bitmesinin sağlanması gerekmektedir ve parçacık limiti bu görevi üstlenmektedir. Parçacığın atıldığı kenar parametresi ise gönderilecek parçacığın hangi kenardan atılacağını belirlemektedir.



Şekil 3.2. Parçacığın gönderildiği kenarlar

Bizim geliştirdiğimiz algoritmada 4 tane parçacığın atıldığı kenar parametresi mevcuttur. Bunlardan birincisi sağdan gönderilmesi ve sadece görsel 7'deki 1 numaralı kenardan atılmasıdır. İkincisi sol kenardan yani 3 numaralı kenardan gönderilmesidir. Sonraki ise rastgele 3 farklı kenardan gönderilmesidir ve bu kenarlar 1, 2 ve 3 numaralı kenarlardır. Bu kenar seçimi daha çok merkez noktasının 4 numaralı kenar üzerinde olduğu durumlarda parçacık biriktirmek için uygundur. Son olarak bütün kenarların parçacık gönderiminde kullanıldığı durum vardır. Bu durum merkez noktasını matrisin ortası olarak seçtiğimiz durumlar için uygundur. Son parametre yapışma olasılığıdır, yapışma olasılığı rastgele dolaşarak merkez noktasına gelen parçacığın merkezdeki parçacık ile yapışma olasılığıdır. Bilgisayar ortamında yapılan işlemleri bir örnek üzerinden anlatabiliriz. İlk olarak bir matris oluşturulur ve oluşturulan matrisin içindeki bütün değerler “0” değeri ile doldurulur. Sonrasında matrisimizin ortasında bir merkez noktası belirlenir (Örneğin: (500,500)) ve merkez noktasının değerini 0’dan 1’e çevrilir. Sonrasında matrisin dört farklı kenarından birinden rastgele bir parçacık atılır. Atılan parçacık move() fonksiyonu ile ilerletilir. Move() fonksiyonu ile rastgele bir sayı seçip, seçilen sayının 4 e göre modunu alarak çıkan değere göre bir yön seçimi yapılır. $X \equiv 0 \pmod{4}$ olduğunda sağ tarafına, $X \equiv 1 \pmod{4}$ olduğunda yukarı tarafa, $X \equiv 2 \pmod{4}$ olduğunda sol tarafına ve $X \equiv 3 \pmod{4}$ olduğunda alt tarafına gidecek şekilde çalışır. Rastgele gezinen parçacık merkez noktasının yanına geldiğinde yapışma olasılığına göre yapışıp yapışmadığına karar verilir. Yapışmadı ise tekrardan merkez nokta yakınına gelene kadar

hareket etmeye devam eder. Yapıştığından ise parçacık sayısı bir arttırılır ve yeni bir parçacık gönderilir. Matris içinde gezinen parçacık eğer matrisin dışına çıkar ise yeni bir parçacık gönderilir. Bu döngünün bitebilmesi için parçacık sayısının parçacık limitine kadar artması gerekmektedir. Aşağıda DLA modelin algoritması ve akış şeması verilmiştir:

1. *Başla*

2. *1. döngüyü başlat (parçacık sayısı = 1'den parçacık limitine kadar)*

3. *Rastgele bir kenar seç*

4. *2. döngüyü başlat (parçacık merkeze yapışmadı ve parçacık matristen çıkmadı ise)*

5. *Parçacığı rastgele ilerlet (move() fonksiyonu)*

6. *Eğer parçacık merkeze yakın ise*

7. *Eğer parçacığın yapıştıysa*

8. *Bulunan koordinatı 0 değerinden 1'e çek*

9. *Parçacık sayısını 1 arttır*

10. *Eğer parçacık merkeze yakın değil ise*

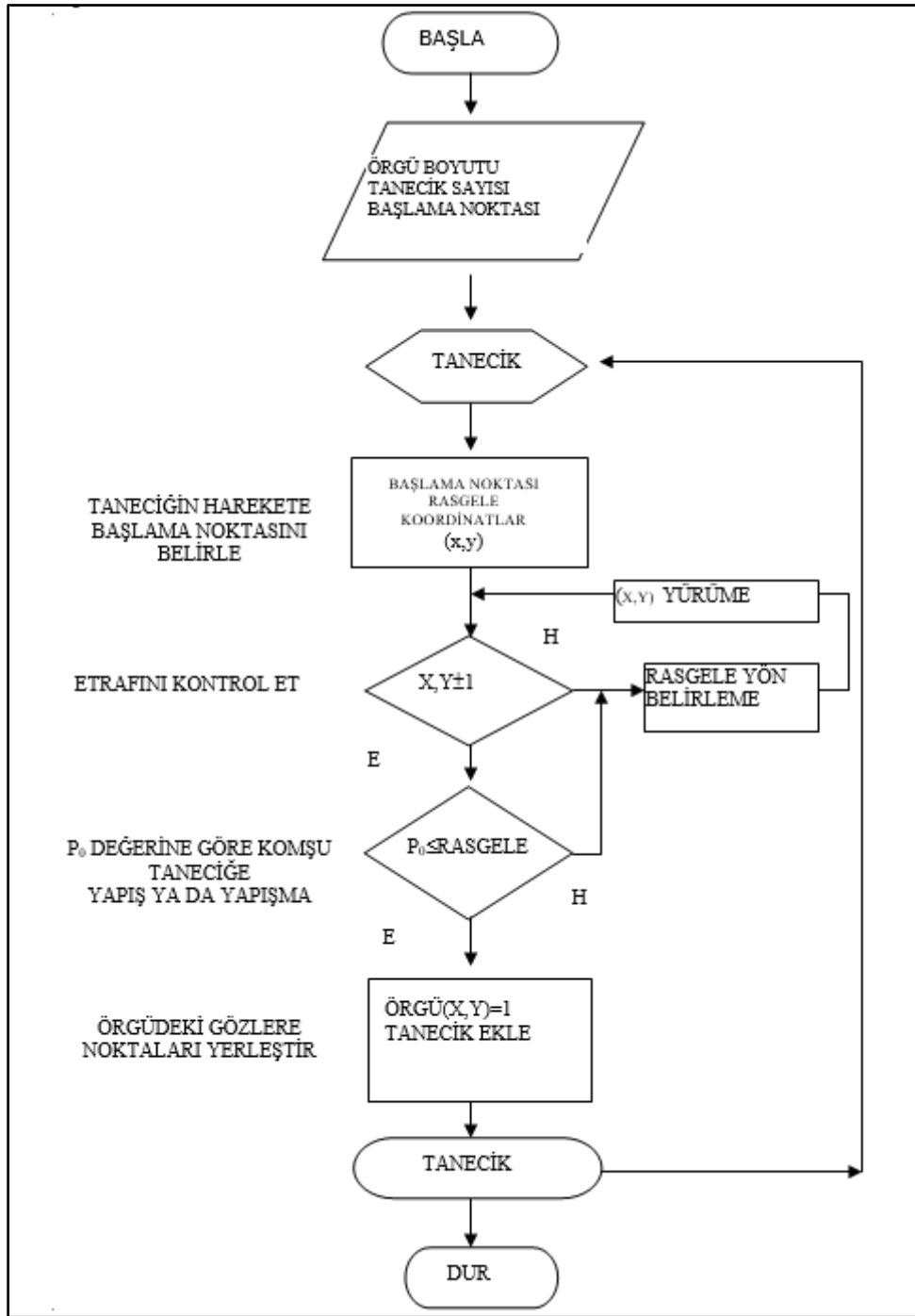
11. *Eğer parçacık matristen çıktı ise 3. adıma dön*

12. *Eğer parçacık matristen çıkmadı ise 5. adıma dön*

13. *2. döngüyü bitir*

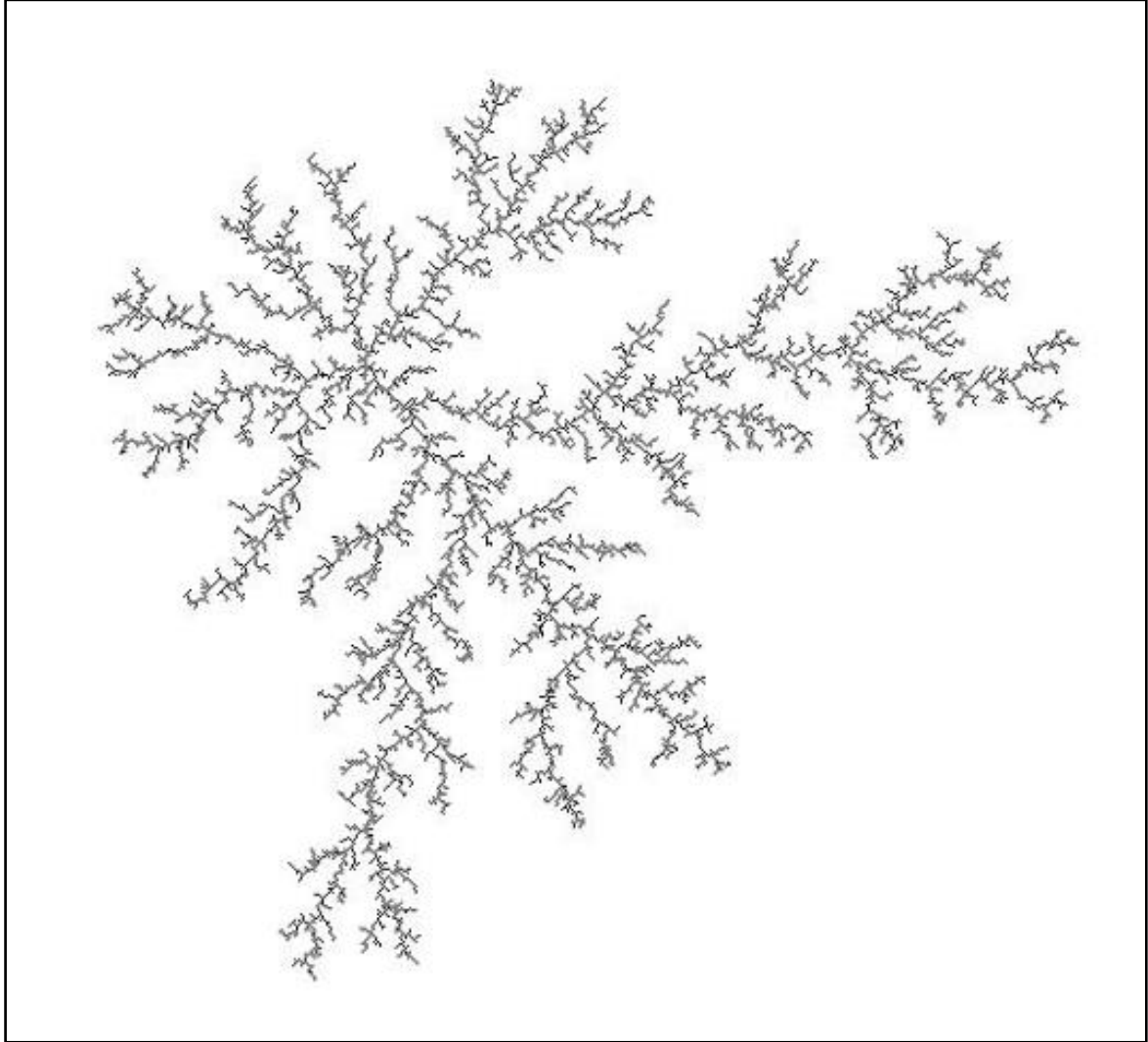
14. *1. döngüyü bitir*

15. *bitir*



Şekil 3.3. DLA model akış şeması [9]

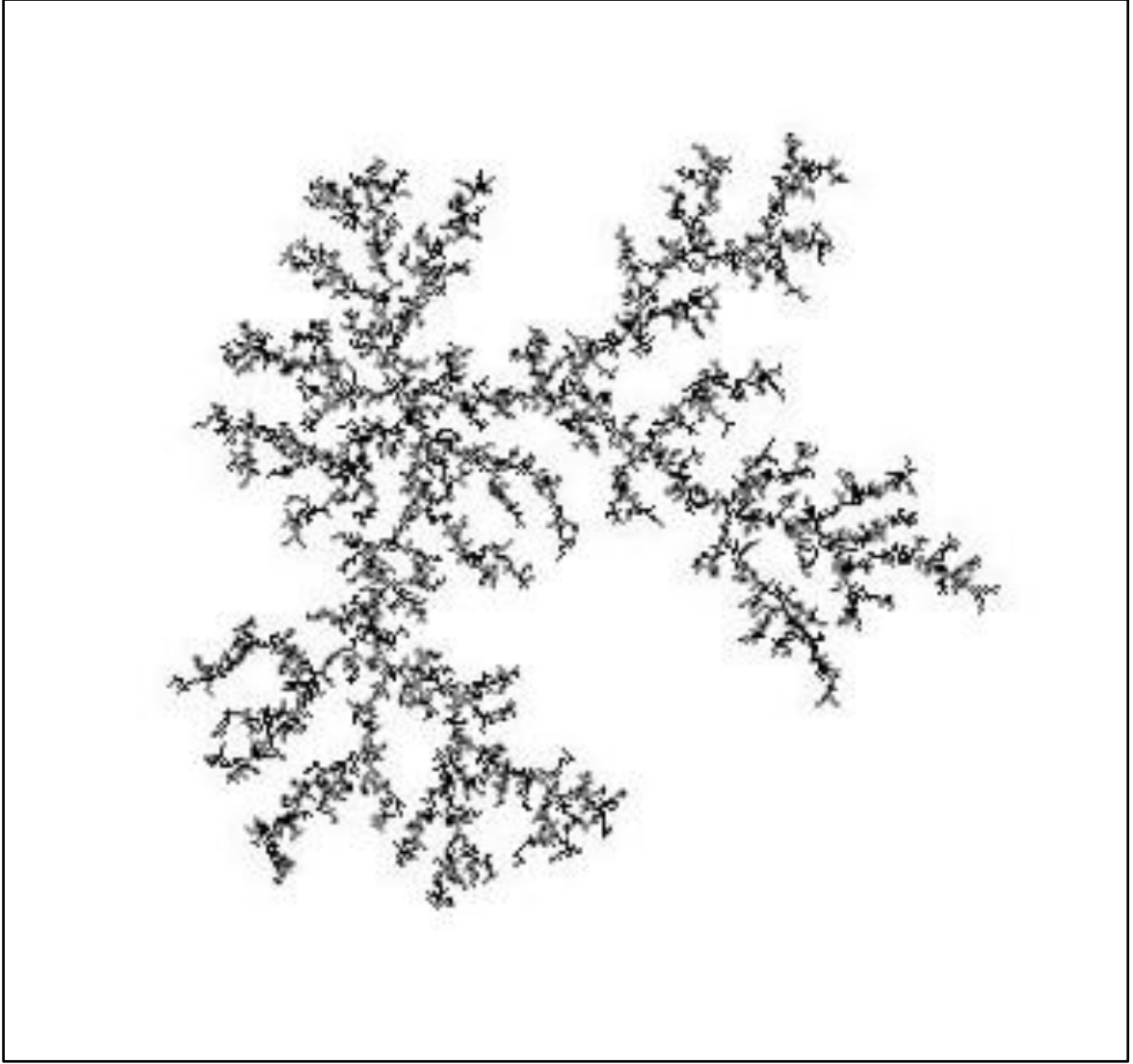
3.2. DLA Model Fraktal Örnekleri



Şekil 3.4. Fraktal çıktı örneği

Parametreler;

- Matris boyutu: 1000x1000
- Merkez noktası: (500,500)
- Parçacık limiti: 10000
- Parçacık gönderme tipi: 4 kenar rastgele
- Yapışma olasılığı: 0.1



Şekil 3.5. Fraktal çıktı örneği

Parametreler;

- Matris boyutu: 1000x1000
- Merkez noktası: (500,500)
- Parçacık limiti: 10000
- Parçacık gönderme tipi: 4 kenar rastgele
- Yapışma olasılığı: 0.01

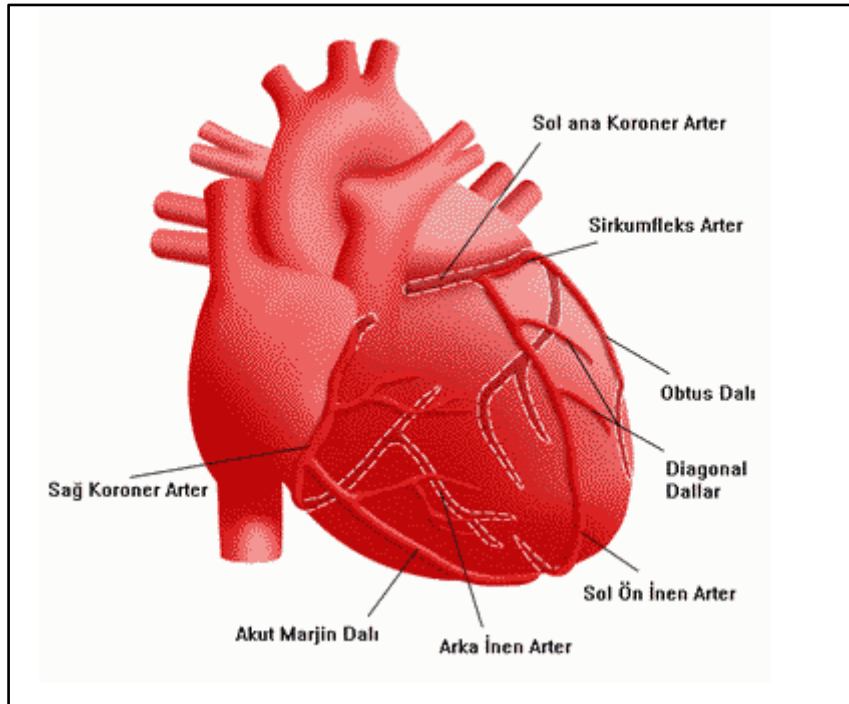


4. GELİŞTİRİLEN YÖNTEM

Bu bölümde DLA model üzerinde yapılan değişiklikler hakkında bilgi verilecektir.

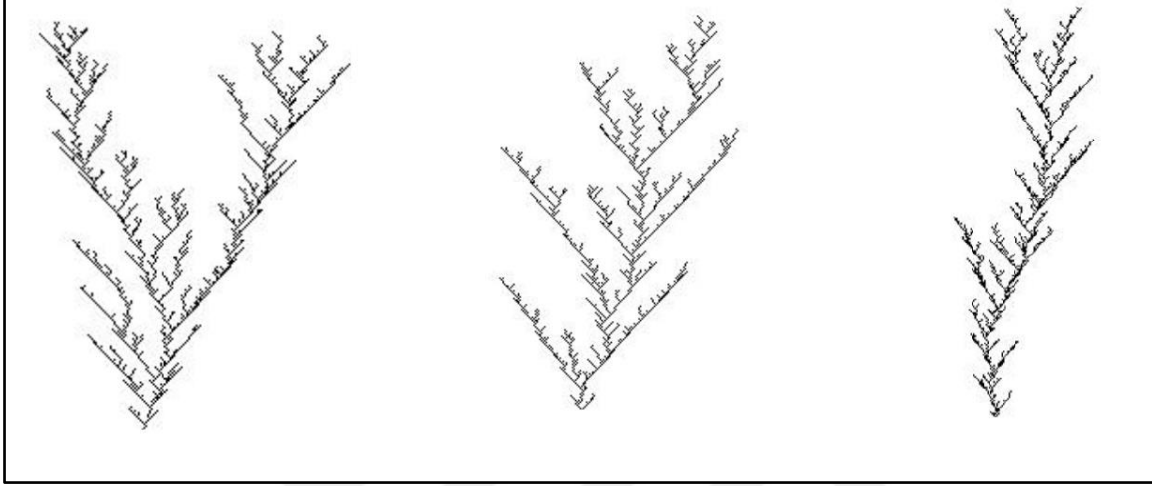
4.1. DLA Model Eksikliği

DLA model genel fraktal oluşturmak için uygun olsa da ana kalp damarlarından biri olan sağ koroner damarın modellenmesi için tam olarak uygun değildir. Bunun nedeni sağ koroner damarın ana damarları, anomali olan bireyler haricinde aslında belirli bir düzene sahip olmasıdır ve bazı yönlenme detaylarının tamamen rastgele yönlendirmeye bırakılmaması gerekmektedir. Örnek olarak sağ koroner damarda, bir projeksiyon açısından bakıldığında kalbin alt kısmına doğru devam eden akut marjin dalı ve kalbin arka kısmına doğru devam eden arka inen arter her insanda mevcuttur. Bu damarlar istisnasız her insanda vardır ve yerlerinde birazcık kayma ya da kıvrım olsa da ana görüntü olarak bakıldığında herkeste aynıdır. Bu yüzden damar modellemesi yapılırken tamamen rastgele parçacık üzerinden model üretme algoritması tam olarak istediğimiz sonucu bize vermeyecektir.



Şekil 4.1. Kalp ana damarları [1]

Üretilmek istenen kabaca da olsa belirli bir şekil olduğu için normal DLA model algoritması bizim için tam olarak istediğimiz sonuca ulaşmamızı sağlamayacaktır. Tek kenarda büyüme sağlandığında yaklaşık olarak Şekil 4.2 teki gibi tamamen rastgele oluşmuş şekiller elde edilecektir.



Şekil 4.2. Tek kenarda rastgele oluşturulmuş fraktallar

Bunun sonucunda standart DLA model üzerinde değişiklik yapılması gerekmektedir.

4.2. Güncellenen DLA Model Algoritması

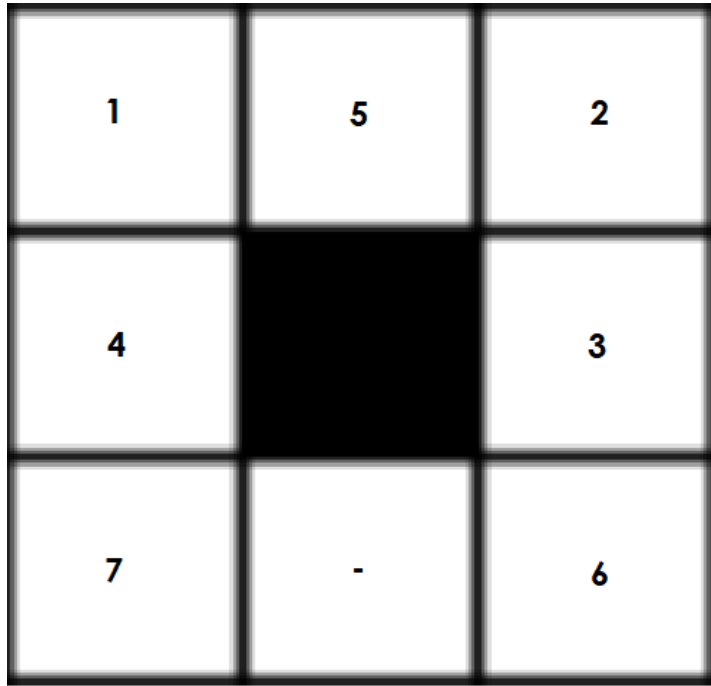
Bu bölümde sırasıyla sağ koroner damarın oluşturulması için gereken ekstra işlemler sırasıyla açıklanacaktır. Sonrasında ise yeni geliştirilen kodun ER diyagramı gösterilmiştir.

4.2.1. Yapışma olasılığı değişikliği

Bir önceki bölümde anlatıldığı gibi standart DLA model sağ koroner damar üzerinde kullanılmaz. Bunun nedeni aslında standart DLA model algoritmasının yönlenmelerinin tamamen rastgele olmasıdır. Bu sorunun kaynağında aslında yapışma olasılığı bulunmaktadır. Çünkü merkezdeki parçacığa doğru gelen ortamda gezen parçacık hangi yönden gelirse gelsin aynı yapışma olasılığına sahiptir. Bunu şekil üzerinden anlatmak istersek Şekil 4.3 üzerinden anlatabiliriz.

Standart DLA modelde şekil üzerindeki merkez noktasına doğru gelen parçacığın 1, 5, 2 ya da herhangi bir komşu noktaya gelmesi arasında hiçbir fark yoktur ve hepsinin yapışma

olasılıkları aynıdır. Bu tez çalışmasındaki algoritmamızda yönlenmeler biraz olsa da kontrol edebilmek için merkezin komşu noktasının numarasına göre farklı yapışma olasılıkları verilerek sağlanmıştır. Örneğin merkez noktasından sol üst çapraz bir yönlenme isteniyor ise 3, 4, 6, 7 numaralı komşuların yapışma olasılıklarını %20 verip, 2 numaralı komşunun yapışma olasılığını %30 ve son olarak 1 ve 5 numaralı komşuların yapışma olasılıklarını %50 vererek istenilen şekle sahip bir fraktal elde edilebilir.



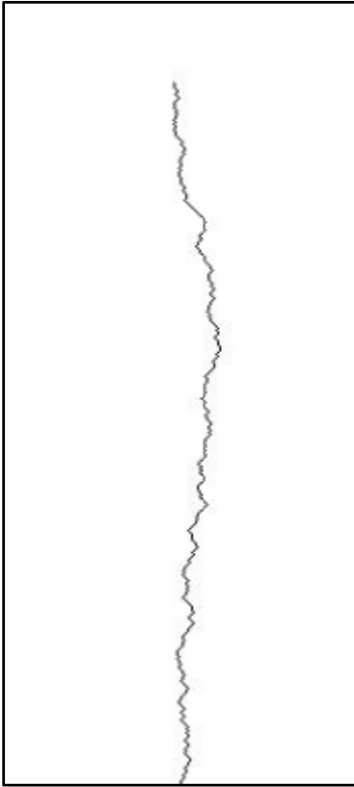
Şekil 4.3. Yönlenmeler

Bu yönlenmeye benzer bir metot olarak istenilen yönlendirme parçacığın gönderildiği kenar seçilerek de yapılabilir ama yine de yeni geliştirilen model kadar hassas olmayacaktır.

4.2.2. Parçalar halinde modellemek

Bilgisayar mühendisliğinin genel olarak en çok kullanılan prensiplerden biridir. Bu yöntem “böl ve fethet” algoritması denir. Üç ana noktadan oluşur böl, fethet ve birleştir. Büyük problemlerde problemin çözümü için öncelikle problem belirlenir ve sonrasında belirlenen problem ufak parçalara ayrılır. Ufak ve daha az komplekslikte olan parçaların çözülmesi daha kolaydır. Bu parçalar çözümlendiğinde ise çözümler birleştirilir ve bütün problem çözülmüş olur.

Böl ve fethet algoritması bu tez çalışmasında da kullanılmıştır. Kullanılmasının nedeni istenilen şeklin elde edilebilmesidir. Belirli bir şekle sahip fraktal oluşturabilmek için yapışma olasılıklarını değiştirmek tek başına yeterli değildir. Bunun nedeni ise oluşturulmak istenen fraktalın her bölümü ortak bir yapışma olasılığına sahip değildir. Buna örnek olarak Şekil 4.4'teki çıktıyı verebiliriz. Fraktalımızın ileri doğru gitmesi için 5 numaralı komşunun yapışma olasılığını arttırdığımızda ve bu olasılıkları hiç değiştirmedığımızda Şekil 4.4'teki gibi bir sonuç elde ederiz.



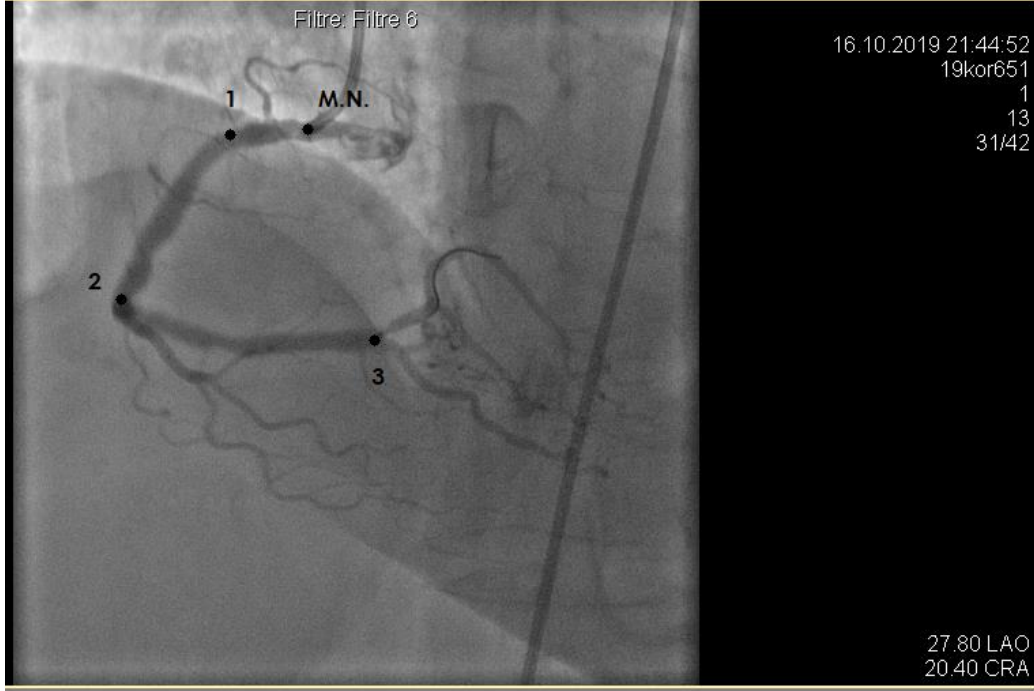
Şekil 4.4. Tek yönlenebilir sahip fraktal

Bu sorunu aşmak için fraktalın ilk başta böl ve fethet algoritmasındaki gibi bölmemiz gerekmektedir. Bu işleme ilk başta ulaşmak istenen fraktalın kabaca şeklinin tahmin edilmesi ile başlanır. Kaba şekil tahmin edildiğinde içindeki bölümler incelenir ve bu kısımlar ayrılır. Örnek olarak oluşturulmak istenen Resim 4.1.'deki gibi ise ilk bölümde merkez noktasından (1 noktası) başlayan ve düz giden, sonrasında merkez noktasından bakıldığında sola doğru büyük bir yönelme mevcuttur. Bu şekli fraktal olarak oluşturabilmemiz için bu parçaların önceden belirlenmiş olması gerekmektedir.



Resim 4.1. Sağ koroner damar anjiyografi örneği

Bu tez çalışmasında sağ koroner damar anjiyografi örnekleri kullanıldığı için geçerli iki projeksiyon açısı vardır. Bunlardan birincisi Şekil 4.1 ve ikincisi ise Şekil 4.2 da gösterildiği gibidir. İkinci açı için biraz daha karmaşık bir işlem uygulanması gerekmektedir. Damar merkez noktasından düz devam etse de sonrasında 180 derece terse dönmüştür. Bu eğrinin fraktal olarak oluşturulması bu yöntemler ile mümkün değildir çünkü yönlenmelerin komşu yapışma olasılıklarını değiştirsek bile hangi noktaya yapışacağını seçemeyiz ve bunun sonucunda geriye doğru bir yönlenme elde etmek imkansızdır. Bu eğrinin oluşturulması için aynı algoritmayı bir daha uygulayabiliriz. Bunun için oluşturmak istenen şekil farklı fraktallara bölünür. Örneğin merkez noktası ile 1 numaralı nokta arası için genellikle düz devam edecek bir fraktal, 1 ve 2 numaralı bölge için genellikle sol üst çapraz komşu yönünde devam edecek ikinci bir fraktal, 2 ve 3 numaralı bölge için sağa doğru tek dallanmalı ama genellikle düz giden bir fraktal ve son olarak 3 numaralı bölgeden sonrası için çatallanan bir fraktal oluşturup bu oluşturulan fraktalların birleştirilmesi ile istenilen görüntü elde edilebilir. Bu tez çalışmasının ikinci projeksiyon açısında bu yöntem kullanılmıştır.



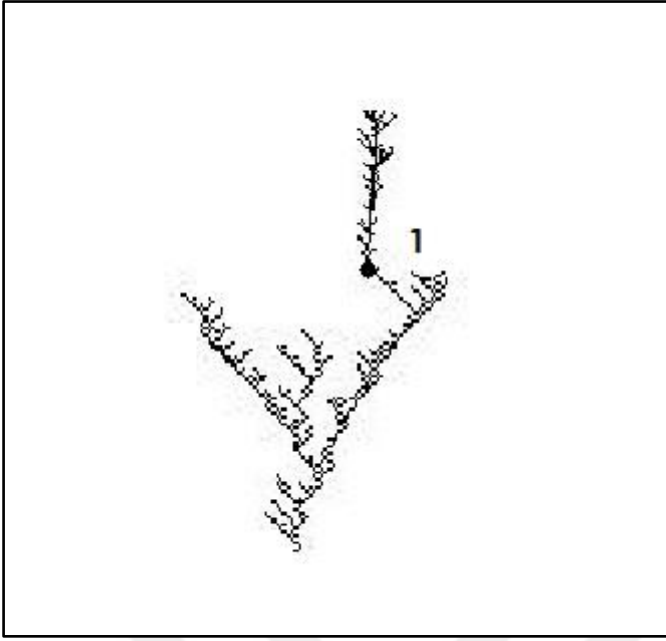
Resim 4.2. Sağ koroner damar anjiyografi örneği

4.3. Kod Geliştirmesinde Kullanılan Ek Yöntemler

Bu kısımdaki başlıklar kodun geliştirmesi için gerekli olan metotları ve neden gerekli oldukları hakkındadır.

4.3.1. Parçacık birikmesinin ortalanması

Kod çalıştırılmaya başladığında önemli bir sorun ile karşılaşıldı. Bu sorun parçalar halinde birikme yaptığımız için ilk parça bittikten sonra ikinci parçanın nereden yapılmaya başlayacağını kontrol edilememesidir. Bu sorun yüzünden istenilen fraktal yapılarına çok uzak şekiller elde edildi. Örneğin Şekil 4.5'teki fraktal hatalıdır. Aslında son kısımdaki düz yönlenmenin 1 numaralı noktadan değil merkez noktanın hizasından başlaması gerekmektedir ama yeni gelen parçacıkların yapışacakları yerin seçilememesi sonucunda hatalı bir görüntü elde edilmiştir.



Şekil 4.5. Hatalı fraktal

Bu sorunun çözülebilmesi için biriktirmenin ortalması gerekmektedir. Bu işlem için “Eş. 4.1” kullanılmıştır.

$$0.9607 < \frac{y}{\text{size}-y} < 1.0408 \quad (4.1)$$

Y değeri parçacığın bulunduğu y koordinatı iken, size matrisin y kenarının uzunluğunu temsil etmektedir. Bu denkleme göre gelen parçacık örneğin 500’lük bir matris için 245-255 (y koordinatları) arasına yapışacaktır. Bu denklem kod geliştirilirken fonksiyon haline getirilip yapışma olasılığı ile kontrol edilerek bu sorun çözülmüştür.

4.3.2. Fraktal birleştirme metodu

Bu metot ikinci projeksiyon açısının fraktal haline getirilmesi için kullanılmıştır. İkinci projeksiyon açısı görüntüsünde geriye doğru bir yönelme olduğu için birbirinden farklı olarak 5 adet fraktal oluşturulur ve sonrasında birleştirilmesi gerekir. Bu metot genel olarak koordinat sistemini kullanır. İlk olarak 1500x1000’lik bir sonuç matrisi oluşturulur (biri boş olmak üzere altı tane 500x500 matris). Farklı yapışma olasılıkları kullanılarak elde edilen matrisler bir matris listesine atılır. Matris listesindeki ilk matris sonuç matrisinde (500,500-1000) ile (1000,500-1000) aralıklarına konması gerektiğinden ilk olarak x ve y koordinatları için girinti belirlenir. İlk matris için girintiX ve girintiY 500’dür. Sonrasında

ilk matris bir döngü ile taranarak her noktasındaki değer sonuç matrisinde (girintiX + ilk matristeki X koordinatı, girintiY + ilk matristeki Y koordinatı) noktasına yazılır. Bu şekilde ilk matrisi taşıma işlemini bitirmiş oluruz. Diğer matrisler için ek olarak matrisin son elemanının koordinatları bulunmalıdır. Koordinat hesabında matrisin son noktasının koordinatlarının da eklenmesi gerekmektedir. Bu şekilde bütün matris listesi sonuç matrisine aktarılır ve sonuç elde edilir.

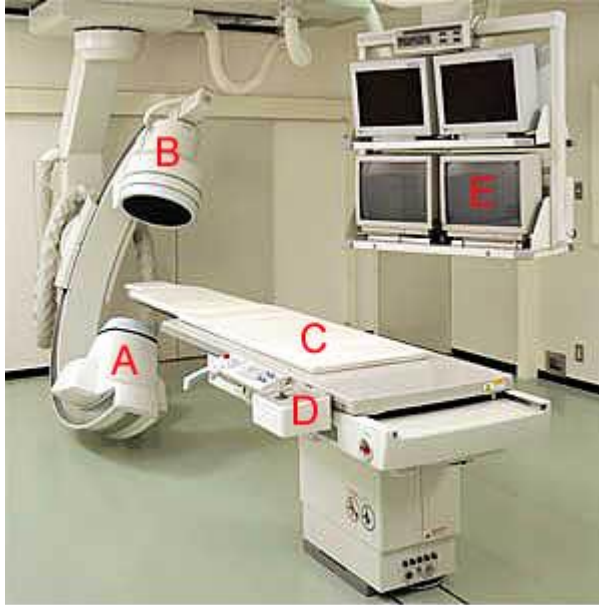


5. ARAŞTIRMA BULGULARI

Bu bölümde araştırmamızda elde ettiğimiz fraktalları ve kıyaslamada kullandığımız görüntülerin nasıl çekildiği hakkında bilgi verilecektir.

5.1. Kullanılan Görüntüleme Cihazı

Hastaların kalp damarları incelenirken anjiyografi cihazı kullanılır. Bu cihaz temelinde röntgen aletinin de kullandığı X ışınlarını kullanır. Anjiyografi cihazının örneği aşağıda verilmiştir.



Resim 5.1. Anjiyografi cihazı [13]

Anjiyografi cihazındaki A bölgesi X ışınlarını veren tüptür. B kısmı ise hastanın içinden geçen X ışınlarının okunduğu kısımdır. C hastanın uzandığı bölümdür. D kısmı ise masayı yönlendirmek için kullanılan bölümdür. Son olarak E bölümü ise sonuçların okunduğu bölümdür. Kardiyologlar anjiyografi cihazını kullanırken evrensel açılar belirlemişlerdir ve kalp damarları incelenirken bu projeksiyon açıları kullanılır. Bu projeksiyon açılarını Çizelge 5.1’de görebilirsiniz [13].

Çizelge 5.1. Projeksiyon açıları

Projeksiyon	Ölçümde kullanılan açı bilgisi
4.	45 LAO, 0 CRA
5.	0 RAO, 0 CRA
6.	30 RAO, 0 CRA
7.	35 LAO, 26 CAU
10.	90 LAO, 0 CRA

5.2. Sonuçlar

Bu bölümde sağ koroner damarın farklı projeksiyon açısından görüntüleri ile ona karşılık olarak üretilen fraktalların görüntüleri karşılaştırılacaktır ve sonrasında ise sonuç olarak elde edilen fraktalı oluşturmak için gereken yapışma olasılıkları paylaşılacaktır.

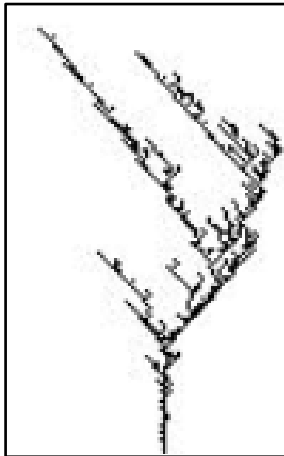


Resim 5.2. Anjiyografi görüntüsü



Resim 5.3. Anjiyografi görüntüsü

Resim 5.2 ve 5.3'te sağ koroner damar ve sol koroner damar bütün olarak mevcuttur. Sağ koroner damar ise en soldaki damardır.

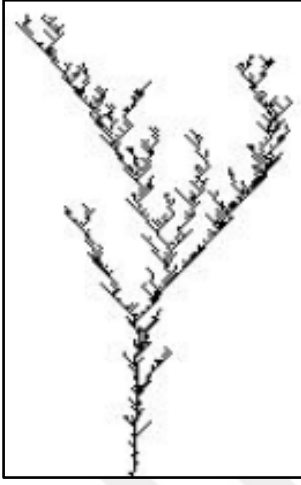


Şekil 5.1. Fraktal sonucu

Parametreler;

- Matris boyutu: 500x500
- Merkez noktası: (500,250)

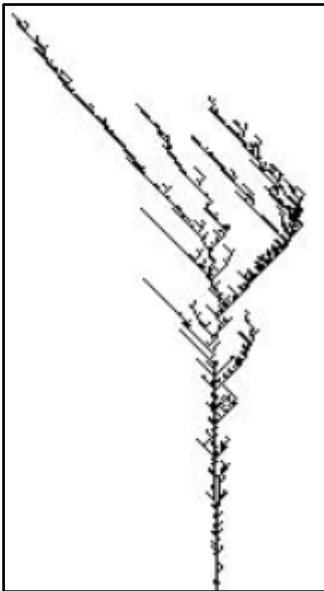
- Parçacık limiti: 1000



Şekil 5.2. Fraktal sonucu

Parametreler;

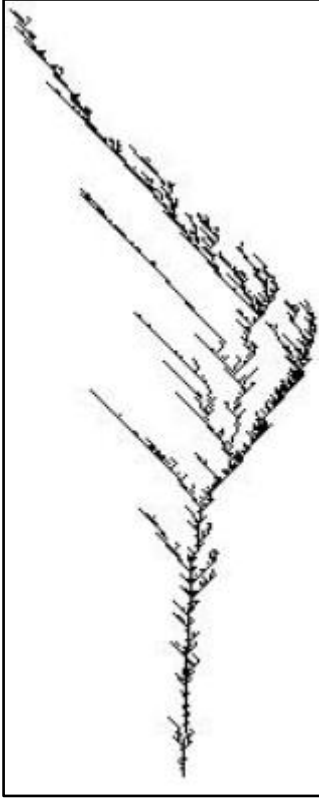
- Matris boyutu: 500x500
- Merkez noktası: (500,250)
- Parçacık limiti: 2000



Şekil 5.3. Fraktal sonucu

Parametreler;

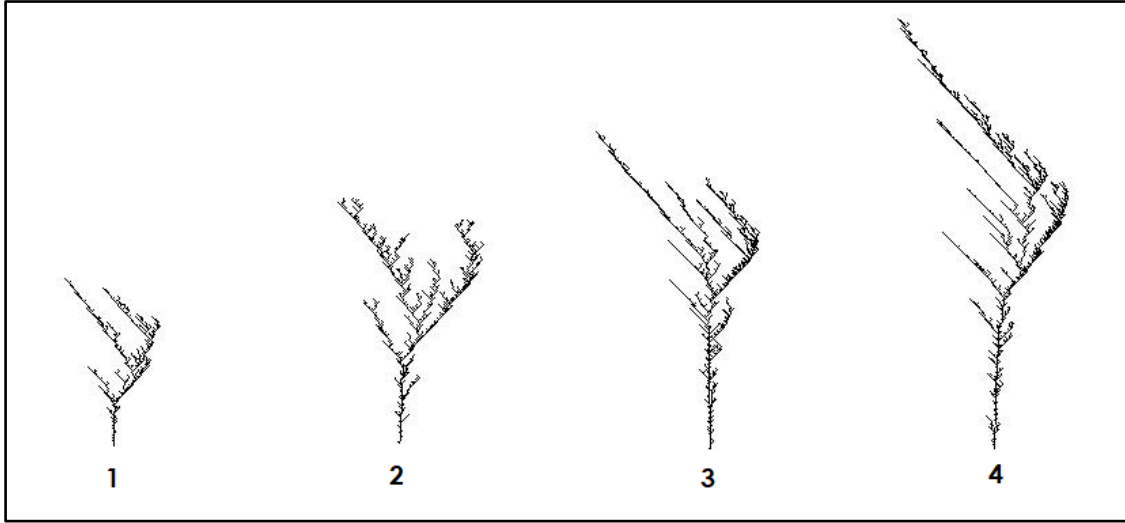
- Matris boyutu: 500x500
- Merkez noktası: (500,250)
- Parçacık limiti: 3000



Şekil 5.4. Fraktal Sonucu

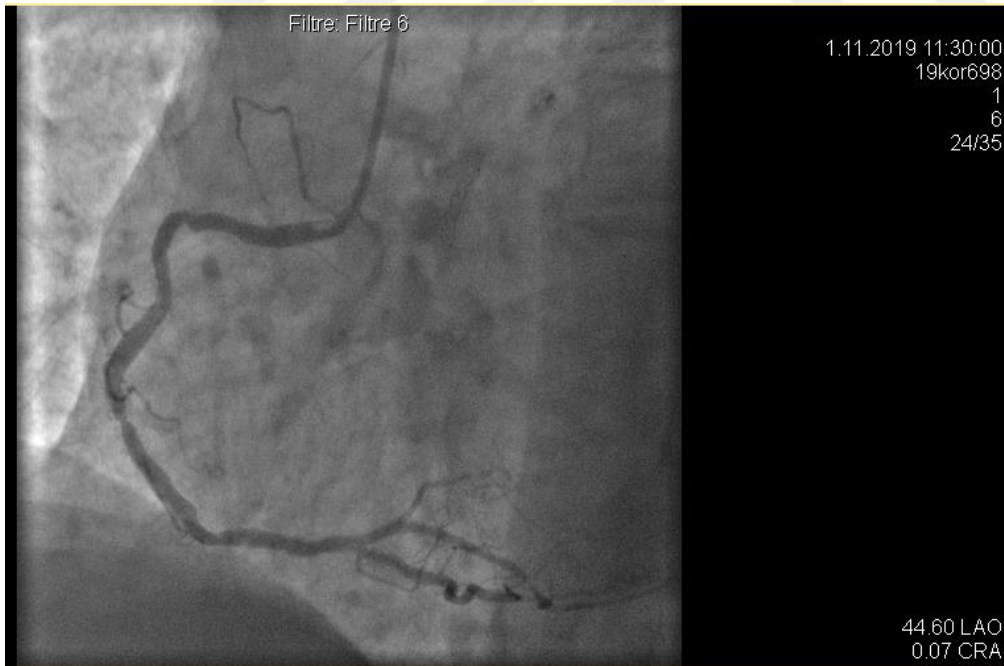
Parametreler;

- Matris boyutu: 500x500
- Merkez noktası: (500,250)
- Parçacık limiti: 4000



Şekil 5.5. Sonuçların Kıyaslanması

Sonuçların beraber görüntülenmesi ile parçacık sayısının görüntü için önemi daha çok anlaşılmaktadır. Parçacık sayısının ve matrisin boyutunun artması görüntünün kalitesini büyük oranda etkilemektedir. Üretilen sonuçlar koroner anjiyografileri ile uyumludur.

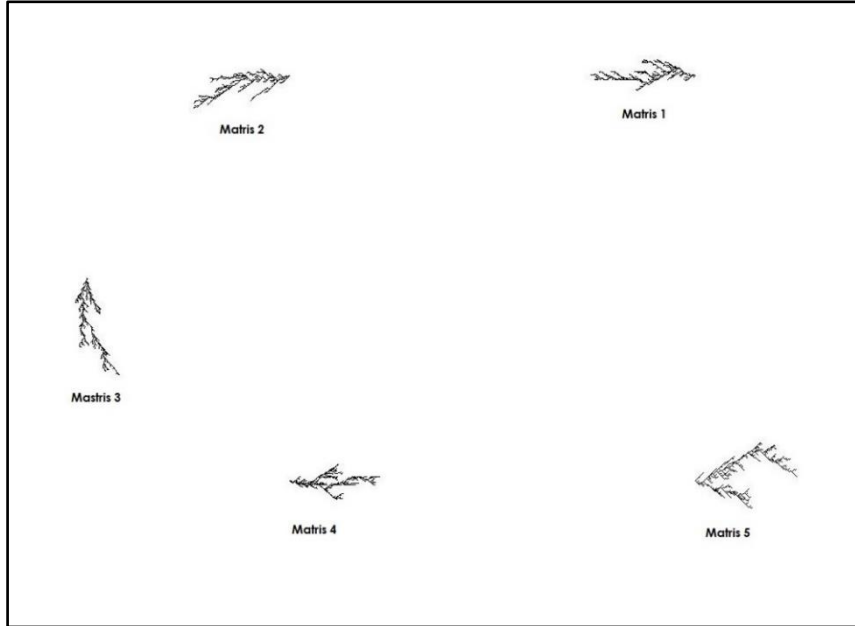


Resim 5.4. Anjiyografi Görüntüsü

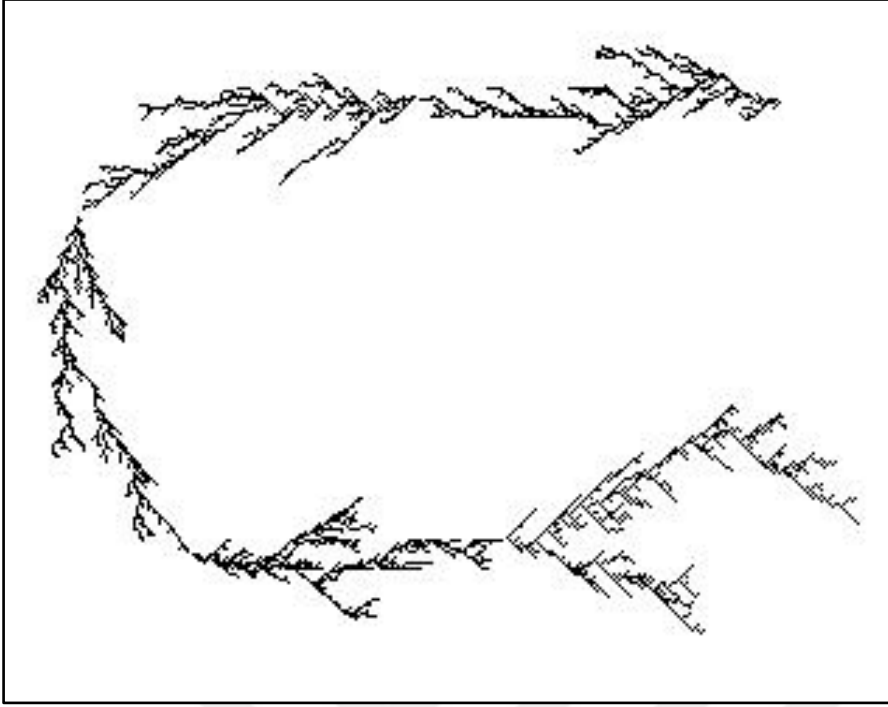


Resim 5.5. Anjiyografi Görüntüsü

Resim 5.5'te bütün anjiyografi görüntüsünü elde edebilmek için oluşturulan matrisler detaylı olarak gösterilmiştir. Şekildeki matrislerin birleştirilmesi ile Şekil 5.7'deki görüntü elde edilmiştir.



Şekil 5.6. Bölünmüş Fraktallar



Şekil 5.7. Bütün Fraktal

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu bölümde çalışma sonucunda elde edilen sonuçlar, çalışmanın amacı ve önemi hakkında bilgi verilip sonrasında bu çalışmayı daha da ileri götürebilecek önerilerde bulunacağız.

6.1. Sonuç

Tıp alanında hastalar için dakikalar hatta saniyeler bile çok büyük öneme sahiptir. Kardiyoloji alanındaki en büyük ani risklerden biri de kalp krizidir ve kalp krizinin asıl kaynağı tıkanmış kalp damarlarıdır. Kalp damarlarının simülasyonu bu gibi kriz anlarını önceden görebilmek ya da hızlı şekilde müdahale edilebilmesi için ayrı bir önem taşımaktadır.

Bu tez çalışmanın asıl amacı, kardiyoloji doktorlarının kalp krizi gibi hayatı tehlike taşıyan rahatsızlıklarda hastaları için en kısa zamanda aksiyon alabilmelerini sağlamaktır. Geliştirilen proje ile önemli kalp damarlarından biri olan sağ koroner damarın 2 boyutlu ortamda simülasyonu yapılmıştır. Bu projeyi ilerleyen seviyelerde tıkanmış kalp damar tahmininde bulunabilecek bir sistemin ilk temeli olarak görebiliriz. Çalışmada kullanılan algoritma DLA Model'in bazı oranlarda değiştirilmesi ile elde edilmiştir. Bu şekilde aslında sadece kalp damarları değil istenilen vücut parçaları için de kullanılabilecek bir algoritma elde etmiş oluyoruz. Örneğin beyin damar yapıları da aslında farklı sayıda bölünmeler ve farklı yapışma olasılıkları ile aynı sistem kullanılarak elde edilebilir.

Bu tez çalışma sonucunda elde ettiğimiz yapışma olasılıkları tabi ki herkes için aynı değildir. Örneğin bazı özel durumlarda hastaların normal insanlardan daha farklı damar yapıları vardır. Bu durumlar bizim çalışmamız ile oluşturulan simülasyonlar ile oluşturulamamaktadır.

Sonuç olarak tez çalışmamızda elde ettiğimiz damar yapıları gerçek hastalardan alınan anjiyografi görüntüleri ile büyük oranda benzerlik göstermektedir. Bu sonuçları oluşturabilmek için gerekli yapışma olasılıkları aşağıdaki gibidir.

Çizelge 6.1. Yapışma Olasılıkları

Matris #	Bölüm	Olasılıklar						
		1	2	3	4	5	6	7
1	1/2'lik kısım	%20	%20	%60	%60	%60	%2	%2
	1/2'lik kısım	%20*	%20*	%60*	%60*	%60*	%2*	%2*
2	1/8'lik kısım	%20	%8	%20	%20	%20	%2	%2
	2/8'lik kısım	%70	%70	%60	%60	%70	%1	%1
	Kalan kısım	%40	%5	%1	%60	%60	%2	%2
3	1/8'lik kısım	%20	%20	%60	%60	%70	%1	%1
	2/8'lik kısım	%40	%8	%20	%20	%20	%2	%2
	3/8'lik kısım	%20*	%20*	%60*	%60*	%70*	%1*	%1*
	Kalan kısım	%40	%5	%1	%60	%60	%2	%2
4	1/2'lik kısım	%20	%20	%60	%60	%60	%2	%2
	1/2'lik kısım	%20*	%20*	%60*	%60*	%60*	%2*	%2*
5	1/2'lik kısım	%60	%20	%10	%10	%10	%2	%2
	1/2'lik kısım	%20	%60	%10	%10	%10	%2	%2

Çizelge 6.1’de verilen yapışma olasılıkları sağ koroner damarın 37-45 LAO ve 0.10-0.30 CRA açıları ile çekilen anjiyografi görüntülerini oluşturmak için kullanılmıştır.

Çizelge 6.2. Yapışma Olasılıkları

	Olasılıklar						
	1. yön	2. yön	3. yön	4. yön	5. yön	6. yön	7. yön
1/8’lik kısım	%2	%2	%20	%20	%100	%1	%1
2/8’lik kısım	%70	%70	%60	%60	%70	%1	%1
Kalan kısım	%85	%5	%1	%100	%10	%100	%1

Bu çizelgede verilen yapışma olasılıkları ile 23-30 RAO ve 19-22 CAU açıları ile çekilen anjiyografi görüntülerini oluşturmak için kullanılmıştır.

6.2. Öneriler

Bu tez çalışmasında elde edilenler haricinde daha yapılabilecek birçok geliştirme mevcuttur. Bunlardan en önemlisi performans geliştirmesidir. Simülasyon çalıştırıldığında çok değişkenlik gösterse de uzun sürmektedir. Çünkü içinde birden çok matris oluşturulmaktadır ve bu yüzden de oluşma süreci uzun sürmektedir ama bu sorun için bilgisayar mühendisliğinde bir çare vardır. Thread adı verilen iş parçaları kullanılabilir. Bu duruma örnek verilmesi gerekirse şu an ki durumda biz her işlem sürecinde bir tane parçacık atıyoruz ama thread kullanarak bu gönderilen parçacık sayısı artırılıp simülasyonun bitme süresi büyük ölçüde azaltılabilir.

Benzer şekilde bizim simülasyonumuzun çıktısı 2 boyutlu ama daha da geliştirilmiş bir kod ile matrislerimiz 3 boyutluya değiştirilebilir. Bu şekilde çok daha iyi bir görüntü kalitesi

elde edilebilir. Aynı zamanda oluşturulan damarlar gerçek dünyadaki damar yapısına daha yakınlaştırılabilir. Bunun sonucunda elde edilen simülasyon sonuçları doktorların çok daha fazla sorunu tespit etmesine ve yöntem geliştirmesine olanak sağlayabilir.

Elde ettiğimiz yapışma olasılıkları birçok deneme sonrası ortaya çıkmıştır bu sürecin daha gerçek dünyaya yaklaşabilmesi için yapay zekâ kullanılabilir. Bunun için öncelikle anjiyografi görüntülerinin okunması gerekmektedir. Okunan anjiyografi görüntüleri öncelikle 2 boyutlu bir matrise yansıtılır ve bizim programımız farklı olasılıklar ile istenen görüntüye yaklaşıp kadar çalıştırılabilir. Bunun sonucunda daha gerçekçi yapışma oranları elde edilebilir olacaktır.



KAYNAKLAR

1. İnternet: Kalbi Besleyen Damarlar (Koroner Arterler). Web: <https://evrensemizel.com/kalbi-besleyen-damarlar-koroner-arterler.htm>. Son Erişim Tarihi: 06.01.2022.
2. İnternet: Doğanın Geometrisi: Fraktal Geometri ile Tanışın! Web: <https://www.matematiksel.org/doganin-gometrisi-fraktal-geometri-2/>. Son Erişim Tarihi: 06.01.2022.
3. Cınbarcı, A. (2016). Fraktal Geometri ve Evrim. *Sanat ve Bilim*, 6, 101-108.
4. Öztürk, M. (2020). *Metasezgisel Algoritmaların Etkinliğini Arttırmak İçin Esin Kaynağı Fraktal Geometri Olan Çözüm Oluşturma*. Yüksek Lisans Tezi, Marmara Üniversitesi, İstanbul, 35-36.
5. İnternet: Fraktal ve Fraktal Geometri Nedir?. Web: <http://www.matder.org.tr/fraktal-ve-fraktal-geometri-nedir/>. Son Erişim Tarihi: 06.01.2022.
6. İnternet: Fraktal Geometrive Uygulamalari. Web: <https://docplayer.biz.tr/115374838-Fraktal-geometrive-uygulamalari.html>. Son Erişim Tarihi: 06.01.2022.
7. İnternet: Fraktal | Özelliği, Önemi ve Doğadaki Örnekleri. Web: <https://ungo.com.tr/2021/01/fraktal-nedir/>. Son Erişim Tarihi: 06.01.2022.
8. Mandelbrot, B.B. (1982). *The Fractal Geometry of Nature*. (2. Baskı) New York: Times Books, 35.
9. Bayırlı, M. (2003). *İki Boyutlu Uzayda Tanecik Kümeleşmesinin İncelenmesi*. Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, , Ankara, 35-36.
10. YunLan Z. and Bencheng C. (2012) The research on Virtual Plants Growth Based on DLA Model. *Science Direct*, 25, 1887-1891.
11. İnternet: DLA - Diffusion Limited Aggregation. Web: <http://paulbourke.net/fractals/dla/>. Son Erişim Tarihi: 06.01.2022.
12. İnternet: Diffusion Limited Aggregation. Web: <https://www.astro.rug.nl/~offringa/Diffusion%20Limited%20Aggregation.pdf>. Son Erişim Tarihi: 06.01.2022.
13. İnternet: Koroner Anjiyografi Nedir?. Web: <https://ahmetalpman.com/koroner-anjiyografi-nedir/>. Son Erişim Tarihi: 06.01.2022.





GAZİ GELECEKTİR...