
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
Gazi
1926

TÜMÖRLÜ DOKU TESPİTİ İÇİN PENNES'İN BİYOISI TRANSFER YAKLAŞIMIYLA KAN PERFÜZYON PARAMETRESİNİN TAHMİNİNDE HİBRİT BİR MODEL: ZAMAN DOMENİNDE SONLU FARKLAR YÖNTEMİ VE SEZGİSEL ALGORİTMALAR

Barış GÜRSU

YÜKSEK LİSANS TEZİ
BİYOFİZİK ANABİLİM DALI

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

EYLÜL 2023

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmasında;

- 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 çalışmasında 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.

Barış GÜRSU
11/09/2023

TÜMÖRLÜ DOKU TESPİTİ İÇİN PENNES'İN BİYOISI TRANSFER YAKLAŞIMIYLA KAN PERFÜZYON PARAMETRESİNİN TAHMİNİNDE HİBRİT BİR MODEL: ZAMAN DOMENİNDE SONLU FARKLAR YÖNTEMİ VE SEZGİSEL ALGORİTMALAR

(Yüksek Lisans Tezi)

Barış GÜRSU

GAZİ ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Eylül 2023

ÖZET

İnsan vücudunda, vücut içi metabolik faaliyetlerle ısı üretimi olur. Dokuların aynı, tek tip sıcaklıkları yoktur. Dokulardaki sıcaklık farklılıkları, ısı transferine neden olur. İnsan vücudu, çevre ortamla bir ısı alışverişi içerisindedir. Dolayısıyla insan vücudu, termodinamik bir sisteme benzetilebilir. Canlı dokularda ısı transferi olan biyoısı transferi, ısı transferinden daha karmaşıktır. Kan perfüzyonu, metabolik ısı üretimi, dokularda iletim, kan yoluyla taşınım, damarsal yapı, komşu dokular, çevre ısıl şartları, dokuların, kanın, damarların fizyolojik özellikleri, sıcaklıkları gibi birçok parametre biyoısı transferinde etkilidir. Vücut dokularında iletim yoluyla, kanda taşınım yoluyla biyoısı transferi olur. Bunlar ve cilt aracılığıyla iletim, taşınım, ışıma ve buharlaşma yoluyla termoregülasyon sağlanır. Vücudun tümünde olan termoregülasyon, lokalde her bir dokuda da iletim ve taşınımla sağlanır. Biyoısı transferi, tümör tedavisi (hipertermiya, kriyodondurma vs.), yanık teşhis, tedavileri, algolojik tedaviler, elektromanyetik dalga kaynaklarının (cep telefonu, mikrodalga vs.) etkileri gibi birçok tanı, tedavi alanında matematiksel temel oluşturur. Tezde, Pennes'in biyoısı transfer yaklaşımıyla tümörlü doku tespitinde kan perfüzyonunun tahmini amaçlanmıştır. Temeli ısı difüzyon denklemi olan biyoısı transfer yaklaşımını, ilk, Pennes tanımlamıştır. Tümörlü doku tespitinde, cilt lokal sıcaklık referansıyla, Pennes'in biyoısı transfer denklemi, zaman domeninde sonlu farklar yöntemiyle(FDTD) çözülerek sıcaklıklar bulunurken, Sezgisel Algoritmalarla(SA) kan perfüzyonu bulunmuştur. SA'dan, Genetik Algoritmalar(GA) ve Diferansiyel Evrim Algoritması(DEA) kullanılmıştır. FDTD ve SA birlikte çalışmaktadır. FDTD, SA'ya sıcaklıkları bulurken, SA, FDTD'ye kan perfüzyonunu bulmaktadır. Programlama MATLAB'da yapılmıştır. Hibrit modelle, sadece kan perfüzyonu değil, metabolik ısı değerleri de tahmin edilmiştir. Hem kan perfüzyonu hem de metabolik ısı değerlendirmesiyle tümörlü doku tahmini yapılabildiği gibi, sadece metabolik ısı ve sadece kan perfüzyonu değerlendirmeleriyle de tümörlü doku tahmini yapılabilmiştir.

Bilim Kodu : 1.018
Anahtar Kelimeler : Biyoısı Transferi, Kan Perfüzyon Oranı, Metabolik Isı
Zaman Domeninde Sonlu Farklar, Sezgisel Algoritmalar
Sayfa Adedi : 106
Tez Danışmanı : Prof. Dr. Elçin ÖZGÜR BÜYÜKATALAY

A HYBRID MODEL FOR ESTIMATING BLOOD PERFUSION PARAMETER BY PENNES' BIOHEAT TRANSFER APPROACH FOR TUMOR TISSUE DETECTION: FINITE DIFFERENCES TIME DOMAIN METHOD AND HEURISTIC ALGORITHMS

(M. Sc. Thesis)

Barış GÜRSU

GAZİ UNIVERSITY

GRADUATE SCHOOL OF HEALTH SCIENCES

September 2023

ABSTRACT

In human body, heat is produced by metabolic activities within the body. Tissues don’t have the same, uniform temperature. Temperature differences in tissues cause heat transfer. The human body is in a heat exchange with the environment. Therefore, the human body can be likened to a thermodynamic system. Bioheat transfer, which is heat transfer in living tissues, is more complex than heat transfer. Many parameters such as blood perfusion, metabolic heat production, conduction in tissues, convection through blood, vascular structure, neighboring tissues, environmental thermal conditions, physiological properties and temperatures of tissues, blood and vessels are effective in bioheat transfer. Bioheat transfer occurs by conduction in body tissues and by convection through blood. Thermoregulation is achieved by both through skin's conduction, convection, radiation and evaporation and through bioheat transfer in tissues. Thermoregulation throughout the body is also achieved by conduction and convection locally in individual tissues. Bioheat transfer is a mathematical basis for many diagnostic and therapeutic fields such as tumor treatment (hyperthermia, cryodfreezing, etc.), burn diagnosis and its treatment, algological treatments, and the effects of electromagnetic wave sources (cell phones, microwaves, etc.). In this thesis, Pennes' bioheat transfer approach is used. The aim is estimation of blood perfusion for tumor tissue detection using this approach. The bioheat transfer approach, which is based on the heat diffusion equation, was defined first by Pennes. For tumor tissue detection, Pennes' bioheat transfer equation are being solved via finite differences time domain method (FDTD) with skin local temperature reference. Thus, tissue temperatures are being calculated. Heuristic Algorithms(HA) are being used to find blood perfusion values. Genetic Algorithms(GA) and Differential Evolution Algorithm(DEA) have used as HA. FDTD and HA work in tandem and act as hybrids. FDTD finds tissue temperatures for SA. SA finds the blood perfusion value for FDTD. Programming has been done in MATLAB. With this hybrid model, not only blood perfusion but also metabolic heat values are being estimated. Tumorous tissue estimation could be done with both blood perfusion and metabolic heat assessments, as well as with only metabolic heat or only blood perfusion assessments.

Science Code : 1.018
Key Words : Bioheat Transfer, Blood Perfusion Rate, Metabolic Heat, Finite Differences Time Domain, Heuristic Algorithms
Page Numver : 106
Supervisor : Prof. Dr. Elçin ÖZGÜR BÜYÜKATALAY

TEŞEKKÜR

Yüksek Lisans sürecinde ve tez çalışmamda yön gösteren, destekleyen, öğrencisini değerli hissettiren, akılda kalıcı güzel ders anlatımından da istifade ettiğim danışman hocam Sayın Prof. Dr. Elçin ÖZGÜR BÜYÜKATALAY'a,

Danışman hocamla birlikte seçtiğimiz derslerle Biyofizik alanında önemli bilgi ve kazanımlar elde etmeme vesile olan Gazi Üniversitesi Biyofizik Anabilim Dalı yüksek lisans ders hocalarımdan Sayın Prof. Dr. Bahriye ARAL ve Sayın Dr. Öğr. Üyesi Onur İNAM'a,

Tıp etiği konusunda derslerini hayranlıkla takip ettiğim Sayın Prof. Dr. Nesrin ÇOBANOĞLU hocamıza, o kadar bilgiyi aklında nasıl tuttuğuna hayret ettiğim, bilgi derya denizi Fizyoloji Ana Bilim Dalı hocalarından Sayın Prof. Dr. Kazime Gonca AKBULUT hocamıza,

Bitmek bilmez akademik çalışmalarımda, anlayışlarıyla her daim destek olan eşim Sema'ya, çocuklarım Ahmet Burak ve Sungur'a,

Zor şartlarda beni büyüten, manevi desteğini, dualarını hep yanımda hissettiğim, minnettar olduğum rahmetli anneme, zor şartlarda bizleri okutmak için üstün bir gayret sarfeden, minnettar olduğum rahmetli babama,

teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET iv

ABSTRACT v

TEŞEKKÜR vi

İÇİNDEKİLER vii

ÇİZELGELERİN LİSTESİ x

ŞEKİLLERİN LİSTESİ xi

RESİMLERİN LİSTESİ xiii

1. GİRİŞ 1

2. GENEL BİLGİLER 5

2.1. Isı Transferi 6

2.1.1. İletim (Kondüksiyon) yoluyla ısı transferi 6

2.1.2. Taşınım (Konveksiyon) yoluyla ısı transferi 12

2.1.3. Işıma (Radyasyon) yoluyla ısı transferi 16

2.2. Biyoısı Transferi 20

2.2.1. Vücutta ısı üretimi 21

2.2.2. Vücut sıcaklığının dengelenmesi 21

2.2.3. Buharlaşma yoluyla ısı transferi 23

2.2.4. Vücut içinde biyoısı transfer olayları 24

2.2.5. Kan perfüzyonu 24

2.2.6. Kan akımı ve kan perfüzyonu farkı 25

2.2.7. Kan konveksiyonu yoluyla vücutta biyoısı transferi 27

2.2.8. Biyoısı transferinin önemi 28

2.2.9. Biyoısı transferinin temeli 30

2.2.10. Pennes'in Biyoısı Transfer Modeli 30

Sayfa

2.2.11. Pennes Biyoısı Transferindeki Bileşenlerin İncelenmesi 34
2.2.12. Termal enerji depolama terimi 34
2.2.13. Kan perfüzyonu terimi 35
2.2.14. Isı iletimi terimi 36
2.2.15. Isı kaynağından kazanç terimi 36
2.3. Tümörlü Doku 37
2.3.1. Deri (Cilt) dokusu 39
2.3.2. Tümörlü dokularda kan perfüzyonu ve metabolik ısı değerleri 40
2.4. Genetik Algoritmalar 41
2.4.1. Genetik algoritmalarda kullanılan bazı terimler 41
2.4.2. Gen 42
2.4.3. Kromozom 42
2.4.4. Popülasyon 42
2.4.5. Çaprazlama 43
2.4.6. Mutasyon 43
2.4.7. Genetik algoritmaların işleyişi 43
2.4.8. Başlangıç popülasyonu 43
2.4.9. Uygunluk fonksiyonu 44
2.4.10. Çaprazlama operatörü 44
2.4.11. Mutasyon operatörü 45
2.4.12. Seçme işlemi 46
2.4.13. Genetik algoritma işleyiş şeması 46
2.5. Diferansiyel Evrim Algoritması 47
2.5.1. Diferansiyel evrim algoritması işleyiş şeması 48

Sayfa

2.5.2. Diferansiyel evrim algoritmasında mutasyon 49
2.5.3. Diferansiyel evrim algoritmasında çaprazlama 50
2.6. Zaman Domeninde Sonlu Farklar Yöntemi 51
2.6.1. Maxwell denklemleri 53
2.6.2. Maxwell denklemlerinin sonlu farklar aAçılımı 57
2.6.3. Taylor serisi açılımıyla ayrıklaştırma 59
2.6.4. Konumda ve zamanda ayrıklaştırma 63
2.6.5. Kararlılık ve soğrulma sınır şartları 67
2.6.6. FDTD akış şeması 70
3. GEREÇ VE YÖNTEM 73
3.1. FDTD-GA Hibrit Modeli 74
3.2. FDTD-DEA Hibrit Modeli 76
3.3. FDTD-SA Hibrit Modelinde FDTD Parametreleri 77
3.4. Pennes'in Biyoısı Transfer Denkleminin FDTD İle Çözümü 79
3.5. Uygulamalar 82
3.5.1. Kan perfüzyonu ve metabolik ısı üretimine göre FDTD-GA uygulaması 82
3.5.2. Sadece kan perfüzyonuna göre FDTD-GA uygulaması 84
3.5.3. Sadece metabolik ısı üretimine göre FDTD-GA uygulaması 86
3.5.4. FDTD-GA ve FDTD-DEA hibrit modellerinin karşılaştırılması 88
3.5.5. FDTD-SA hibrit modeline deney sayısı eklenmesi 90
4. TARTIŞMA 93
5. SONUÇ 95
KAYNAKLAR 97
ÖZGEÇMİŞ 105

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge **Sayfa**

Çizelge 3.1. Kan perfüzyonu ve metabolik ısıya göre FDTD-GA hibrit modeli..... 82

Çizelge 3.2. Sadece kan perfüzyonu değerlendirmesiyle FDTD-GA hibrit modeli..... 84

Çizelge 3.3. Sadece metabolik ısı üretimi değerlendirmesiyle FDTD-GA modeli 86

Çizelge 3.4. FDTD-GA ve FDTD-DEA hibrit modelleri karşılaştırması (37 ^{o}C)..... 88

Çizelge 3.5. FDTD-GA ve FDTD-DEA hibrit modelleri karşılaştırması (40 ^{o}C)..... 88

Çizelge 3.6. Her bir deneydeki en iyi çözümler ve en iyi deney 91

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil **Sayfa**

Şekil 2.1. Isı transferi olayı 5
Şekil 2.2. Isı transferi çeşitleri 6
Şekil 2.3. Farklı sıcaklıklardaki parçacıkların hareketleri 7
Şekil 2.4. Farklı sıcaklıktaki gazların temas sonrası kinetik enerjileri ve sıcaklıkları 7
Şekil 2.5. Farklı sıcaklıklardaki moleküllerin hareketleri 8
Şekil 2.6. Farklı sıcaklıktaki cisimlerin temas durumu 9
Şekil 2.7. Termal denge 9
Şekil 2.8. Fourier kanununa göre ısı iletim yönü 10
Şekil 2.9. Gazlarda konveksiyon ile ısı transferi 12
Şekil 2.10. Sıvılarda konveksiyon ile ısı transferi 13
Şekil 2.11. Doğal ve zorlanmış taşınım 15
Şekil 2.12. Laminer ve türbülanslı akış 15
Şekil 2.13. Alevden yayılan ışıma 17
Şekil 2.14. Renklere göre ışıma örneği 18
Şekil 2.15. Elektromanyetik spektrum 19
Şekil 2.16. Vücut ısısının dengelenmesi 22
Şekil 2.17. Kan taşınımı yoluyla biyoısı transferi 27
Şekil 2.18. Damar sistemi ve sıcaklık gösterimi 28
Şekil 2.19. Dokuda ve deri-çevre arasında biyoısı transferi 29
Şekil 2.20. Tümörlü meme dokusundaki biyoısı transferi 38
Şekil 2.21..Deri dokusu tabakaları 40
Şekil 2.22. GA'da çaprazlama operatörü örneği 45
Şekil 2.23. GA'da mutasyon operatörü örneği 45
Şekil 2.24. Genetik algoritma işleyiş şeması 46
Şekil 2.25. Diferansiyel evrim algoritması akış şeması 49

Şekil **Sayfa**

Şekil 2.26. DEA mutasyon şeması..... 50

Şekil 2.27. DEA çaprazlama şeması..... 50

Şekil 2.28. Elektromanyetik dalganın bileşenleri..... 53

Şekil 2.29. FDTD denklemlerinde E ve H alanlarının konum ve zaman ilişkisi..... 64

Şekil 2.30. Elektrik alan ve manyetik alanın tek boyutta gösterimi..... 65

Şekil 2.31. E_x ve H_y'nin hesabına etki eden bileşenlerin konuma bağlı gösterimi..... 66

Şekil 2.32. E_x ve H_y'nin hesabında konuma ve zamana göre gösterim..... 66

Şekil 2.33. FDTD algoritması..... 70

Şekil 2.34. Biyoısı denklemine FDTD algoritması uygulaması..... 71

Şekil 3.1. FDTD-SA hibrit modeli..... 73

Şekil 3.2. Deneyli FDTD-GA hibrit modeli..... 75

Şekil 3.3. DEA mutasyon ve çaprazlama MATLAB kodu..... 76

Şekil 3.4. FDTD-SA hibrit modeli parametreleri MATLAB kodu..... 77

Şekil 3.5. Pennes denkleminin FDTD çözümü MATLAB kodu..... 78

Şekil 3.6. Dokunun termal özellikleri ve sınır şartları..... 80

Şekil 3.7. Nesil sayısı-uygunluk değişimi (kan perfüzyonu ve metabolik ısı-37 ^oC)..... 83

Şekil 3.8. Nesil sayısı-uygunluk değişimi (kan perfüzyonu ve metabolik ısı-40 ^oC)..... 83

Şekil 3.9. Generasyon sayısı-uygunluk değişimi (sadece kan perfüzyonu-37 ^oC)..... 85

Şekil 3.10. Generasyon sayısı-uygunluk değişimi (sadece kan perfüzyonu-40 ^oC)..... 85

Şekil 3.11. Generasyon sayısı-uygunluk değişimi (sadece metabolik ısı-37 ^oC)..... 87

Şekil 3.12. Generasyon sayısı-uygunluk değişimi (sadece metabolik ısı-40 ^oC)..... 87

Şekil 3.13. GA nesil sayısı (30)-uygunluk değişimi (kan perfüzyonu, metabolik ısı)..... 89

Şekil 3.14. DEA nesil sayısı (30)-uygunluk değişimi (kan perfüzyonu,metabolik ısı)..... 89

Şekil 3.15. DEA nesil sayısı (100)-uygunluk değişimi (kan perfüzyonu,metabolik ısı) 89

Şekil 3.16. Her bir deneyin en iyi uygunlukları,en iyi deneyin uygunluk değişimi..... 90

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim **Sayfa**

Resim 2.1. Gerçek beyin damar yapısı 27

1. GİRİŞ

İnsan vücudu hem kendi içerisinde hem de dış ortamla sürekli ısı alışverişi içerisindedir. Bu ısı alışverişleri, vücut içerisinde, dokunun kendi içinde ve dokular arasında iletim ve doku-kan arasında taşınım yoluyla olurken, ciltten dış ortama doğru da tüm ısı transfer mekanizmalarıyla (iletim, taşınım, ışıma, buharlaşma) olur. Böylelikle her durumda termoregülasyon sağlanır. Isıl homeostasi hem tüm vücutta hem de lokal olarak dokularda da olur. Bu nedenle insan vücudu ve her bir doku termodinamik birer sisteme benzetilebilir.

Biyoısı transferi, ısı transferinin insan vücuduna uyarlanmasıyla oluşturulmuş bir ısıl enerji alışverişidir. Isı transferinin temeli, ısı iletim difüzyon denklemidir. Pennes, 1948 yılında biyoısı transferini matematiksel olarak ilk defa ortaya koyan kişidir. Pennes'in biyoısı transfer modeli, ısı difüzyon denkleminin genişletilmiş halidir. Isı iletim temel denklemine, kan perfüzyonunun ve metabolik ısı üretimin etkileri eklenerek Pennes'in biyoısı transfer modeli oluşmuştur. Pennes biyoısı transfer modelinin sınırlayıcısı çoktur. Pennes, modelinde kan perfüzyonu, dengelenme, damarsal yapı, kan sıcaklığı gibi bazı varsayımlarda bulunmuş, kan akış yönünü ve damarsal geometriyi gözönüne almamıştır. Pennes'e göre doku-kan arasındaki ısı alışverişi kapillerde olmaktadır.

Hastalıkların tanı ve tedavilerinin çoğunda biyoısı transferi temeli vardır. Vücut dokularında her türlü ısınma bir hastalığın habercisi olabilir. Bir yaralanma ya da bir arı sokması sonrası bile cilt yüzeyindeki o bölgede sıcaklık artar. Beyindeki bir tümör nedeniyle, kafa derisi yüzeyinde o bölgede sıcaklık artışı olur. Bir meme tümörü, memenin o bölgesinde sıcaklığın artmasına neden olur. Yani cilt yüzeyindeki artan lokal bir sıcaklık referans bilgisi, hastalıkların erken tanısında, biyoısı transferi analizi ile diğer tanısal yöntemlere öncülük edebilir.

Hipertermiya, kriyocerrahi vs. gibi neredeyse tüm tümörlü dokuların ısıl yolla öldürülmesi tedavileri biyoısı temeline dayanır. Biyoısı transfer modelinin önceden doğru yapılmasıyla hem tümör daha başarıyla yok edilebilir hem de diğer komşu dokulara verilebilecek muhtemel zararlar engellenebilir. Yanık tanı ve tedavileri için de biyoısı transferin matematiksel modellemesi kullanılır. Dokuların sıcaklıkları önceden biyoısı transferine dayalı bilgisayar modellemesiyle görülerek, yanığın derecesi belirlenebilir ve tedavisi ona göre yapılabilir. Algolojik tedavilerde gün geçtikçe ısıl yollar artarak kullanılmaktadır. Bu

ısıl tedavilerin de temeli biyoısı transferidir. Vücut dokularındaki ısınmayı saptayan termometri (MR termometri, infrared termometri vs.) cihazlarının da temeli biyoısı transferidir. Özellikle tümör tanısı için, termometrik cihazlar kullanılabilmektedir.

Biyoısı transferi elektromanyetik dalgaların vücuttaki etkilerinin incelenmesinde de çok önemlidir. İyonlaştırıcı olmayan radyasyon dalgaları (cep telefonu, mikrodalga vs.) vücutta absorbe edildikçe, dokular ısınmaktadır. Biyoısı transfer analiziyle, elektromanyetik dalgalara maruz kalma nedeniyle, dokulara olabilecek bu ısınma etkileri belirlenebilinmektedir.

Normal sağlıklı dokuların her birinin metabolik ısı üretim ve kan perfüzyon oranları birbirinden farklı olduğu gibi, tümörlü dokuların da metabolik ısı üretim ve kan perfüzyon oranları normal sağlıklı dokulardan farklı olur. Tümörlü dokunun metabolik ısı üretimi daha fazladır. Çünkü hücreler hızlı bir şekilde çoğalmaktadırlar. Tümörlü dokuda kan perfüzyonu da fazla olur. Tümörlü hücreler hem sayıca fazlalaşmışlardır hem de daha çok çoğalmak ve çoğaldıkça daha da beslenmek isterler.

Tezin temel hedefi, kanserin erken teşhisinde cilt referans sıcaklığı farklılıklarıyla biyoısı transfer analizi yaparak, tümörden şüphelenmek ve daha detaylı araştırmalar için öncülük etmektir. Erken teşhis sonrası, geç kalınmamış tedaviyle sağ kalım süresi artacaktır. İlerlemiş, büyümüş, yayılmış tümörlerin tedaviden olumlu yanıt alması, başlangıçtaki, küçük, lokal tümörlerin tedavisinde olumlu yanıt almasından çok daha düşük ihtimallidir. Tezde, tümörlü doku tespiti için lokal cilt sıcaklığı referansı ile, Pennes'in biyoısı transfer denklemi zaman domeninde sonlu farklar (FDTD) yaklaşımı ile çözülmüştür. Böylelikle her an için, zamana ve konuma göre doku sıcaklıkları hesaplanmıştır. Biyoısı transfer yaklaşımı parametrelerinden olan kan perfüzyonu değerlerinin hesabında bu tezde, Sezgisel Algoritmalardan olan Genetik Algoritmalar ve Diferansiyel Gelişim Algoritması ayrı ayrı kullanılarak bu yöntemlerin bu problemdeki performansları da belirlenmiştir. Ayrıca sadece kan perfüzyonu tahminiyle yetinilmemiş, metabolik ısı üretim değerleri de tahmin edilmiştir. Sezgisel Algoritmalarda tanımlanan uygunluk fonksiyonunun minimizasyonu ile doku sıcaklıkları ve referans cilt sıcaklığına göre kan perfüzyonu ve metabolik ısı değerleri her generasyonda (iterasyon=nesil) hesaplanmaktadır. Yani FDTD, her bir generasyonda Sezgisel Algoritmalar (SA) için doku sıcaklıklarını bulmakta, Sezgisel Algoritmalar da FDTD için kan perfüzyonu ve metabolik ısı üretim oranlarını bulmaktadır. FDTD ve SA

içiçe çalışmaktadır. Her 2 metodla hibrit bir model oluşturulmuştur. Bu 2 yöntem bir döngü içerisinde birbirini desteklemektedir. Hibrit modelle, sadece kan perfüzyon oranı ve sadece metabolik ısı üretimi de tahmin edildiği gibi, problem daha da zorlaştırılarak her ikisi birden de tahmin edilebilmiştir. Sonuçta, referans cilt sıcaklığına uyan, Pennes'in biyoısı transfer yaklaşımıyla bulunan doku sıcaklıklarına göre, kan perfüzyonu ve metabolik ısı üretim değerleri, literatürdeki tümörlü ve sağlıklı dokuların kan perfüzyonu ve metabolik ısı değerleriyle karşılaştırılarak dokunun tümörlü olup olmadığı tahmin edilmektedir. Aslında, bu karşılaştırma hibrit yöntem ile elde edilen sonuçların doğruluğunun teyidi için yapılmıştır. Zaten tümörlü dokular ile sağlıklı dokuların kan perfüzyonu ve metabolik ısı değerleri birbirinden bariz farklıdır. FDTD-SA hibrit yöntemi, cilt referans sıcaklığıyla doku sıcaklıklarına göre tümörlü ve sağlıklı dokuları kan perfüzyonu ve metabolik ısı değerlerinin farklılıklarına göre belirleyebilmektedir. Tümörlü doku tahmini uygulamalarında, metabolik ısı üretiminin kan perfüzyonuna göre daha baskın olduğu görülmüştür. Buna ek olarak, sadece kan perfüzyonuyla ve sadece metabolik ısı değerleriyle de bu hibrit yöntemle (FDTD-SA) tümörlü doku tahmini yapılabilmektedir. FDTD-SA hibrit metoduyla tümörlü doku tahmini programı MATLAB'ta yapılmıştır. Programa deney sayısı da eklenerek esneklik de sağlanmış, program kendi içerisinde istenilen deney sayısı kadar koşturulmuştur. Tüm uygulamalarda, Sezgisel Algoritmalarda generasyon sayısı arttıkça uygunluğun amaca uygun şekilde düştüğü, minimize olduğu görülmüştür. Uygulamalarda, tezde kullanılan Sezgisel Algoritmalardan her 2 yöntemle (GA, DEA) de optimum çözüme gidildiği görülmekle birlikte, Genetik Algoritmaların, Diferansiyel Evrim Algoritmasından daha az nesil sayısında optimum çözüme gitmesi nedeniyle bu problemde üstün olduğu anlaşılmıştır.

Biyolojik dokulardaki ısı geçişini tanımlayan Biyoısı transferinin matematiksel modellemesi üzerine çalışmalar, genellikle, termoregülasyon [1], hipertermiya [2-5], elektromanyetik dalgaların vücutta soğrulması, doku-termal analizi ve SAR (özgül soğurma oranı) hesapları [6-13], tümör tahmini [14-20], analitik ve sayısal analiz [21-29] üzerinde yoğunlaşmıştır. İncelenen bu çalışmalar gibi, literatürde biyoısı transferine dayalı çok sayıda çalışma vardır. Bu tez, Pennes'in biyoısı transferine dayalı olarak, tümörlü doku tespiti için, hem kan perfüzyonu hem de metabolik ısı üretiminin tahmini üzerinedir. Tümörlü doku tahmininde, Pennes'in biyoısı transfer denklemi zaman domeninde sonlu farklar metoduyla çözülerek, Sezgisel Algoritmalara dayalı bulunan kan perfüzyonu ve metabolik ısı üretimi değerlendirmesi referans olmuştur. Tezde uygulanan hibrit yöntem tamamen özgündür. Hazır paket modül programlar kullanılmamıştır.

Biyoısı transfer analiziyle tümör tespiti, invaziv (girişimsel) değildir, radyasyon içermez (örneğin mamografide az da olsa var, manyetik rezonans görüntülemede (MRI=emar) elektromanyetik alan var), erken farkındalık, tanı ve tedaviyle iyileşme olabilir, yaşam süresi artabilir ve ağrısızdır (mamografide, biyopside ağrı, acı olur). Özellikle meme kanseri vakalarında erken teşhis ve tedaviyle hastaların çok büyük bir kısmı iyileşebilmektedir.

Tez, kaynaklar kısmı hariç 11 bölümden oluşmuştur. Tezin 1. yani giriş bölümünde, tezin konusu, temeli, önemi ele alınmıştır. Bu bölümde biyoısı temeliyle yapılan literatürdeki diğer çalışmalardan da bahsedilmiştir. Biyoısı transferini anlayabilmek, temel oluşturmak, nereden geldiğini kavrayabilmek için tezin 2. bölümünde ısı transferi mekanizmaları örneklerle açıklanmıştır. Tezin 3. bölümü biyoısı transferini tüm yönleriyle göstermektedir. Vücutta metabolik ısı üretimi, kan perfüzyonu, biyoısı transfer mekanizmaları, termoregülasyon, biyoısı transferinin temeli ve önemi, Pennes'in biyoısı transfer modeli, Pennes'in biyoısı transfer denklemindeki her bir bileşenin anlamı bu bölümde açıklanmıştır. Tezin 4. bölümünde, tümörlü dokulardan bahsedilmiş, deri dokusu tabakaları açıklanarak örnek gösterilmiştir. Bu bölümde tümörlü dokular ile sağlıklı dokular arasındaki kan perfüzyonu ve metabolik ısı üretim oranları arasındaki farklar izah edilmiştir. Tezin 5. bölümünde, bu çalışmada optimizasyon amacıyla kullandığımız Genetik Algoritmalar (GA) metodu genişçe açıklanmıştır. GA' da kullanılan biyolojik terimlerden bahsedilmiş, GA' da kullanılan tüm operatörler genişçe verilerek, işleyişi akış şemasıyla gösterilmiştir. Tezin 6. bölümünde, kan perfüzyonu ve metabolik ısı üretimi tahmininde GA gibi, bir başka Sezgisel Algoritma yöntemi olan Diferansiyel Evrim Algoritmasının (DEA) işleyişi ve parametreleri açıklanmıştır. Kan perfüzyonu ve metabolik ısı üretiminin tahmininde GA ve DEA' nın performansı karşılaştırılacaktır. Tezin 7. bölümünde zaman domeninde sonlu farklar metodunun (FDTD) nasıl ortaya çıktığı, ne anlama geldiği Maxwell Denklemleri ile gösterilmiştir. Tezin 8. bölümünde tümörlü doku tahmininde uygulanan algoritma açık bir şekilde gösterilmiştir. Bu bölümde Pennes'in biyoısı transfer denklemi FDTD ile çözülmüş, FDTD-SA hibrit modelin parametrelerinin hesabı matematiksel olarak ve örnek kodlamalarla gösterilmiştir. Tezin 9. bölümünde 8. bölümünde uygulanan algoritma ile tümörlü doku tahmini uygulamaları yapılmıştır. Tezin 10. bölümünde bu çalışmadaki yöntemin özgünlüklerinden ve literatüre katkısından bahsedilmiştir. Tezin 11. ve sonuç bölümünde, tümörlü doku tespiti için kan perfüzyonu ve metabolik ısı üretimi tahmininde yapılan uygulamalar yorumlanmıştır. Ayrıca bu bölümde, biyoısı transferi alanında tezin devamında yapılabilecek çalışmalar da gösterilmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

Şekil 2.1'de gösterildiği gibi, elimizde bir bardak su tuttuğumuzu düşünelim. Suyun sıcaklığı, oda sıcaklığında 20 ^{0}C' dir. Vücut sıcaklığımız da 37 ^{0}C civarındadır. Bir süre sonra elimizin üşümeye başladığını hissederiz. İşte burdaki olay, ısı transferi olayıdır. Sıcaklığı farklı olan, 2 farklı şey olduğu için, yani suyun sıcaklığı elimizin sıcaklığından daha düşük olduğu için, ısı türünden enerji, vücudumuzdan suya doğru aktarılacaktır. Yani vücudumuz enerji kaybeder, 1 bardak su da bu enerjiyi kazanmış olur. Biz soğurken, su ısınmış olur. Su bardağını elimizde tutmaya devam eder ve sonra sıcaklığını ölçersek, suyun sıcaklığının arttığını görürüz.

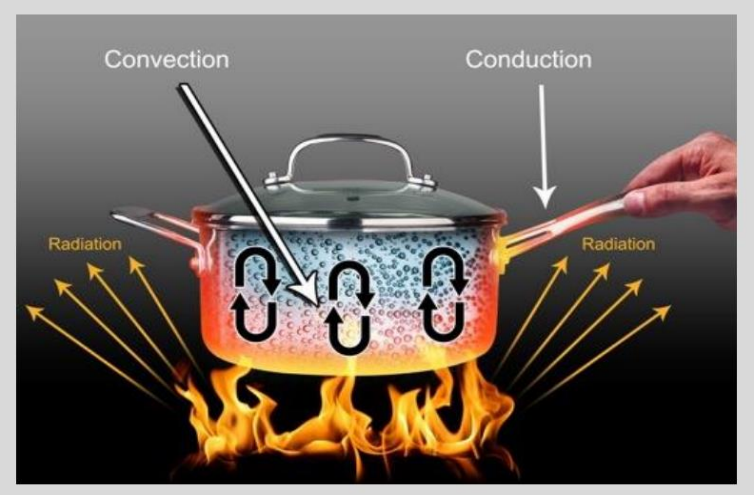


Şekil 2.1. Isı transferi olayı

Bu örnekle birlikte, ısı transferi olayını daha iyi anlayabilmek için öncelikle ısı ve sıcaklık kavramlarını irdelememiz gerekir. Isı, sıcaklık değişimi dolayısıyla transfer edilen enerji miktarıdır. Sıcaklıkları farklı olan ortamlar, sistemler, sistemlerin içerisindeki sistemler, cisimler arasında ısı transferi her zaman gerçekleşir. Basınçta, yoğunlukta ya da burdaki gibi sıcaklıkta bir değişim olursa, bu her zaman orda depo edilmiş bir enerji olduğu anlamına gelir. Sistem mümkün olan en düşük enerjiye ulaşmak istediği için buna karşı olan bir güç yoksa, değişim ortadan kaybolmak ister. İşte, ısı transferinin arkasındaki temel dayanak budur. Bu değişimi ayarlayan sıcaklıktır. Sıcaklık mutlak bir nicelik, skaler bir büyüklüktür. Isı transferinde yön de olduğu için vektöreldir. Sıcaklık, bir cismin moleküllerinin ortalama kinetik enerjisidir. Yani sıcaklık, enerjinin mutlak bir ölçüsü iken, ısıda böyle bir mutlak içerik yoktur. Isıda ya kaybedilen ya da kazanılan ısının miktarı ölçülür. Isı aktarılan bir enerji iken, sıcaklık bir ölçü, göstergedir. Isı transferi bir sistem ile çevresi arasında gerçekleşir. Sistemden kaybolan enerji, çevresi tarafından emilir. Sistem tarafından kaybedilen ya da kazanılan ısı, çevresinin kaybettiği ya da kazandığı enerjiye büyüklük olarak eşit ve zıttır [30].

2.1. Isı Transferi

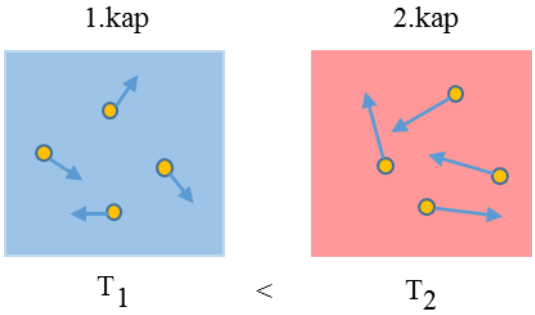
Isı transferi türleri içerisinde de açıklanacağı üzere; ısı transferi her zaman yüksek sıcaklıktaki ortamdan düşük sıcaklıktaki ortama doğru gerçekleşir, iki ortam aynı sıcaklığa ulaştığında aralarındaki ısı transferi biter. Isı transferinin bütün türleri bir sıcaklık farkını gerektirir. Isı transferi, iletim (kondüksiyon), taşınım (konveksiyon), ışıma (ışınım, radyasyon) yollarıyla gerçekleşir. İletim ve taşınım yolu ile ısı transferi için bir ortam gerekliyken ışıma yolu ile ısı transferi için ortam olması zorunluluğu yoktur. Şekil 2.2'de ısı transfer yolları aynı şekil içerisinde gösterilmiştir. Aşağıdaki bölümde, ısı transferi türleri başlıklar halinde örneklendirilerek açıklanacaktır.



Şekil 2.2. Isı transferi çeşitleri

2.1.1. İletim (Kondüksiyon) yoluyla ısı transferi

Elimizde 2 helyum gazı numunesi olduğunu düşünelim. Numunelerden birinin sıcaklığı T_1, diğerinin T_2 olsun. $T_2 > T_1$ ise, 2. kaptaki helyum parçacıklarının, 1. kaptaki helyum parçacıklarından daha hızlı hareket ettiğini (titreştiğini) söyleyebiliriz. 2. kaptaki parçacıklar daha hızlı hareket ettiği için, bu parçacıkların (moleküllerin) hızlarını gösteren Şekil 2.3'deki oklar daha büyük çizilmiştir. Moleküllerin hepsinin hareket yönü ve kendi içlerinde hızlarının büyüklükleri farklı olabilir. Moleküllerin hepsi farklı hızlara sahip olabilir.



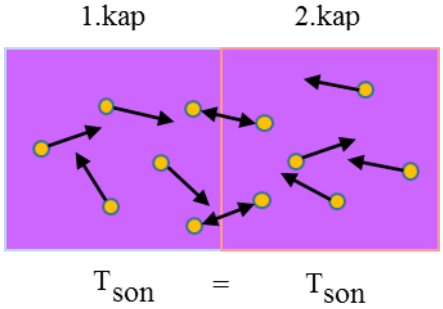
Şekil 2.3. Farklı sıcaklıklardaki parçacıkların hareketleri

Kinetik enerji, parçacıkların titreşimi olarak açıklanabilir. Kinetik enerji denklemi Eş. 2.1'de gösterilmiştir.

$$K.E = \frac{1}{2}mv^2 \tag{2.1}$$

Eş. 2.1'de, m parçacığın kütlesi, v parçacığın hızıdır. 2. kaptaki parçacıkların ortalama hızı daha yüksek olduğundan 2. kaptaki parçacıkların ortalama kinetik enerjisinin, 1. kaptaki parçacıkların ortalama kinetik enerjisinden yüksek olduğunu söyleyebiliriz. Yani ortalama kinetik enerji, sıcaklıkla orantılıdır. Sıcaklık ne kadar yüksek olursa, ortalama kinetik enerji de o kadar yüksek olur. Zaten sıcaklık kavramı, moleküllerin sahip olduğu ortalama kinetik enerjisi ile ifade edilir. Sıcak bir cismin molekülleri, soğuk bir cismin moleküllerinden daha hızlı, daha büyük genlikle titreşirler. Sıcaklık ne kadar yüksekse, cismin parçacıkları o kadar fazla titreşir.

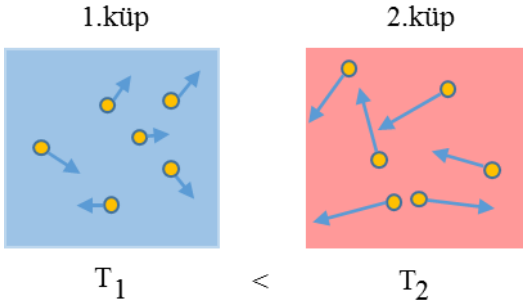
Gazların birbiriyle temas ettiğini düşünelim. Bu durumda her 2 kaptaki gazın molekülleri titreşecek, birbirlerine çarpacak, kinetik enerjilerini, momentumlarını birbirine aktararak her birinin birer yeni kinetik enerjisi olacaktır. Bu kinetik enerjinin ortalaması da sıcaklıkla orantılı olacaktır. Şekil 2.4' de gösterildiği gibi, çarpışma sonrası moleküllerin hız ya da hareketini gösteren ok boyları termal dengede eşit olmuştur.



Şekil 2.4. Farklı sıcaklıktaki gazların temas sonrası kinetik enerjileri ve sıcaklıkları

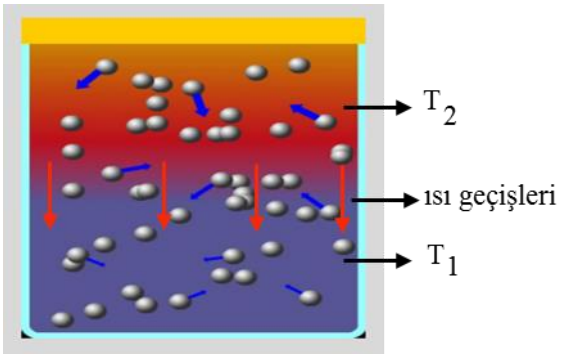
Gaz moleküllerinin kendi aralarında çarpışmalarının yanında, temas sonrası artık bu 2 kaptaki gazların molekülleri de birbirine çarpacaktır. Sıcak olan, daha hızlı olan 2. kaptaki gaz molekülleri çarpışmayla birlikte, kinetik enerjilerinden bir kısmını çarpıştığı 1. kaptaki daha soğuk, daha yavaş olan gaz moleküllerine aktaracaktır. Yani bir enerji transferi olacaktır. Daha sıcak olan gazdaki hızlı, daha fazla kinetik enerjiye sahip olan moleküller, daha soğuk olan gazdaki, daha yavaş moleküllere yani daha az kinetik enerjiye sahip olan moleküllere çarptığında enerjisinin bir kısmını aktarır. Yani yüksek sıcaklıktan düşük sıcaklığa doğru bir enerji aktarımı olur. 2. kaptaki moleküllerin ortalama kinetik enerjisi, 1.kaptaki moleküllerin ortalama kinetik enerjisinden daha yüksek olduğu için enerji transferi (ısıl transfer) 2.kaptaki moleküllerden 1.kaptaki moleküllere doğru olacaktır.

Aynı metalden yapılmış 2 küp için, ısı iletimi benzer şekildedir. Metal küplerden birinin sıcaklığı T_1, diğerinin T_2 olsun. $T_2 > T_1$ ise, 2. küpün parçacıkları, 1. küpün parçacıklardan daha hızlı hareket eder. Bu da, 2. küpün parçacıklarının ortalama kinetik enerjisinin 1. küpün parçacıklarının ortalama kinetik enerjisinden yüksek olduğu anlamını verir. Metal küpler birbirine değmemektedir. Şekil 2.5' de farklı sıcaklıklardaki birbirine temas etmeyen 2 küpteki moleküllerin kendi içlerindeki titreşim hareketleri gösterilmiştir.



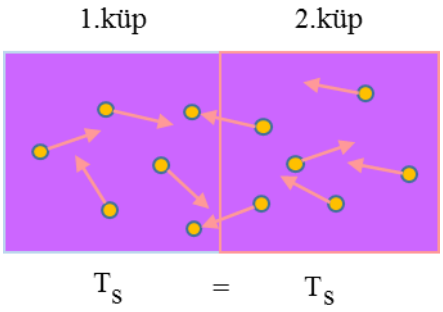
Şekil 2.5. Farklı sıcaklıklardaki moleküllerin hareketleri

Sıcaklıkları farklı bu küpleri birbirine yaklaştırıp temas ettirdiğimizi düşünelim. Temas durumunda, cisimlerin yüzeylerinde bulunan parçacıklar birbirleriyle çarpışmaya başlayacak ve bu da enerjinin ısı olarak transfer edilmesini sağlayacaktır. Isı enerjisi, daha sıcak olan cisimden daha soğuk olan cisme doğru transfer edilmesine neden olacaktır. O halde ısı, sıcak cisimden soğuk cisme doğru akar ya da aktarılır. Bunun sonucunda, sağdaki yani 2. metal küpün sıcak atomları önceki hızından daha yavaş, soldaki daha soğuk olan metal küpün atomları da önceki hızından daha hızlı hareket etmeye başlayacaklardır



Şekil 2.6. Farklı sıcaklıktaki cisimlerin temas durumu

Şekil 2.6'da farklı sıcaklıktaki cisimlerin birbirine temas anında, sıcak cisimden soğuk cisme doğru enerji aktarımı sembolik olarak gösterilmiştir. Sıcak cismin (küpün) parçacıkları, enerjilerinin bir kısmını soğuk küpün parçacıklarına verdiğinde sıcak küpün parçacıkları bir miktar enerji kaybeder ve yavaşlar. Aynı anda soğuk küpün parçacıkları enerji kazandığından hızları artar. Daha hızlı parçacıklar daha yavaş parçacıklara enerji verir. Bu durum domino etkisiyle, tüm parçacıkların kinetik enerjileri eşitlenene kadar devam eder. 2 küpün parçacıklarının kinetik enerjileri eşitlendiğinde, cisimler arası enerji transferi gerçekleşmez ve sistem kararlı hale geçer. Isı transferi cisimlerin sıcaklıkları eşitlenene kadar devam edecektir. Sıcaklık eşitse, ısı transferi olmaz ve bu durum termal denge durumudur. Termal dengede, cisimlerin son sıcaklıkları eşittir. Termal dengeye ulaşıldığında 2 cisim arasındaki ısı transferi de durur (termodinamiğin sıfırıncı yasası). Cisimlerin son sıcaklıkları eşit olduğu için, parçacıkların ortalama kinetik enerjileri de eşit olur. Şekil 2.7'de termal denge durumu gösterilmeye çalışılmıştır.



Şekil 2.7. Termal denge

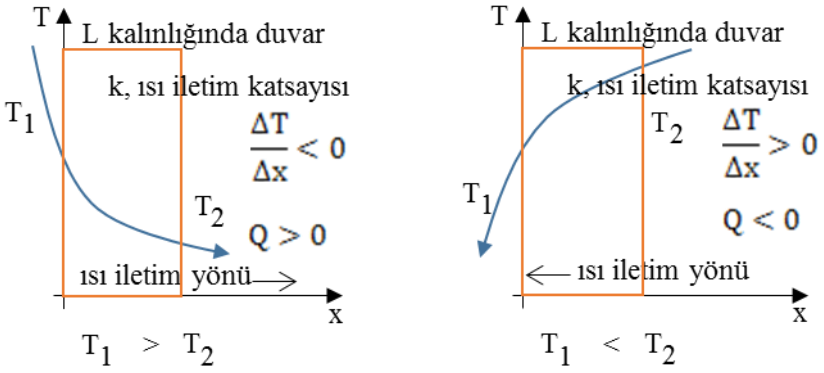
İletimle ısı transferi, Fourier Kanunu ile Eş. 2.2'deki gibi hesaplanır. Bu kanuna göre, herhangi bir doğrultuda (örneğin x doğrultusunda) transfer edilen ısı miktarı (Q), bu yöndeki sıcaklık gradyanı ($\frac{\partial T}{\partial x}$) ve ısı transfer alanına dik alan (A) ile orantılıdır.

$$Q_{iletim} = -k \cdot A \cdot \frac{\partial T}{\partial x} \tag{2.2}$$

Isı vektörel bir büyüklük olduğu için, Eş. 2.2, nabla (∇) operatörüyle sıcaklık gradyanı olarak Eş. 2.3'deki gibi vektörel olarak da gösterilir.

$$\vec{Q} = -k \cdot A \cdot \vec{\nabla} T \tag{2.3}$$

Eş. 2.2 ve Eş. 2.3'deki k, ısı iletim katsayısıdır ve malzemeden malzemeye değişir. Bir malzemenin ısıl iletkenliği (ısı iletim katsayısı), kesit yüzey alanı (A) ve aradaki sıcaklık farkı (ΔT) ne kadar fazla ise ısı transferinin hızı o kadar fazladır. İletim yolu ne kadar uzunsa ısı transferinin hızı o kadar düşüktür. Eş. 2.2'de eksi (-) işareti, ısı transfer yönünü, kısmi türev ise sıcaklığın hem zamanla hem de konum ile değiştiğini gösterir. Isı iletim yönü, sıcaklığa bağlı olarak Şekil 2.8'de L kalınlığında, k ısı iletim katsayısı olan bir duvar örneğinde gösterilmiştir. Duvarın bir tarafındaki sıcaklık T_1, diğer tarafındaki sıcaklık T_2'dir. Sıcaklık farkı olan ortamlar, malzemeler, cisimler, sistemler arasındaki mesafe ne kadar büyükse, malzemenin aynı miktarda ısıyı aktarması o kadar fazla zaman alacaktır.



a) b)

Şekil 2.8. Fourier kanununa göre ısı iletim yönü

Şekil 2.8'de sıcaklığın duvarın bir tarafından diğer tarafına T_1 'den T_2 'ye azalması (a) ve T_2 'den T_1 'e azalması (b) durumları gösterilmiştir. Şekil 2.8.a)'da x arttıkça T azalmaktadır, bu $\frac{\Delta T}{\Delta x}$ 'in, yani eğrinin teğetinin eğiminin (türevinin) negatif olduğunu gösterir. $T_1 > T_2$ olduğu için ısı transferi +x doğrultusundadır.

Şekil 2.8.b)'de x arttıkça T artmaktadır, bu $\frac{\Delta T}{\Delta x}$ 'in, yani eğrinin teğetinin eğiminin (türevinin) pozitif olduğunu gösterir. $T_2 > T_1$ olduğu için ısı transferi -x doğrultusundadır.

Eş. 2.2'deki kısmi türevin ($\frac{\partial T}{\partial x}$), sadece konumu değil aslında hem konumu hem de zamanı içerdiği belirtilmişti. Zamana ve konum koordinatına bağlı bir sıcaklık dağılımı, 1 boyutlu zamana bağlı Eş. 2.4'deki ısı iletimi temel denklemiyle bulunur (içeride ısı üretiminin olmadığı varsayımıyla).

$$\frac{\partial}{\partial x}\left(k\frac{\partial T}{\partial x}\right) = \rho C\frac{\partial T}{\partial t} \tag{2.4}$$

Eş. 2.4, iletim yoluyla ısı transferini zamana ve konuma bağlı olarak gösterir. Zamana bağlı bir ısı transferi söz konusudur. Isı transferi olan 2 yüzeyin sıcaklıkları zamanla değişmektedir. Ayrıca her bir noktadaki, konumdaki ya da koordinattaki sıcaklık da zamanla değişmektedir (düşey yüzeyler izotermal (eş sıcaklıklı)). Belirli bir noktadaki sıcaklığı bulmak için de diferansiyel yaklaşım yapılır.

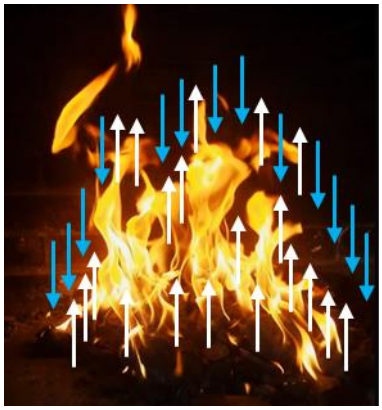
Sıcaklık hem konuma hem de zamana bağlıdır. Eş. 2.4, ısı difüzyon denklemi olarak da bilinir.

Eş. 2.4'de k'nın sıcaklığa bağlı olduğu düşünülmüştür. k sıcaklığa bağlıysa konuma da bağlıdır. k'nın sabit olduğu düşünülürse Eş. 2.4, Eş. 2.5 şeklinde yazılır.

$$k\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} = \rho C\frac{\partial T}{\partial t} \tag{2.5}$$

2.1.2. Taşınım (Konveksiyon) yoluyla ısı transferi

Şekil 2.9'da yanan bir ateşte, sıcak ve soğuk hava partiküllerinin yerdeğiştirmesi (ısı transferi) gösterilmiştir. Hava partiküllerinin yoğunlukları farklı olduğundan 2 farklı renkte çizilmiştir. Sıcak hava partiküllerinin daha fazla kinetik enerjisi vardır. Bu şekilde 2 ortam arasında bir sıcaklık farkı olduğunda, (ateş ve hava) sıcak hava partikülleri ile soğuk hava partikülleri birbirine çarpacak, birbirlerini itecek, birbirlerinden uzaklaşmaya çalışacaklardır. Bunun sebebi ortalama kinetik enerjidir. Sıcak hava daha az yoğun olduğu için, daha yoğun olan daha serin alana doğru yükselecektir. Moleküller az yoğun alandan daha yoğun alana doğru yükselecektir. Sıcak hava yükselir prensibi geçerlidir. Yoğun alan (daha az sıcak), az yoğun alanın (daha sıcak) etrafını saracak, üstüne inmeye ya da alt tarafına girmeye çalışacaktır. Böylelikle az yoğun olan gitgide yükselecektir. Yani ısınan moleküller yukarı doğru hareket ederken, soğuk hava molekülleri de daha fazla ısınabilmek, enerjinin kaynağına inebilmek için, aşağı doğru hareket eder. Sonuç olarak sıcak hava yükselir. Soğuk havanın tekrar ısınmaya başlaması için sıcak hava ona yer açar.



Şekil 2.9. Gazlarda konveksiyon ile ısı transferi

Sıcak hava yükseldiği için, alevi yukarıya doğru yükseliyor, hareket ediyormuş gibi görürüz. Sıcak hava yükselirken, ondan daha soğuk havaya yer açılır. Soğuk hava molekülleri de burada ısınıp tekrar yukarı doğru geçer. Sıcak havanın yükselmesi ya da soğuk havanın inmesi taşınım (konveksiyon) ile ısı transferi olayıdır.

Isının taşınım yolu ile iletimi, aslında havanın yerdeğiştirmesi olayıdır. Isı enerjisi yüksek taneciklerin düşük taneciklerle yer değiştirmesi şeklinde gerçekleşir. Bu olayın sebebi, sıcaklığı artan madde moleküllerinin hacminin genişlemesi ve bunun sonucunda da

yoğunluklarının (özkütlelerinin) azalmasıdır. Isınan havanın yükselmesi, soğuyan havanın düşmesi prensibi vardır. Bu devridaim eder, yani sürekli olur. Isı alan maddenin, taneciklerinin arasındaki boşluk ve dolayısıyla maddenin hacmi artar. Isı kaynağına yakın olan bölgede gazın özkütlesi, uzak olan bölgeye oranla azalır. Özkütlesi azalan hava yükselirken, daha soğuk ve özkütlesi büyük olan hava aşağı doğru iner. Isı kaynağı enerji verdiği sürece bu olay devam eder, ortamdaki sıcak ve soğuk hava sürekli yer değiştirir. Bu şekilde termal enerji, sıcaklığı yüksek olan bölgeden düşük olan bölgeye doğru aktarılmış olunur.

Taşınım ile ısı transferini bir başka olayda inceleyelim. 2 cam şişe alalım. Cam şişelerden birine renkli gıda boyası koyalım. Sonra bu şişeye sıcak su dolduralım. Diğer cam şişeyi de sadece soğuk su ile dolduralım. İçinde sıcak su bulunan cam şişenin ağzını yağlı kâğıt ile kapatalım. Sıcak su ile dolu cam şişenin ağzını, soğuk su ile dolu cam şişenin ağzına tam oturacak şekilde üste yerleştirelim. Şişeler arasındaki yağlı kâğıdı yavaşça çekelim. Yoğunluğu daha fazla olan soğuk su alt şişede, yoğunluğu daha az olan sıcak su ise üst şişede kalacaktır, yani konveksiyon olmayacaktır.

Cam şişelerden birine tekrar renkli gıda boyası koyalım. İçinde renkli gıda boyası olan cam şişeyi yine sıcak su ile dolduralım. Diğer boş bir cam şişeye yine soğuk su koyalım. İçinde soğuk su bulunan cam şişenin ağzını yağlı kâğıt ile kapatalım. Soğuk su ile dolu cam şişenin ağzını, sıcak su ile dolu cam şişenin ağzına tam oturacak şekilde üste yerleştirelim. Şişeler arasındaki yağlı kâğıdı yavaşça çekelim. Yoğunluğu daha az olan sıcak su, içinde soğuk su bulunan üst şişeye doğru yükselir, soğuk su ise alt şişeye doğru hareket eder. Isının konveksiyon ile yayılımı, suya eklenen gıda boyası sayesinde gözlemlenir. Bu durumlar, Şekil 2.10'da gösterilmiştir.



Şekil 2.10. Sıvılarda konveksiyon ile ısı transferi

Soğuk su ile dolu cam şişeyi sıcak su ile dolu cam şişenin üzerine koyduğumuzda, konveksiyon sırasında sıcak su, soğuk sudan daha az yoğun olduğu için soğuk suyun üzerine üst şişeye doğru çıkmaya çalışır. Soğuk su da alttaki sıcak suya doğru hareket eder. Bu esnada sıcak sudan soğuk suya ısı aktarımı olur. Isı yayılımı bitene kadar, alttan yükselen sıcak suyun yerini üst şişedeki soğuk su alır. Isının kabın içinde konveksiyonla yayılımının bitmesi, her 2 şişedeki suların sıcaklıklarının aynı olması demektir. Sıcak su ile dolu cam şişeyi soğuk su ile dolu cam şişenin üzerine koyduğumuzda, yoğunluğu daha fazla olan soğuk su alt şişede, yoğunluğu daha az olan sıcak su ise üst şişede kalmaya devam eder, konveksiyon ile ısı yayılımı olmaz [31]. Sıvılarda ve gazlarda ısıyı aktarmanın en verimli yolu genellikle konveksiyondur. Sıvı ve gazlar ısıtıldığında genleşir, hacimleri artar, yoğunlukları azalır. Bir madde ısıtıldığında yapısındaki atom ve moleküller daha hızlı hareket etmeye başlar. Hızlı hareket etmeye başlayan atom ve moleküller ise daha sık çarpışır. Bu durum atom ve moleküllerin birbirlerinden daha da uzaklaşmasına yani malzemenin genleşmesine sebep olur. Bu yüzden ısıtılan sıvıların ve gazların genellikle hacmi artar ve yoğunluğu azalır. Sıcak suyun yoğunluğu daha az, soğuk suyun yoğunluğu ise daha fazladır.

Katılardaki ısı transferi her zaman iletim yoluyla olurken, taşınım ile ısı transferi için akışkan hareketi gereklidir. Akışkan bir ortam var ancak akışkan hareket etmiyorsa burada iletimle ısı transferi söz konusudur.

Akışkan hareketi ısı transferini artırır, çünkü bu hareketler sıcak ve soğuk akışkan kütlelerini temasa geçirerek daha fazla yönden ısı aktarılmasını sağlar. Akışkan hızı ne kadar fazlaysa ısı transferi de o kadar fazladır. Akışkan içerisindeki ısı transferi en çok taşınımla olur.

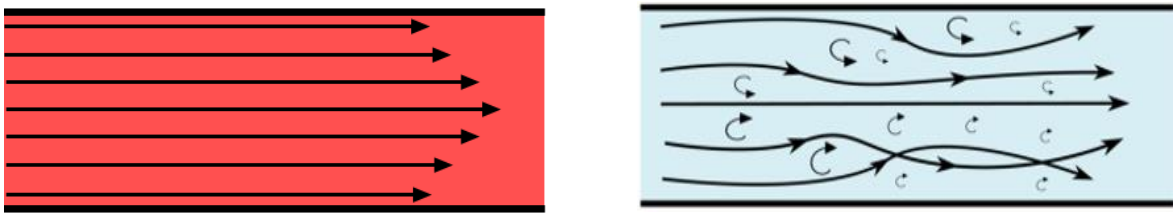
Taşınımla ısı transferi, zorlanmış ve doğal taşınım olarak 2 biçimde gerçekleşebilir. Yukarıda verilen taşınım ile ısı transferi örneklerinin hepsi doğal taşınım ile ısı transferidir. Doğal taşınım ile ısı transferinde, akışkan hareketi için bir dış etki yoktur. Zorlanmış taşınım ile ısı transferinde, akışkan hareketi bir dış etki (harici bir kuvvet) ile sağlanır. Şekil 2.11’de doğal taşınım (a) ve zorlanmış taşınım (b), kaynamış yumurtanın doğal hava ortamında ve fan etkisiyle soğutulması örneği ile gösterilmiştir.



(a) (b)

Şekil 2.11. Doğal ve zorlanmış taşınım

Taşınım ile ısı transferi, akışkanın; hızına, viskositesine (akışkanlığa karşı direnç), termal iletkenliğine, yoğunluğuna, özgül ısısına göre değişebildiği gibi, akışkan ortamın, geometrik özelliklerine, alanına, pürüzlülüğüne ve akış tipine (laminer, türbülans) göre de değişir. Laminer akışkan, akışkan katmanları düzgün ve pürüzsüz şeklinde olan düzenli akışkan hareketidir. Damarlardan kanın akışı laminer bir akış olarak düşünülebilir. Türbülanslı akış, özellikle akışkan hızı arttıkça ortaya çıkabilen akışkanın düzensiz, çapraz, zikzaklar halinde hareket ettiği, sürekli hız ve basınç değişimleri olabilen akıştır. Gazların viskoziteleri düşük olduğu için, düşük hızlarda bile türbülanslı akışa meyillidirler. Şekil 2.12.a)'da laminer ve Şekil 2.12.b)'de türbülans akış hareketi gösterilmiştir.



a) (b)

Şekil 2.12. Laminer ve türbülanslı akış

Taşınım ile ısı transferi bu kadar çok parametreye bağlı iken, Newton'un Soğuma Yasası ile basit bir hale dönüştürülerek taşınım ile ısı transferi hesaplanabilinmektedir.

Eş. 2.6'daki Newton'un Soğuma Yasasına göre, sıcaklığın zamana göre değişim hızı nesnenin sıcaklığı ile çevre sıcaklığı arasındaki fark ile orantılıdır. Eğer bir nesne, çevre sıcaklığından çok sıcaksa, sıcaklığın değişim hızı büyük olur. Yani sıcaklığı hızlı bir şekilde düşer. Eğer bir nesnenin sıcaklığı çevre sıcaklığından çok düşükse, sıcaklığı hızlı bir şekilde

artar. Nesne sıcaklığı çevre sıcaklığından daha yüksekse, o zaman nesnenin daha soğuk olan çevre nedeniyle soğuması gerekir, yani nesne sıcaklığı zamanla azalır. Sıcaklığın düşmesi de negatif anlık değişim olduğunu gösterir. –k ifadesi bu nedenledir. Nesnenin soğumaya başladığı anlamını verir. Tam tersi durumda yani nesnenin sıcaklığı çevre sıcaklığından daha düşük olduğunda değişim hızı pozitif olur. Nesnenin sıcaklığı zamanla artar. k terimi nesnenin özgül ısısına, temas ettiği yüzey alanına vs. bağlıdır.

$$\frac{dT}{dt} = -k \cdot (T_{nesne} - T_{çevre}) \tag{2.6}$$

Newton'un Soğuma Yasasına göre taşınım ile ısı transferi Eş. 2.7'deki gibi hesaplanabilir.

$$Q_{taşınım} = h \cdot A \cdot (T_{yüzey} - T_{akışkan}) \tag{2.7}$$

Eş. 2.7'de, h taşınım ısı transfer katsayısını, A ısı transfer alanını, $T_{yüzey}$ yüzey sıcaklığını, $T_{akışkan}$ akışkanın sıcaklığını ifade eder.

2.1.3. Işıma (Radyasyon) yoluyla ısı transferi

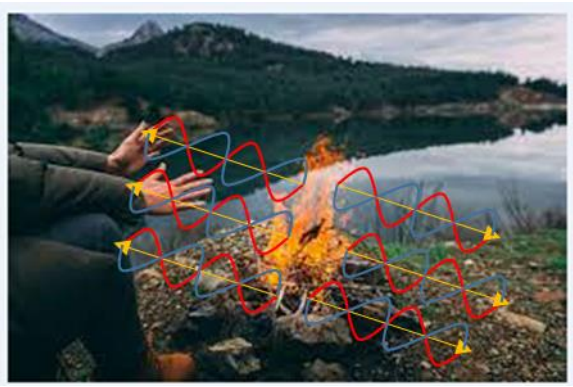
Isı enerjisinin elektromanyatik dalgalar halinde yayılması olayı ışımadır. Nesnelerdeki, atom ve moleküllerin elektronik düzenlerindeki değişmelerin sonucunda nesneden elektromanyetik dalgalar (veya fotonlar) şeklinde yayılan enerji olarak da tarif edilebilir.

Isının iletim ve konveksiyon yoluyla aktarılması için maddesel bir ortama ihtiyaç varken, ısının ışıma yolu ile yayılması için maddesel ortama (hava, su gibi) ihtiyaç yoktur. Örneğin milyonlarca kilometre uzakta olan Güneş'ten Dünya'ya ısı transferi radyasyon şeklinde olur. Önceki bölümlerde, iletim ve konveksiyonda ısı transferinin gerçekleşmesi için, 2 nesnenin temas etmesi ya da ortamda herhangi bir akışkanın olması gerektiğini ifade etmiştik. Dünya ile güneş arasındaki uzay boşluğunda herhangi bir nesne bulunmaz, bu nedenle güneş ve dünya arasında iletim ve konveksiyon yoluyla bir ısı transferi gerçekleşmeden, güneş dünyayı ışıma yolu ile ısıtmaktadır. Ayrıca, maddesel ortamlarda da ışıma olabilir. Yani, ışımanın olmadığı hiçbir ortam yoktur.

Moleküllerin titreşimi nedeniyle mutlak sıfırdan (0 ^{o}K = -273 ^{o}C) daha sıcak bütün nesneler, çevrelerine elektromanyetik dalga yayarlar. Yani nesneler, sıcaklıklarına göre ışıma yaparak çevresine ısı yayarlar. Nesnenin sıcaklığı ne kadar fazla olursa, yaydığı ışınım miktarı da o kadar fazla olur. Işıma ile ısı transferi, en hızlı (ışık hızında=$3 \cdot 10^{8}$ m/sn) ısı transferidir.

Işıma (termal radyasyon), ivme kazanan yüklü parçacıkların elektromanyetik ışınım yayılımı ile ilgilidir. Yüklü parçacıklar, birbirine sürekli çarparak ivmelenip hareketlenecektir. İvme, hızdaki değişikliktir. Moleküller birbirine çarpınca hızları değişir, artar. Bu değişiklik, büyüklük olarak olabileceği gibi yön olarak da olabilir. Yüklü parçacıkların ivmesi, elektromanyetik ışıma gerçekleştirir. Moleküller, atomlardan, atomlarsa yüklü parçacıklardan (elektron ve proton) oluşur. Bunlar (elektron, proton) daha fazla hızlandıkça daha fazla ışıma olacaktır.

Alev, ateşten yayılan ışık gibi olsa da aslında elektromanyetik ışınımdır. Belirli bir sıcaklıkta olan herşey elektromanyetik ışıma gerçekleştirir. Eğer ateşin altına yeterince yakından bakarsak, ateşin aslında en altta mavi gibi olduğunu görürüz. Çünkü mavi ışık daha yüksek bir enerjiye sahiptir. Moleküller hızla yükselirken maviden beyaza, beyazdan sarıya, kırmızıya, turuncuya, tekrar kırmızıya dönüşür.
Şekil 2.13'de görüldüğü gibi, ateşle aramızda soğuk hava bile olsa ısıyı hissederiz. Vücudumuz gitgide ısınmaya başlar. Çünkü elektromanyetik ışıma sayesinde hava ile temas eden parçacıklar vücudumuza kadar gelir ve derimizin üzerine enerji transfer eder, biz de gerçekten ısındığımızı hissederiz.



Şekil 2.13. Alevden yayılan ışıma

Nesneler ışıma yoluyla ısıyı yaydıkları gibi, aynı zamanda kendi üzerlerine düşen ısıyı da soğururlar. Bir nesnenin soğurduğu ısı, yaydığı ısıdan fazlaysa sıcaklığı artar.

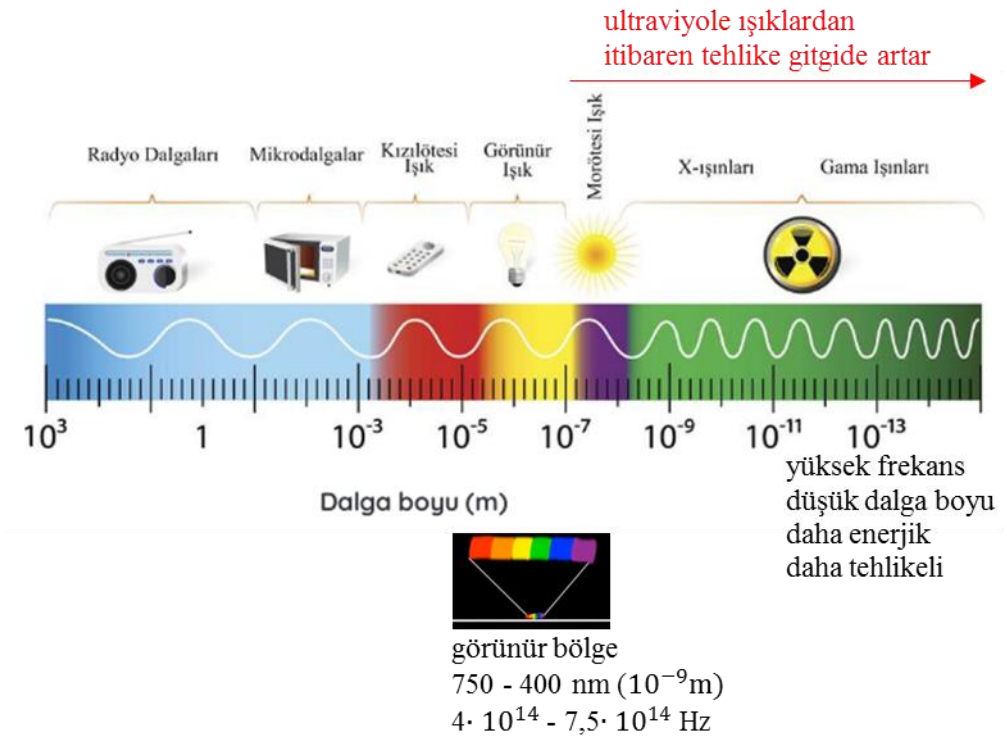
Radyasyonla ısı transferi, aynı zamanda nesnenin rengine de bağlıdır. Şekil 2.14'de sıcak bir yaz gününde, bir otoparktaki siyah asfalt ve hemen yanındaki kırmızı-sarı parke taşlar gösterilmeye çalışılmıştır. Asfalt, parke taşlarından daha sıcaktır, çünkü siyah, diğer renklerden daha iyi radyasyonu emer. Koyu renkli nesneler, parlak nesnelere nazaran daha fazla ışıma yapar. Siyah ve mat renkli nesneler, beyaz ve parlak olanlara göre ışınımı daha iyi yayar ve soğururlar.



Şekil 2.14. Renklere göre ışıma örneği

Elektromanyetik dalgaların yayılması için ortama ihtiyaç yoktur. Farklı dalga boylarındaki elektromanyetik dalgalar için farklı isimler kullanılır. Bunlar; radyo dalgaları, mikrodalgalar, kızılötesi radyasyon, görünür ışık, ultraviyole ışık (mor ötesi) X-ışınları ve gama ışınları olarak isimlendirilir. Şekil 2.15'de elektromanyetik spektrum (tüm elektromanyetik dalgaları içeren ölçek) gösterilmiştir.

Elektromanyetik spektrumda dalga boylarına (λ) (frekanslarına (f), $c = f \cdot \lambda$) göre yer alan tüm elektromanyetik dalgalar neredeyse hayatımızın her alanına girmiş olup, birbirinden farklı alanlarda (cep telefonları, uzaktan kumanda cihazları, röntgen cihazları, nükleer reaksiyon) ışıma özellikleriyle kullanılmaktadır. Örneğin mikrodalga ışıma, mikrodalga fırınlarda kullanılır.



Şekil 2.15. Elektromanyetik spektrum

Elektromanyetik spektrum, aynı zamanda elektromanyetik dalgaların enerjisini de göstermektedir. Eş. 2.8'den (Planck Denklemi) elektromanyetik dalgaların enerjileri hesaplanabilmektedir.

$$E = h \cdot f = h \cdot \frac{c}{\lambda} \tag{2.8}$$

Eş. 2.8'de E elektromanyetik dalganın enerjisini, h Planck sabitini, f frekansı, c ışık hızını, λ dalga boyunu göstermektedir. Eş. 2.8'e göre, elektromanyetik dalganın frekansı artarsa (dalga boyu küçülürse) enerjisi de artar. Yüksek frekanslı, yani yüksek enerjili elektromanyetik dalgalar nesnelerin daha derinlerine işleyebilir.

Eş. 2.9'daki Stefan Boltzman Kanunu (ışıma miktarı nesne mutlak sıcaklığının 4. kuvvetiyle orantılı) ile bir nesnenin yaptığı ışıma miktarı hesaplanabilir.

$$Q_{\text{ışıma}} = A \cdot \varepsilon \cdot \sigma \cdot T^4 \tag{2.9}$$

Eş. 2.9'da A belli bir T sıcaklığı olan ve ışıma yapan nesnenin yüzey alanını, ε nesnenin rengine bağlı bir katsayıyı (siyah nesnelerde 1, açık renkli nesnelerde daha düşük, $0 \leq \varepsilon \leq 1$), σ Stefan Boltzman sabitini ($5.6703 \cdot 10^{-8}$), T mutlak sıcaklığı (^{o}K) göstermektedir.

2.2. Biyoısı Transferi

İnsan vücudu, dış çevreyle sürekli bir ısı alışverişinde olduğu gibi, vücudun kendi içerisindeki organ, dokular ve kan da sürekli birbiriyle ısı alışverişi içerisindedir. Yani, insan vücudu aslında termodinamik bir sistemdir. Isı transferi olayı canlı dokularda biyoısı transferi olarak adlandırılır. Biyoısı transferi, ısı transferinden çok daha karmaşıktır. Çünkü biyoısı transferine etki eden çok fazla parametre vardır. Canlı dokularda ısı transferinde, kan perfüzyonu, vücudun kendisinin ürettiği metabolik ısı, dokularda kondüksiyon, kanla konveksiyon, damarsal yapı, metabolizma, fizyolojik yapı, komşu dokular, çevre şartları gibi birçok parametrenin etkisi vardır.

Isı transferindeki iletimle ısı transferi, biyoısı transferi olarak dokularda iletimle ısı transferi, ısı transferindeki taşınımla ısı transferi biyoısı transferi olarak kanla taşınım ısı transferi olarak ele alınır. Vücudun besin ve oksijenle ürettiği metabolik ısı, organlar, dokular, kemikler, damarlar vs. arasında ve ayrıca cilt yüzeyine doğru iletim yoluyla transfer edilirken, kan dolaşımı yoluyla da taşınımla, vücut içerisinde ve cilt yüzeyine transfer edilir. Cilt yüzeyinden de iletim, taşınım, ışıma ve çok az da buharlaşma (terleme ve solunum) yollarıyla vücuttan çevreye, çevreden vücuda ısı transferi olur. Yani vücut içerisindeki dokulardan başlayan ısı transferi (biyoısı transferi), cilt yüzeyine, cilt yüzeyinden çevre ortama (tersi yol da olur) ısı transferi olarak devam eder. Hem vücut hem de çevre-vücut ısı dengesiyle, ısı homeostasi sağlanır ve ısıl konfor elde edilebilir. [32]' deki çalışmada vücuttan çevre ortama ısı kaybının büyük çoğunluğunun (%90) cilt yüzeyinden gerçekleştiği belirtilmiştir.

Vücut organ ve dokularında tek tip bir sıcaklık yoktur. Vücut organ, doku sıcaklık alanlarının homojen olmaması nedeniyle, kan ile organlar, dokular arasında taşınımla ve doku, organların birbiri arasında iletimle ısı transferi gerçekleşir. Sağlıklı bir durumda, biyoısı transferiyle, termoregülasyon gibi, vücut içi sıcaklık homeostasi lokalde, dokuda da hep sağlanmaya çalışılır. [33]' de doku sıcaklıklarının, vücut içinde optimum kimyasal reaksiyonların oluşabilmesi için güvenli seviyelerde tutulduğu bildirilmiştir. Yani vücut termoregülasyonu gibi, vücut içi doku termoregülasyonu da vardır diyebiliriz.

2.2.1. Vücutta ısı üretimi

Vücudun ısı üretiminin temel kaynağı, yaşamı devam ettiren iç metabolik faaliyetlerdir. Tüm hücrelerde meydana gelen kimyasal reaksiyonlar yani metabolik faaliyetler vücutta ısı üretimine neden olur. Katabolik (moleküllerin parçalanması) bir süreçtir. Bu süreçte ortaya çıkan enerji, ısının bir formudur.

Bazal metabolizma (tam dinlenme durumunda sadece yaşamsal işlevler için enerji harcayan metabolizma) hızı artarsa vücutta ısı üretimi olur. Bazal metabolizma hızını artıran yaş, cinsiyet, yağ ve kas doku durumu, kilo, hastalıklar, açlık, gebelik, tiroit bezinden salgılanan tiroksin hormonu, uyku, diyet, çevre sıcaklığı, genetik yapı, fiziksel faaliyet, beslenme, sinirlenme, coşma gibi hisler, stres, uyarıcı içecekler, kas kasılması gibi birçok faktör vardır. Vücutta üretilen metabolik ısı ile dış çevre ortam ısısı ya da vücutta kaybolan ısı arasındaki denge vücut ısı dengesidir (ısı homeostasisi). Yaşamsal faaliyetler için bu denge gereklidir. Bu dengenin sağlanması ısı transferi ile olur.

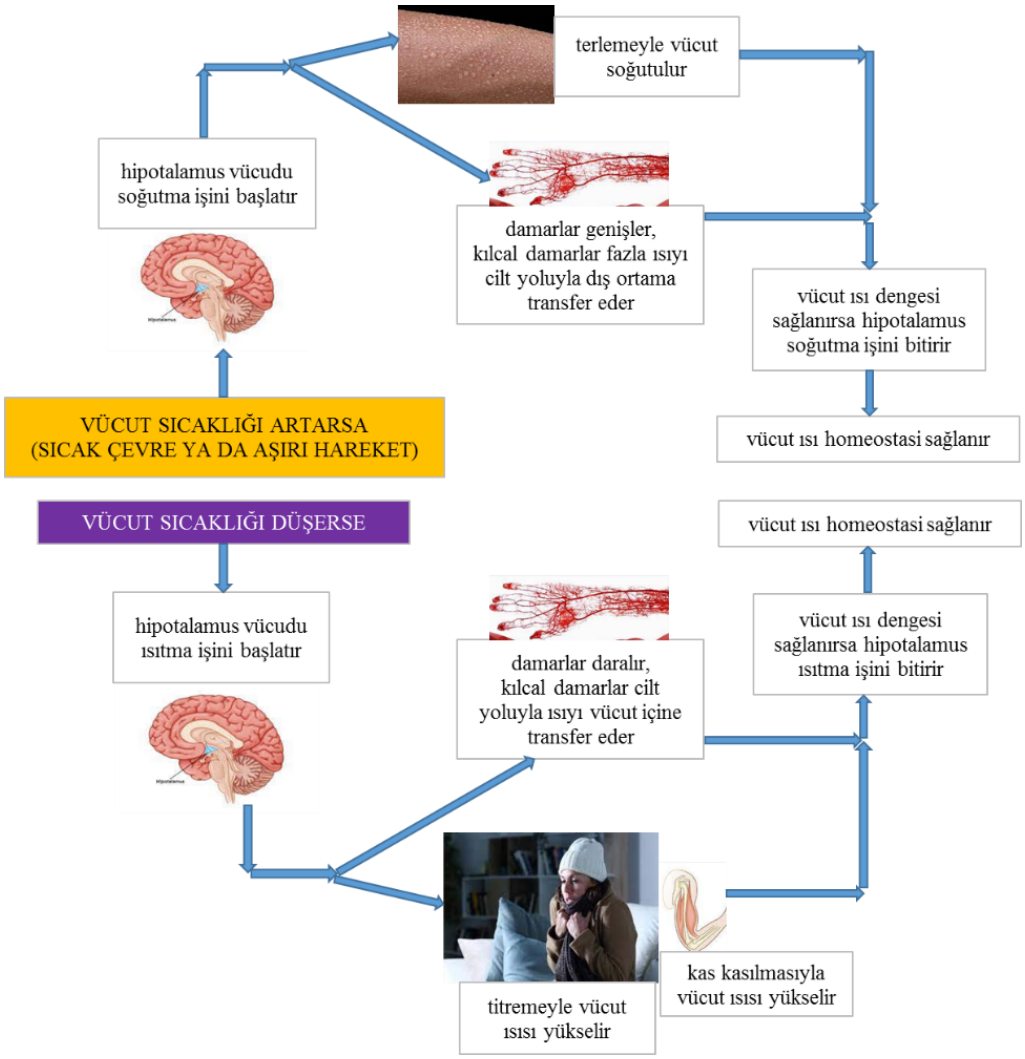
2.2.2. Vücut sıcaklığının dengelenmesi

Termoregülasyon; terleme, titreme, vazodilatasyon (damar genişlemesi), vazokonstriksiyon (damar kasılması) gibi mekanizmalar ile, vücut dışındaki çevre ortamda meydana gelen sıcaklık değişimlerine karşı vücudun verdiği tepkilerdir. Bu tepkilerden titreme ve vazokonstriksiyon vücudu soğuğa karşı, terleme ve vazodilatasyon vücudu sıcağa karşı korur.

Vücudun termostat görevi, beynin hipotalamus bölgesi tarafından yerine getirilir. Yani hipotalamustaki beyin hücreleri, sinirleri uyararak vücut sıcaklığını kontrol eder. Isının dokulara dağıtılması ve oluşan ısının transferi işini sinir sistemi kontrol eder. Vücutta oluşan ısı, vücuttan cilt yüzeyiyle doğrudan nesnelere temas ederek iletim yoluyla ve dış çevre ortamdaki nesnelere ışıma yoluyla transfer edilir. İnsan vücut sıcaklığı düştüğünde, hipotalamus otonom sinirleri uyarır, vazokonstriksiyon ile kan akışı yavaşlar, kılcal damarlarda büzülmeler başlar, cilt yüzeyine doğru ısı transferi azaltılır, çizgili kaslara gönderilen sinyallerle de titremeyle ısı oluşturulur.

Tam tersi durumda, dış çevre sıcaklığının artması dolayısıyla vücut sıcaklığının da artması nedeniyle, hipotalamus beyin hücreleri aracılığıyla sinir sistemini uyarır, vazodilatasyon ile kan akışı hızlanır, kılcal damarlar genişler, cilt yüzeyine ısı transferi artırılır, cilt yüzeyinden de dış çevre ortama ısı transferi olur [34]. Ayrıca, terleme yoluyla da vücut soğutulur.

Şekil 2.16' da vücut ısısının dengelenmesi mekanizmaları gösterilmiştir. Bu mekanizmalar, vücudun dışındaki çevre ortamda hangi sıcaklık olursa olsun, vücudun iç sıcaklığını (dokuların sıcaklığını) vücut içinde bir hastalık yoksa, hep sabit ve dengede tutar. Vücut sıcaklığının dengede tutulmasında elbette derinin (cilt) de çok önemli işlevleri vardır. Isıyı vücut içinde tutmak ya da dağıtmak gibi işlevlerinin yanında, üzerindeki reseptörler yardımıyla da sıcak ya da soğuk bilgisini hipotalamusa iletir.



Şekil 2.16. Vücut ısısının dengelenmesi

2.2.3. Buharlaşma yoluyla ısı transferi

İnsan vücudunun cilt yüzeyi, dış çevre ortamdaki herhangi bir nesneye temas ederse çevreyle iletim yoluyla ısı transferi gerçekleşir. Cilt yüzeyindeki ısının doğal hava moleküllerine verilmesi, hava ile temas halindeki cilt yüzeyindeki bu havanın uzaklaşıp yerine yeni havanın gelmesi taşınım yoluyla ısı transferidir. Nesnelerin sıcaklıklarına bağlı olarak yaydıkları elektromanyetik dalga dolayısıyla vücutla yaptığı ısı transferi de ışıma yoluyla ısı transferidir. Bu ısı transferlerinde (iletim, taşınım, ışıma), ısı yüksek sıcaklıktan düşük sıcaklığa doğru transfer edilir.

Buharlaşma yoluyla ısı transferi, termodinamiğin de temel kanunu olan bu kuralın aksine olur. Buharlaşmayla ısı transferi, vücuttan daha sıcak olan tarafa doğru olur.

Buharlaşmayla ısı transferi, solunum ve terleme olarak ortaya çıkar. Solunum yoluyla vücut içerisine çevre ortamdan ısı girişi olabildiği gibi, vücut içerisindeki ısı da solunum yoluyla çevre ortama verilebilir. [35]' deki çalışmada vücuttan çevreye transfer edilen ısının %10'unun solunum sistemi yoluyla olduğu iddia edilmiştir. [35]'deki çalışmada, solunum yoluyla ısı transferinde çevresel şartların, sıcaklığın, nemin ve mevsimsel değişikliklerin etkisi duyulur ısı (nem sabit ortam sıcaklığı farklı) ve gizli ısı (ortam sıcaklığı aynı nem oranı farklı, yani faz geçişi var) kayıpları şeklinde ayrı ayrı belirlenmiştir. Soluk alma ve verme sırasında ısı ve nem transferi olur.

Vücut ısısı arttığında terleme yoluyla da vücut ısısının düşmesi sağlanır. Sinirler aracılığıyla ter bezleri çalışmaya başlar. Vücudun iç kısmından cilt yüzeyine doğru cillte ter haline gelen sıvı iletimi olur. Dış çevre ortamda terin buharlaşmasıyla da ısı, dış çevreye transfer edilerek, vücut soğutulur. Ter bezleri, (ekrin, apokrin ve apoekrin) ısının vücuttan daha sıcak olan ortama atılmasını sağlar. [36]' da terlemenin başlıca sempatik sinir sistemi aracılığıyla kontrol edildiği bildirilmiş, terleme mekanizmaları ayrıntılarıyla verilmiştir.

2.2.4. Vücut içinde biyoısı transfer olayları

Doku, içerisinde metabolik faaliyetlerde bulunan hücrelerin olduğu canlı bir varlıktır. Vücudumuzun içinde metabolik faaliyetlerle üretilen ısı, soğuk ortamda bile bizi sıcak tutar. Dahili olarak vücutta üretilen bu ısı aynı zamanda doku içinden doku dışına doğru iletilir. Dışardan dokuya harici bir kaynak ile, örneğin bir bobin ile bir ısı da versek, dokuyu ısıtmaya çalışsak (ısıyla habis tümör tedavisindeki gibi), bu ısı da her durumda doku yoluyla iletilecektir. Ancak dokular zayıf iletkenlerdir. Bu nedenle vücut içerisinde biyoısı transferinin temel kaynağı kan yoluyla, kan taşınımı aracılığıyla olur. Vücut içerisinde üretilen ısı, özellikle kan taşınımı yoluyla vücudun diğer bölgelerine transfer edilir.

Vücut içerisindeki dokuların kendi içerisinde ve birbirleri arasında iletim yoluyla biyoısı transferi olurken, kan yoluyla da tüm dokulara, dokulardan kana taşınım yoluyla biyoısı transferi gerçekleşir. Dokunun kendi içindeki biyoısı transferiyle, ısının zamanla doku boyunca eşit dağılması sağlanır. Örneğin dokunun bir bölgesinde bir kanserli tümör varsa, sadece tümörlü bölge değil tüm doku boyunca sıcaklık, sağlıklı durumdan daha yüksek ve zamanla eşit dağılır. Bu biyoısı transferi dokuda iletimle olur. Dokunun kendi içinde ve dokular arasında termal biyoısı transferi iletim yoluyla olurken, dokulardan kana biyoısı transferi, kan taşınımıyla olur.

Vücutta ya da dokuda oluşan ısı, cilt yüzeyine doğru yağ, doku, kemik vs. ile iletimle, kan damarları yoluyla da taşınımla transfer edilir.

2.2.5. Kan perfüzyonu

Organizmanın temel yapısı hücrelerdir. Hücreler dokuları, dokular organları, organlar sistemleri, sistemler de organizmayı, canlıyı oluşturur. Yani temelde canlılık, hücrelerle başlar. Hücrelerin canlı kalması için de besin ve oksijene ihtiyacı vardır. Besin ve oksijeni hücrelere taşıyan dolaşım sistemidir. Dolaşım sisteminin merkezi kalp, yolu damarlar, getir götürcüsü de kandır. Dışardan aldığımız besin ve oksijen, dolaşım sistemi ve onun da temeli olan kan ve damarlar ile hücre ve dokulara iletilir. İşte, Fransızca ‘perfuse’ kelimesinden gelen perfüzyon, hücre, doku, organların beslenmesi anlamındadır. Perfüzyon, dolaşım sistemini çağrıştırır.

Kan ve damarlar sayesinde, besin ve oksijen taşınımı gibi, ısı homeostasi de hücre, doku, organ ve organizmanın tamamında sağlanır. Kan-doku ısı alışverişi de perfüzyon olarak düşünülebilir. Biyoısı transferinde kan perfüzyonu terimi, doku içinden akan kanın, o dokunun birim hacmine transfer ettiği ısıyı göstermektedir.

Kan akışı, kan-doku dinamiği ile ilgili tüm bilgileri, yüksek frekanslı ses dalgalarını kullanan doppler ultrasonografi cihazıyla ve özellikle beyindeki kan akışı, kan-doku dinamiği ile ilgili bilgileri de perfüzyon mr (manyetik rezonans) cihazıyla tespit edebilmek mümkündür.

2.2.6. Kan akımı ve kan perfüzyonu farkı

Kan akımı ile kan perfüzyonu kavramları aynı kavramlar gibi düşünülse de aslında birbirinden farklıdırlar.

Kan akımı, insan vücudunda 1 dakikada kaç litre kan aktığını ifade eder. Daha genel olarak, dolaşım sisteminin herhangi bir yerinden belli bir sürede geçen kan hacmidir. Eş. 2.10 ile kan akımının nasıl hesaplandığı ve neyi ifade ettiği birimsel olarak gösterilmiştir.

$$\text{kan akımı} = \text{atım hacmi} \cdot \text{nabız} = \frac{\text{hacim}}{\text{atış}} \cdot \frac{\text{atış}}{\text{dakika}} = \frac{\text{hacim}}{\text{dakika}} = \frac{\text{hacim}}{\text{zaman}} \qquad (2.10)$$

Eş. 2.10’ da, nabız, kalp atım hızıdır. Atım hacmi de, her kalp atışında ne kadar kan pompalandığıdır. 70 kg (kilogram)’lık bir insan için her kalp atışında yaklaşık 70 ml (mililitre) kan akışı olur. Dakikadaki kalp atışının (nabız) da 70 olduğunu varsayarsak, normal sağlıklı bir insan için kan akımı dakikada yaklaşık 5 litredir (70·70).

Kan akımı aynı zamanda kan basıncı ve damar direnciyle de ilgilidir. Eş. 2.11, kan akımının basınç ve direnç ile ilişkisini göstermektedir.

$$\text{kan akımı} = \frac{\text{kan basıncı değişimi}}{\text{damar direnci}} \qquad (2.11)$$

Damar direnci de Eş. 2.12' de verilen Poiseville denklemi ile hesaplanır. Damar direnci, r damar yarıçapına, L damar uzunluğuna, η kanın viskositezine (akmazlık) bağlıdır. Görüldüğü gibi damar direnci, damar yarıçapının 4.kuvvetiyle ters orantılıdır.

$$R = \frac{8 \cdot L \cdot \eta}{\pi \cdot r^4} \tag{2.12}$$

Perfüzyonda ise, kan akımından farklı olarak doku miktarı önemlidir. Kan perfüzyonu Eş. 2.13 ile hesaplanır.

$$\text{kan perfüzyonu} = \frac{\frac{\text{Hacim}}{\text{Zaman}}}{\text{doku miktarı}} = \frac{\text{kan akımı}}{\text{doku miktarı}} \tag{2.13}$$

Doku miktarı, dokunun hacmi veya ağırlığıdır. Kan perfüzyonu, genellikle 100 gram dokuya düşen kan akımı cinsinden hesaplanır. Daha fazla kan akımı, dokunun daha çok perfüze olduğu ya da beslendiği anlamına gelmez. Dokunun hacmi ya da ağırlığı da önemlidir. Doku miktarına göre kan akımı, o dokunun perfüzyonunu, ne kadar beslendiğini gösterir.

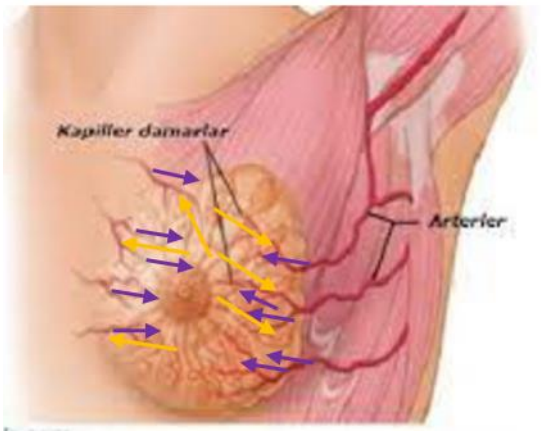
Örnek olarak, karaciğer, böbrek ve kemikleri kan akımı ve kan perfüzyonu yönünden karşılaştıralım. En yüksek kan akımı olan organlardan biri karaciğerdir. Böbreklerdeki kan akımı karaciğerden daha düşüktür. Kemiklerde de neredeyse hiç kan akımı olmaz. Ancak kan perfüzyonu açısından dengeler değişir. Bu 3'ü arasından aynı doku miktarlarında, böbrekler hepsinden daha çok perfüze olur. Karaciğer, böbreklerden biraz daha az perfüze olur. Kemikler ise yine çok iyi beslenmeyeceklerdir.

kan akımı ⟶ karaciğer > böbrekler > kemikler

kan perfüzyonu ⟶ böbrekler > karaciğer > kemikler

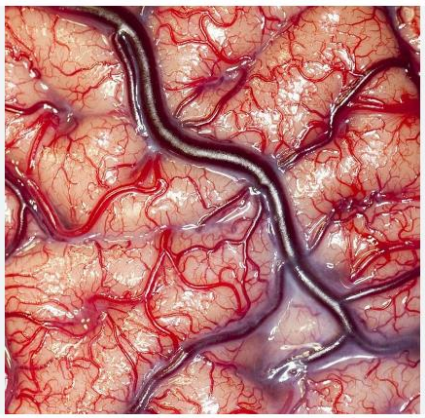
2.2.7. Kan konveksiyonu yoluyla vücutta biyoısı transferi

Kan damarları, dokulardan aldığı ısıyı, vücudun her yerine taşınımla transfer eder. Şekil 2.17'de örnek olarak bir meme dokusundaki kan damarları ve biyoısı transferi gösterilmiştir. Damarlar yoluyla biyoısı transferi gerçekleşmektedir.



Şekil 2.17. Kan taşınımı yoluyla biyoısı transferi

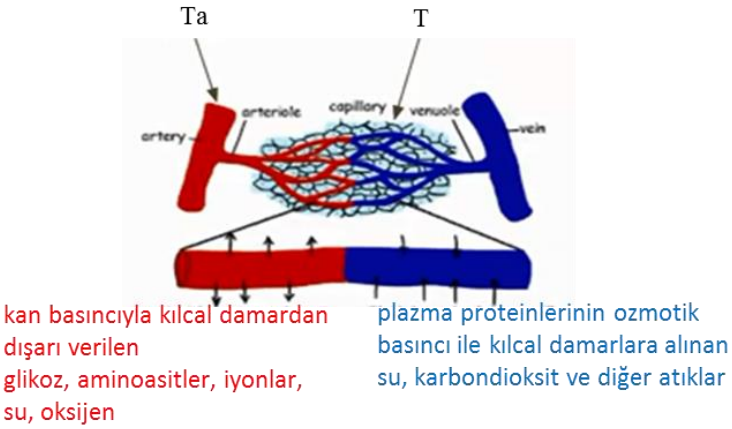
Resim 2.1'de insan beyni damar yapısının gerçek bir fotoğrafı gösterilmiştir [37]. Oksijen taşıyan atardamarlar parlak kızıl iken, toplardamarlar koyu renktedir. Resim 2.1'de gri madde de görünmektedir.



Resim 2.1. Gerçek beyin damar yapısı

Şekil 2.18'de genel bir kan damar yapısı gösterilmiştir. Atardamar sıcaklığı T_a, toplardamar sıcaklığı ki bu da doku sıcaklığına eşit kabul edilen T ile gösterilmiştir. Kan ve dokular arasındaki madde alışverişi kılcal damarlar ile yapılır. Kan damarları sadece hücrelerin ihtiyacı olan besin, oksijen taşımakla kalmaz, aynı zamanda vücut içerisinde biyoısı transferi

de sağlar. Bir dokudan aldığı ısıyı, diğer dokulara, vücudun her yerine taşır. Biyoısı transferinde kan 2 yönlü iş yapar (ısı alış-verişi). Yani kan, dokudan ısı alabildiği gibi, dokuya ısı da verebilir. Kan ve damarlar sayesinde, hem doku hem de vücut iç ısı homeostasi sağlanır. Kan, termal düzenlemede çok etkilidir.

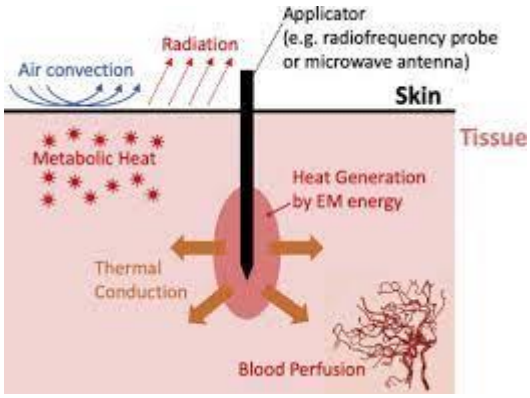


Şekil 2.18. Damar sistemi ve sıcaklık gösterimi

2.2.8. Biyoısı transferinin önemi

Deney yapmak, ekonomik anlamda pahalı bir iş olduğu kadar, tıp etiği ve hatta cezai suç açısından da farklı sıkıntıları olan bir süreçtir. Biyoısı transferi sadece deneysel verilerle değil, matematiksel modellemelerle de derinlemesine anlaşılması gereken bir konudur. Biyoısının matematiksel modellemesi, görüntüsel ya da girişimsel teşhis ve tedavilere yardımcı olabileceği gibi, öncülük de edebilir, hatta daha etkili yeni ısıl teşhis ve tedavi yöntemleri de bulunabilir.

Isıl tedavilerin hepsinin temeli biyoısı transferinin matematiksel modellemesine dayanır. Bir kriyodondurma (habis tümörü yok etmek için dokuyu dondurma) ya da hipertermiya tedavisi (habis tümörü yok etmek için dokuyu ısıtma) anında, doku sıcaklığının, komşu doku sıcaklıklarının anlık olarak ve zamanla nasıl değiştiği, istenen sıcaklığa ulaşıp ulaşmadığı ve önceden de hangi sıcaklık seviyelerine ulaşılabileceğinin bilinmesi gerekir. Bu nedenle biyoısı transferine dayalı matematiksel modellemenin doğru yapılmasıyla, tedavide hem tümörlü doku mümkün olduğu kadar yok edilebilir hem de komşu sağlıklı dokulara zarar verilmesinin önüne geçilebilir.



Şekil 2.19. Dokuda ve deri-çevre arasında biyoısı transferi

Şekil 2.19' da tümörlü doku tedavisi örneğiyle dokulardaki termal iletim ve kan perfüzyonu, cilt dokusundan da çevre ortama biyoısı transfer mekanizmaları gösterilmiştir.

Aynı durum yanık tanısı ve tedavileri için de geçerlidir. Yanığın hangi dokuya, ne kadar mesafe ulaştığı matematiksel olarak da modellenmeli, tedavi esnasında çok dikkat edilmelidir. Algolojide de temeli biyoısı transferine dayalı tedaviler uygulanmaktadır.

Biyoısı transferi, iyonlaştırıcı olmayan radyasyon kaynaklarının, elektromanyetik dalgaların (cep telefonları, mikrodalga, radar sistemleri, baz istasyonları, vericiler, bluetooth vs.) vücut dokularına etkisinde de çok önemlidir [38]. Modellemenin doğru yapılmasıyla radyasyon kaynaklarının dokulara etkileri doğru bir şekilde önceden belirlenebilinir.

Biyoısı transferinin doğru bir matematiksel modellemesi ve sayısal algoritmalar birlikte kullanılarak habis tümörlü doku tahmini de çok yaklaşık yapılabilir. Tümörlü dokunun varlığı tespit edilebildiği gibi, hangi dokuda, organda, hangi konumda ve koordinatlarda olduğu da belirlenebilir. Böylelikle görüntüsel, girişimsel diğer yöntemlere öncülük eder. Biyoısı transfer analiziyle tümörün erken teşhisi yapılabilir. [39]'da tümörün mamografi ile henüz tanınmadığı erken evrelerinde, termal görüntüleme ve biyoısı transfer analizinin kanser tanısı için çok değerli olduğu bildirilmiştir. Biyoısı transferinin matematiksel ve sayısal modellemesi artık tıpta birçok hastalığın tanı ve tedavisinde ve gün geçtikçe artan bir şekilde kullanılmaktadır. Ayrıca, radyasyon kaynaklarının zararlarının öngörülmesinde de gün geçtikçe önemi artmaktadır.

Biyoısı transfer analizi, tanı (meme termografisi, yanıklar, alzheimer vs.) ve tedavide (hipertermiya, kriyocerrahi, algoloji vs.) kullanıldığı gibi, gün geçtikçe artan radyasyon kaynaklarının etki incelemesinde ve tümörlü dokunun varlığının ve konumunun tahmininde de kullanılır.

2.2.9. Biyoısı transferinin temeli

Herhangi bir maddenin sıcaklığını ΔT kadar değiştirmek için alınması ya da verilmesi gereken ısı miktarı Eş. 2.14 ile hesaplanır. Eş. 2.14, vücut dokularında transfer edilen biyoısı için de temel denklemdir.

$$Q = m \cdot C \cdot \Delta T \tag{2.14}$$

Bu denklemde, m kütleyi, C özısıyı ifade eder. Özısı, sıcaklıktaki birim artış başına ısı enerjisindeki artış, yani bir maddenin 1 gramının sıcaklığını 1 ^{o}C artırmak için gerekli ısı miktarıdır ($C = \frac{Q}{m \cdot \Delta T}$).

Pennes'in biyoısı denkleminin temeli de bu Eş. 2.14' tür. Ancak biyolojik süreçlerde ısı transferinde çok fazla etki vardır. Bu etkiler genel olarak, metabolik ısı üretimi, kan perfüzyonu, harici ısı depolama, doku ısı iletimi şeklindedir. Bu yüzden temeli Eş. 2.14 olan Pennes Biyoısı Denklemi ortaya çıkmıştır.

Eş. 2.14'deki C özısısı, Pennes'in biyoısı denkleminde, doku ısı iletimi teriminde dokunun özgül ısı kapasitesini, kan taşınımı teriminde kan damarlarının özgül ısı kapasitesini ifade edecektir.

2.2.10. Pennes'in biyoısı transfer modeli

Biyolojik dokulardaki ısı geçişini tanımlayan biyoısı transferinin matematiksel modellemesi, ilk kez Pennes tarafından yapılmıştır [40]. Pennes, insan dokusundaki biyoısı transferinin matematiksel modelini, kan akışının doku sıcaklığı üzerindeki etkisini göstererek ortaya koymuştur. Pennes, ilk olarak, insan kolundaki ısı transferini tahmin etmek için bir model geliştirmiştir. 1948 yılında, kan perfüzyonunun ve metabolik ısı oluşumunun canlı bir dokudaki ısı transferi üzerindeki etkisini açıklamak için deneysel ve matematiksel bir biyoısı modeli önermiştir. Bu modelde, biyoısı transferi ile doku-termal analizi yapılır, biyoısı dağılımı incelenir, biyoısı transferi tahmin edilir.

Pennes biyoısı denkleminde çok sayıda sınırlayıcı vardır. Bu denklemin doğru şekilde çözümüyle, özellikle tümörlü doku tedavisi anında doku sıcaklıkları doğru şekilde tahmin edilir. Bu çok önemlidir. Ayrıca, EM dalgaların etkileri, yanık teşhis ve tedavileri, ağrı tedavileri vs. için de biyoısı transfer denkleminin doğru çözümü çok önemlidir. Biyoısı denkleminin çözümünde kullanılacak fizyolojik parametreler de çözüme çok etki eder.

Isı üretimi olmadığında, ısı iletimi temel denklemi (difüzyon denklemi) Eş. 2.5 ile ($k\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} = \rho C\frac{\partial T}{\partial t}$) verilmişti. Pennes, bu ısı iletimi temel denklemine, metobolik ısı üretimi ve kan perfüzyonunun etkisini katarak biyoısı transfer denklemini elde etmiştir.

Pennes biyoısı modelinde kan akış yönü ve lokal damarsal yapı göz ardı edilmiştir. Pennes biyoısı transfer modeline göre, ısı transferi kılcallarda olur, kılcal damardan akan kan, çevre doku ile termal dengeye ulaşır. Kan, kılcal yatağa vücut merkez çekirdek sıcaklığıyla girer, doku sıcaklığıyla ayrılır. Kılcalları (kapiller) besleyen atardamarlar ile doku arasındaki ısı transferi ve kılcallardan kanı toplayan toplardamarlar ile doku arasındaki ısı transferi göz önüne alınmamıştır. Kan taşınımı yoluyla biyoısı transferi, doku ile kılcallar arasındadır. Pennes'in biyoısı denklemi Eş. 2.15'deki gibidir.

$$\rho_d C_d \frac{\partial T_d}{\partial t} = k\frac{\partial^2 T_d}{\partial x^2} + w_b C_b \rho_b (T_b - T_d) + Q_m \qquad (2.15)$$

Eş. 2.15'de; ρ_d doku yoğunluğu, C_d doku özgül ısısı, T_d doku sıcaklığı, t zaman, k doku termal iletkenlik katsayısı, x mesafe (doku derinliği), w_b kan perfüzyon oranı, C_b kan özgül ısısı, ρ_b kan özgül ısısı, T_b atardamar kan sıcaklığı, Q_m metabolik ısı üretimidir. $k\frac{\partial^2 T_d}{\partial x^2}$ dokuda iletimle gerçekleşen ısı transferini, $w_b C_b \rho_b (T_b - T_d)$ kan ile doku arasındaki taşınımla gerçekleşen ısı transferini, $\rho_d C_d \frac{\partial T_d}{\partial t}$ dokuda depolanan ısı miktarını göstermektedir.

Eş. 2.15, Eş. 2.16 olarak da karşımıza çıkar.

$$\rho_d C_d \frac{\partial T_d}{\partial t} = k\frac{\partial^2 T_d}{\partial x^2} - w_b C_b \rho_b (T_d - T_b) + Q_m \qquad (2.16)$$

Eş. 2.15 ve Eş. 2.16, birbirinin aynısıdır. Eş. 2.16'daki Pennes denkleminde bazı terimler dokunun ısınmasına (+), bazı terimler de dokunun soğumasına, yani dokudan ısı alınmasına (-) katkıda bulunur. Kan damarları yoluyla taşınım biyoısı transferiyle, dokudan ısı alındığında, Eş. 2.16'da bu terim negatif (-) işaretli ($-w_b C_b \rho_b (T_d - T_b)$) olur. Kandan dokuya ısı perfüzesi durumunda bu terim pozitif (+) işaretli olur ($+w_b C_b \rho_b (T_b - T_d)$). Eş. 2.15 ve Eş. 2.16, kanın dokudan aldığı ya da kaybettiği (dokuya perfüze) ısıyı göstermesi açısından bu şekillerde yazılabilir.

Pennes biyoısı transfer denklemi dengeleme bölgesi, kan perfüzyonu, vasküler yapı ve kan sıcaklığı olmak üzere 4 temel faktörle ilgili basitleştirici varsayımlara dayanmaktadır. Dengeleme bölgesi, kan ve doku arasındaki temel ısı alışverişinin kılcal damar yataklarında, kılcal damarlara kan sağlayan arteriollerde ve kılcal damarlar ile venler (toplardamar) arasında bulunan venlere kan taşıyan venüllerde gerçekleştiğini ifade eder. Bu nedenle kan ve doku arasındaki arteriyol öncesi ve venül sonrası tüm ısı transferi ihmal edilmiştir. Kan perfüzyonu, küçük kılcal damarlardaki kan akışının izotropik (yönden bağımsız) olduğu varsayılır. Yani kan akış yönlülüğünün etkisi ihmal edilmiştir. Vasküler yapı, kılcal damar yataklarının çevresindeki daha büyük kan damarları, doku ile kılcal damarlardaki kan arasındaki enerji alışverişinde hiçbir rol oynamaz. Bu nedenle Pennes modeli yerel vasküler geometriyi dikkate almaz. Kan sıcaklığı, kanın kılcal damar yataklarını besleyen arteriyollere vücut çekirdek sıcaklığında ulaştığı varsayılır. Bu varsayımlara dayanarak Pennes kan etkisini, kan akış hızı ve vücut merkez sıcaklığı ile yerel doku sıcaklığı T_d arasındaki farkla orantılı olan izotropik bir ısı kaynağı veya ısı emicisi olarak modellemiştir. Bu modelde, vücut merkez sıcaklığındaki kan, arteriyollere ve kılcal damarlara giden uzun dallanan arterlerden akarken enerji kaybı veya kazancı yaşamaz [41].

Pennes varsayımlarının (kan akış yönü ve lokal damarsal yapının gözardı edilmesi) bazı eksiklikleri olduğunun düşünülmesi nedeniyle Mitchell-Myers biyoısı modeli [42], Keller-Seiler biyoısı modeli [43], Wulff biyoısı modeli [44], Klinger biyoısı modeli [45], Chen-Holmes biyoısı modeli [46], Weinbaum-Jiji-Lemons biyoısı modeli [47] gibi biyoısı transfer modelleri geliştirilse de hem en basit model olması hem de yapılan çalışmalarda Pennes yaklaşımıyla daha doğru sonuçlar elde edilmesi nedenleriyle Pennes biyoısı modeli popülerliğini sürdürmektedir.

Pennes'in kan akış yönünü göz ardı ettiği modeline karşı, Wulff kan akış yönünün etkisini göstermek için lokal kan kütle akışını modelinde ele almıştır. Wulff'un biyoısı modeli, Pennes modelinin modifiye edilmesiyle 1974 yılında ortaya çıkmış yeni bir modeldir. Wulff' a göre kan, çevrelediği dokuyla ısıl dengededir. Wulff'un modelinde, Pennes modelinden sadece kan akış parametresi açısından farklılık vardır. Pennes modelinde, kan sıcaklığı ile doku sıcaklığı birbirinden farklı kabul edilmişken, Wulff, kan sıcaklığının doku sıcaklığı ile aynı olduğunu varsaymıştır. Pennes modelindeki, ısı transferine etki eden kan akış parametresi içerisinde yer alan, kanla doku arasındaki sıcaklık farkı yerine Wulff modelinde, doku sıcaklığının konuma göre değişimi ve lokal kan akış hızının etkisi göz önüne alınmıştır. Pennes, kan perfüzyonunun ısı kaynağına doğrudan bir etki oluşturduğunu varsayarken, Wulff kan akış hızının doğrudan, kan akış hızına etki eden kan perfüzyonunun dolaylı bir etki oluşturduğunu varsaymıştır [48].

Yine Pennes biyoısı modelinin modifiye edilmesiyle ortaya çıkan Klinger biyoısı süreklilik modeli, Wulff modeline benzemektedir. Bu modelde de kan akış yönü dikkate alınır. Kan akışı tek yönlü değildir. Klinger modelinde, kan akış parametresi içerisinde ortalama kan akış hızı değil, konuma ve zamana bağlı kan akış hız alanı göz önüne alınmıştır. Bu modelde Peclet sayısı (Prandtl sayısı·Reynold sayısı) tanımlanmıştır. Peclet sayısı ısı transferinde, kan akış hızının difüzyon hızına oranıdır (konveksiyon ısı akısı/iletim ısı akısı). Peclet sayısı, dokularda iletim ve kanla konveksiyon biyoısı transferleri hakkında ipucu verir. Peclet sayısı yüksekse, konveksiyon ile biyoısı transferi daha fazladır. Tam tersinde, iletimle ısı transferi fazladır [49, 50].

Chen-Holmes biyoısı modelinde, doku hacmi, katı doku hacmi (kan dışındaki hacim)ve kan dokusu hacmi olarak 2'ye ayrılmıştır. Bu modelde de kan akış yönü (hacimsel akış hız vektörü) dikkate alınmıştır. Modelde, doku gözenekliği terimi ortaya konulmuş, kan hacminin toplam doku hacmine oranı olarak verilmiştir. Kan perfüzyonu, doku gözenekliğine bağlıdır. Çok detaylı veri edinimi (kan perfüzyonu teriminde) isteyen bir model olduğundan kullanımı kolay değildir.

Weinbaum-Jiji-Lemons biyoısı modelinde damarsal yapı gözönüne alınmıştır. Bu modelde, süreklilik modellerindeki (Pennes, Wulff, Klinger, Chen-Holmes) gibi, kılcal damarlardan akan kanın etkisiyle birlikte, büyük çaplı damarların (atardamar, toplardamar) da dokudaki termal etkisi hesaba katılmıştır. Bu modelde, yine iletim yoluyla ısı transferi, atardamar ve

toplardamardan dokuya olan ısı transferi (damar yarıçapları ve kan akış hızları dikkate alınarak) ve kılcallarla olan kan perfüzyonu (kılcal damar sayısı ve kılcal kan kütlesel akış hızı dikkate alınarak) göz önüne alınarak biyoısı transferi hesaplanmaktadır [51,52].

2.2.11. Pennes biyoısı transferindeki bileşenlerin incelenmesi

Termal enerjinin dokularda taşınmasında birçok bileşen vardır. Bu bileşenler Pennes denkleminde termal enerji depolama terimi ($\rho_{doku} \cdot C_{doku} \cdot \partial T_{doku} / \partial t$), kan perfüzyonu terimi ($\rho_b \cdot C_b \cdot w_b \cdot (T_a - T_v)$), ısı iletimi terimi ($k\frac{\partial^2 T_d}{\partial x^2} = k \cdot \nabla^2 T$) ve ısı kaynağından kazanç terimi ($Q_{toplam} = q_{metabolizma} + q_{depolanan}$) şeklinde gösterilmiştir [53].

2.2.12. Termal enerji depolama terimi

Dokuyu ısıtan ve dokudan ısı alan bazı etkiler vardır. Doku aslında, hem ısı kaynağıdır hem de ısıyı alır. Dokuyu ısıtma yolları, dokudan ısıyı alma yollarından fazla olursa bu dokunun ısındığı anlamına gelir. Yani bu durumda, dokuda fazla ısı enerjisi vardır. Böylece bu enerji dokuda depolanacaktır. Dolayısıyla doku sıcaklığında genel bir artışa neden olacaktır. Termal enerji terimi bu durumu ifade eder. Bu terimin temeli Eş. 2.17'dir.

$$U_{depolanan} = \int \rho \cdot c \cdot \frac{\partial T(x,t)}{\partial t}\, dv \qquad (2.17)$$

Pennes denkleminde (Eş. 2.15) eşitliğin sağ tarafı, dokunun sıcaklığında genel bir artışa neden olur. Depolanan termal enerjiyi gösteren eşitliğin sol tarafındaki $\rho_{doku} \cdot C_{doku} \cdot \partial T_{doku} / \partial t$ terimi, Pennes denklemindeki eşitliğin diğer tarafındaki faktörlerin ne kadar etkili olduğunu ifade eder. $\rho_{doku} \cdot C_{doku} \cdot \partial T_{doku} / \partial t$ terimi, Eş. 2.14' ün ($Q = m \cdot C \cdot \Delta T$) başka bir biçimidir.

Eş. 2.14'ün her 2 tarafının t' ye göre kısmi türevi alınırsa, yani ısı transferinin gücü hesaplanırsa Eş. 2.18 elde edilir.

$$\frac{\partial Q}{\partial t} = m \cdot C \cdot \frac{\partial T}{\partial t} \qquad (2.18)$$

$\frac{\partial Q}{\partial t} = \mathrm{m} \cdot \mathrm{c} \cdot \frac{\partial T}{\partial t}$ ifadesi ile ısının gücü elde edilir. Zamanın bir fonksiyonu olarak depolanan enerjinin değişim oranını elde edeceğimiz anlamına gelir. $\rho = \mathrm{m/v}$ ifadesinden kütle yerine Eş. 2.17'de $\int \rho \cdot \mathrm{dv}$ yazılmıştır. $\int \rho \cdot \mathrm{dv}$ toplam kütleyi ifade eder. ρ doku yoğunluğudur. Doku hacmi boyunca, doku yoğunluğu integre edilirse kütle elde edilir.

$\frac{\partial \mathrm{T(x,t)}}{\partial \mathrm{t}}$ ifadesi, dokunun farklı noktalarında ve farklı zamanlarda doku sıcaklıklarının farklı olabileceğini gösterir. Yani aslında dokunun tüm noktalarında tüm sıcaklıklar ilk anda üniform değildir. Dokunun lokal noktadaki sıcaklığına, konumun (x) ve zamanın (t) etkisi vardır. Termal enerji depolama terimi, doku ısındığında hacimsel olarak dokunun her bir konumunda, zamanla depolanan enerjiyi gösterir. Tüm zamanlar ve tüm konumlar için hacimsel olarak integre edildiğinde dokuda depolanan tüm termal enerji elde edilmiş olunur.

2.2.13. Kan perfüzyonu terimi

Eş. 2.19, Pennes denklemindeki (Eş. 2.15) kan perfüzyonu terimini gösterir.

$$\mathrm{q_b} = \rho_\mathrm{b} \cdot \mathrm{C_b} \cdot \mathrm{w_b} \cdot (\mathrm{T_a} - \mathrm{T_v}) \qquad (2.19)$$

Eş 2.19'daki $\mathrm{T_a}$ atardamar sıcaklığı, $\mathrm{T_v}$ toplardamar sıcaklığıdır.

Kan, belirli bir ısı kapasitesine sahip damarlarla çevrilidir. Damarlardan kan taşınır. Damarlar aynı zamanda dokudur. Belirli bir özgül ısı kapasitesine, belirli bir yoğunluğa sahiptir. Isı dokudan kana iletilir ya da kan ısıyı dokudan alır. Doku sıcaklığı atardamar sıcaklığından daha yüksektir. Kan damarları dokulardan ısıyı alıp vücudun gerekli her yerine dağıtacaktır. Bu dağıtımın ne kadar iyi gerçekleştiği, termal sıcaklık gradyanına bağlıdır. Doku sıcaklığının toplardamar sıcaklığına eşit olduğu varsayılır. Yani $(\mathrm{T_a} - \mathrm{T_v})$ terimi, aslında $(\mathrm{T_{arter}} - \mathrm{T_{doku}})$ şeklindedir. Doku ve arter arasındaki sıcaklık gradyanı, kan taşınımı yoluyla biyoısı transferine neden olur. Atardamar sıcaklığının, vücudun merkez sıcaklığı olan 37 $^{\mathrm{o}}$C olduğu kabul edilir. Yani kan dokuya atardamar sıcaklığında girer, doku sıcaklığında ayrılır.

Eş. 2.19 da Eş. 2.14'in $(\mathrm{Q} = \mathrm{m} \cdot \mathrm{C} \cdot \Delta \mathrm{T})$ başka bir biçimidir. m kütle yerine, $\rho_\mathrm{b} \cdot \mathrm{w_b}$ yazılmıştır. $\mathrm{w_b}$ kan perfüzyon oranı, belli bir hacimdeki dokuda, kan akımıdır.

2.2.14. Isı iletimi terimi

Pennes denklemindeki k dokunun termal iletkenliği gösterir. Dokunun ısı enerjisini ne kadar iyi ilettiği ile ilgili bir katsayıdır.

Metabolik faaliyetlerle ya da haricen bir kaynak ile (örneğin, yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalar, cep telefonu kullanımı vs.) dokular ısınır. Bu ısı, zamanla dokuya yayılır ve bir süre sonra doku sıcaklığı uniform olur. Stabil bir doku sıcaklığı haline gelir.

Belirli bir miktardaki dokuyu, belirli bir sıcaklığa yükseltmek için gereken süre veya toplam enerji miktarı, A dokusunun boyutlarına, dokunun kalınlığına (derinliğine=L) bağlıdır. Isı iletimi terimi, dokunun yerel bir noktasındaki ısıyı ne kadar iyi ilettiği ile ilgilidir. Burada, dokunun termal iletkenliği önemlidir. Başka bir deyişle, A boyutlu L kalınlıklı bir dokunun belirli bir sürede, belirli bir sıcaklık artışı için ne kadarlık bir enerji iletileceğini gösterir. Isı iletimi terimi Eş. 2.20'de gösterilmiştir.

$$U = -k \cdot \frac{A \cdot \Delta T \cdot \Delta t}{\Delta L} \tag{2.20}$$

Eş. 2.20, Pennes denklemindeki $k\frac{\partial^2 T_d}{\partial x^2} = k \cdot \nabla^2 T$ terimine karşılık gelir. Doku içindeki termal iletimi gösterir. Isının doku boyunca iletimini tanımlar.

2.2.15. Isı kaynağından kazanç terimi

Dokunun ısı kaynakları, metabolik ısı üretimi ve depolama oranıdır. Isı kaynağından kazanç terimi Eş. 2.21'de verilmiştir. Doku hacmi boyunca, zamana bağlı ısı enerjisini tarif eder.

$$U_{kazanç} = \int Q_{toplam}(x,t)dv \tag{2.21}$$

Metabolik ısı, yenilen yiyeceklerin, besinlerin parçalanması ile oluşan katabolik bir süreçtir. Bu süreçte enerji açığa çıkar. Isı kaynağı da ortaya çıkan bu enerjinin bir formudur.

Depolama oranı, harici bir kaynak (örneğin, yüksek frekanlı elektromanyetik dalga yayan bir cihaz) veya sıcak bir ortamda bulunulması nedenleriyle ortaya çıkan, vücuda girmeye çalışan ısı enerjisidir. Toplam ısı, Eş. 2.22'de verilmiştir.

$$Q_{toplam} = q_{metabolizma} + q_{depolanan} \tag{2.22}$$

Dokulara etki eden harici bir kaynak durumunda, Pennes denkleminde metabolik ısıya ek olarak harici kaynak nedeniyle oluşan ısı da ilave edilir.

2.3. Tümörlü Doku

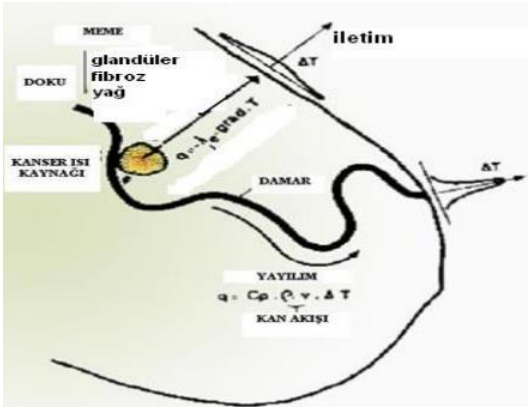
Tümörlü dokudan kasıt, habis (malign, kötü huylu) tümörlerdir. Yani kanserli dokulardır. Bulaşıcı olmayan hastalıklar kategorisinde olan kanser, Dünya Sağlık Örgütüne [54] göre, hücrelerin kontrolsüz büyümesi, çoğalması (proliferasyon) ve yayılmasıdır. Kaynağı, hücredeki değişikliktir. Bu değişimin nedenleri, dış etkenler olabildiği gibi, kalıtsal genetik faktörler de olabilir. Vücudun hemen hemen her bölgesini etkileyebilir. Normal sağlıklı bir hücreden (oksijenle beslenen) bir tümör hücresine (oksijenden çok glikoza bağımlı) dönüşüm çok aşamalı bir biyokimyasal süreçtir. Bulunduğu dokuyu istila ettikleri gibi doku, kan, lenf yollarıyla metastaz (diğer doku, organlara yayılma) da yapabilirler. Dünya Sağlık Örgütüne göre, kansere neden olabilecek genetik faktörlere ek olarak, 3 dış faktör de vardır. Bunlar;
ultraviyole ve iyonlaştırıcı radyasyon veya asbest gibi fiziksel kanserojenler,
vinil klorür veya betnapthylamin gibi kimyasal kanserojenler, tütün dumanı, aflatoksin (bir gıda kontaminantı) ve arsenik (bir içme suyu kontaminantı) bileşenleri,
belirli virüslerden, bakterilerden veya parazitlerden kaynaklanan enfeksiyonlar gibi biyolojik kanserojenler,
olarak belirtilmiştir.

Dünya Sağlık Örgütüne göre Avrupa Kıtasında ölümlerin %20'si kansere bağlıdır. Kardiyovasküler hastalıklardan sonra en önemli, ölüm ve hastalık nedenidir.

Kanserli tümörlerin erken teşhisi, sağkalımda ve süresinde çok etkilidir. Erken teşhis ve tedavi, tanı aşamalarına bağlıdır. Kanserli dokuların erken tanılanmasında bu çalışmada,

biyoısı transferi ele alınmıştır. Biyoısı transferi yoluyla kanserli tümörlerin tanılanması, diğer tanı yöntemlerine öncülük eder, destek sağlar.

Normal sağlıklı dokuların termoregülasyon yeteneği vardır. Yani kan akışıyla ya da iletimle lokal ısı homeostasi sağlarlar. Ancak tümörlü dokularda ısıl homeostasi bozulur, doku içerisinde sıcaklık artışı olur. Kanserli hücrelerin metabolizması normal sağlıklı hücrelerden daha yüksektir. Vücuttaki ısı metabolik faaliyetlerle üretilir. Dolayısıyla kanserli dokuların sıcaklığı, sağlıklı dokulardan daha yüksektir [55]. Tümörlü dokunun içinde ve çevresinde kan akışı artar [56]. Tümör ne kadar hızlı büyürse o kadar fazla ısı üretir. Hızlı gelişen tümörler daha sıcaktır. Tümör hızla geliştikçe enerji tüketimi artar ve bu yüzden ısı üretimi yükselir [57,58]. [59]'da tümörlerin artan metabolizması ve vaskülarizasyonunun kanserin erken evrelerinde yüksek sıcaklıklara neden olduğu, tümörlü doku sıcaklığının neredeyse 2'ye katlandığı bildirilmiştir. [58]'de, tümör sıcaklığının kan sıcaklığından çok daha yüksek olduğu bildirilmiştir. Tümör dokusundaki metabolizmaya bağlı ısı artışını saptayan cihazların (radiotermometri, infrared termometri, mikrodalga termometri, MR termometri vs.) temeli de biyoısı transferidir. Kanserli meme dokularındaki ısı transferi, tümörlü dokudan çevresindeki diğer dokulara ısı iletimi ve kan damarları yoluyla olur. Tümörün ürettiği metabolik ısı, tümör çevresindeki dokulara ve cilde doğru, dokunun tipine bağlı olarak değişen miktarda iletim yoluyla ve kapiller dolaşımla transfer edilir. Kanserli meme dokusundaki sıcaklığın sağlıklı bir meme dokusu sıcaklığından 3 ^{o}C fazla olduğu ve tümörlü memenin kenarındaki cilt sıcaklığının sağlıklı memenin sıcaklığından 2 ^{o}C fazla olduğu bildirilmiştir [60]. Şekil 2.20' de [58] tümörlü bir meme dokusundaki iletim ve damarlar aracılığıyla olan biyoısı transferi gösterilmiştir.



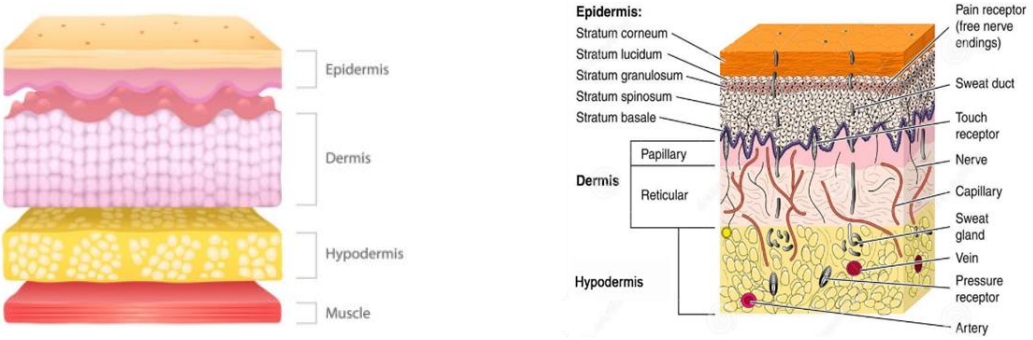
Şekil 2.20. Tümörlü meme dokusundaki biyoısı transferi

Isı, metabolizma hakkında bilgi verir. Örneğin meme kanserindeki (kadınlarda en çok görülen ve ölüm oranı akciğer, karaciğer, mide vs. kanserlerden daha az) ısısal ilk bulgular, bir memedeki bir noktadaki sıcaklık ile karşı memedeki aynı noktaya karşılık gelen yerdeki sıcaklıkların farklı olmasıdır. Tümörlü memede bu noktalarda sıcaklıklar daha yüksektir. Her 2 memedeki aynı noktalara karşılık gelen ısı artışları asimetriktir. Tümörlü meme ile sağlıklı meme başlarındaki sıcaklıklar da farklıdır. Bu bulgular, biyoısı transferi analizi ile, kanserli dokunun varlığının araştırılması için diğer yöntemlere (görüntüsel (mamografi, ultrason, MRI), girişimsel (biyopsi)) öncülük eder. Cildin lokal bir noktadaki sıcaklığının asimetrik değişimi, iç organların, dokuların sıcaklığını yansıtır. Dokudaki tümörün büyüklüğü de ciltteki lokal sıcaklığı etkiler. [61, 62]'de 1245 hasta incelenmiş, anormal termal görüntüye (sıcaklık dağılımına) sahip hastaların, sonrasındaki 5 yıl içinde kansere yakalandıkları tespit edilmiştir. [63]' deki derleme çalışmasında, termal görüntülerle kanserin erken teşhisinin önemi, uygulamaları, çalışmaları detaylıca incelenmiştir.

2.3.1. Deri (Cilt) dokusu

Cilt yüzey sıcaklığının, doku sıcaklığını yansıtması nedeniyle cilt dokusunu tanımak gerekir. Vücudumuzun en dış kısmını oluşturan deri, ölü hücrelerden (epidermisin en üstteki 2 tabakası=çekirdek ve organelleri yok) oluşur. Derinin 3 farklı tabaka grubu vardır. 5 katmandan oluşan en dıştaki tabaka grubu epidermis, onun altında 2 katmandan oluşan dermis ve dermisin altında da hipodermis tabakası vardır.

Epidermis görünen tabakadır. Derinin en üstündeki tabakadır. Kendi içinde 5 katmandan (strata) oluşur. Epidermisin hiçbir yerinde damar yoktur. Epidermiste epitel dokular vardır. Epidermisin hemen altında 2 stratadan oluşan katman dermistir. Dermiste bağ dokular vardır. Bu katmanda kan damarları da bulunur. Derinin damar bulunduran en üst veya yüzeysel damar kısmı dermistir. Epidermiste damar bulunmadığı için dermisteki kılcal damarlar epidermisi de besler. Dermiste bulunan sinir uçları sayesinde dokunma ve acı hissedilir. Dermisin 2.stratasında salgı bezleri de vardır. Ter bezleriyle epidermisten dış dünyaya salgı salınır. Dermisin 2.stratasında kıl kökü de vardır. Kıl kökü burada sabit durur, kıl yukarı uzar ve epidermisten dışarı çıkar. Arrektör pili kası (üşünüldüğünde ya da korkulduğunda kılın dik hale gelemesi) da kıl köküne sabitlenmiştir. Hipodermis tabakasında kişiden kişiye değişen sayı katmanlarında yağ vardır. Hipodermisin altında da kas (pazı, baldır) veya kemik (kaburga) vardır. Şekil 2.21' de deri dokusu tabakaları kabaca (a) ve ayrıntılarıyla (b) gösterilmiştir.



(a) (b)

Şekil 2.21. Deri dokusu tabakaları

Yine biyoısı transferinin tanı ve tedavide önemli olduğu yanıklar için de derinin tabakaları bilinmelidir. Yanık, başımıza gelebilecek en kötü şeylerden biridir. Yanık çeşitlerini birbirinden ayırmak için yanık derecesi belirlenir. Derinin farklı tabakaları farklı yanık derecelerine karşılık gelir. Mesela 1. derece yanık, epidermisin üzerinde kızarıklık anlamına gelir. Çok acı verir. 2.derece yanık, dermisin içine kadar gelen yanıktır. O kadar derindir ki bir süreden sonra yanık acısı hissedilmez. Çünkü sinir dokuları yanıp ölmüştür. Hücre gövdesine sinyal gönderemezler. 3.derece yanıklar hipodermisten geçerek yağ ve altındaki kas ve kemiğe geçer. Bağ dokudan daha fazlası yanmıştır. Tabiki yine acı hissedilmez [64].

2.3.2. Tümörlü dokularda kan perfüzyonu ve metabolik ısı üretimi değerleri

Her dokunun kendine özgü metabolik ısı ve kan perfüzyonu değerleri vardır. [65]'de serebral korteksin metabolik ısı üretim oranının 25000 W/m^3, göğüs dokusunun 450 W/m^3 alındığı, kan perfüzyonu olarak da serebral korteksin 0.008 s^{-1}, göğüs dokusunun 0.00018 s^{-1} alındığı bildirilmiştir. Malign göğüs dokusunda kan perfüzyonu oranı 0.009 ml/(s·ml), metabolik ısı üretimi 450 W/m^3 alınmıştır. [66]' da sağlık bir meme dokusunda 450 W/m^3 ısı üretimi olurken, kanserli bir meme dokusundaki metabolik ısı üretiminin 29000 W/m^3 olduğunun kabul edildiği bildirilmiştir. Yine sağlıklı bir meme dokusunda 0.00018 $m^3/(m^3 \cdot s)$ olan kan perfüzyonu, kanserli meme dokusunda 0.009 $m^3/(m^3 \cdot s)$ civarlarında alınmıştır. [59]'da meme glandüler dokusunun (süt üretimi) metabolic ısı üretimi 700 W/m^3, kan perfüzyon değeri 2400 $W/m^{3 \cdot o}C$ alınmışken, tümörlü dokunun ısı üretimi 65400 W/m^3, kan perfüzyon değeri 48000 $W/m^{3 \cdot o}C$ alınmıştır. Her farklı sağlıklı dokunun, birbirinden farklı kan perfüzyonu ve metabolik ısı değerleri olduğu gibi, farklı tümörlü dokuların birbirinden farklı ve sağlıklı dokulardan oldukça yüksek kan perfüzyonu ve metabolik ısı değerleri vardır [66].

2.4. Genetik Algoritmalar

Genetik Algoritmalar (GA), matematiksel yöntemlerle çözülmesi zor ya da çözümü çok zaman alan problemlerin çözümünde kullanılan bilgisayara dayalı optimizasyon algoritmasıdır. İlk defa John Holland tarafından ortaya çıkarılmıştır [67]. Makine öğrenmesi konusunda da çalışmalar yapan John Holland canlılardaki genetik süreci bilgisayar ortamına aktararak modellemeler yapmıştır. John Holland'ın öğrencisi David E. Goldberg tarafından daha da geliştirilen [68] ve bilimin birçok alanına uygulanabilen bir yöntem olarak her geçen gün popüleritesi artmıştır.

GA'nın temelinde en iyilerin, en güçlülerin hayatta kalması; en kötülerin, en cılızların ölmesi prensibi vardır. En iyiler, en güçlüler, yaşadığı her ortama adapte olanlar yaşamını devam ettirir, üreyerek nesillerinin devamlılığını sağlar. En kötüler, en cılızların ömrü kısa olur, belki de hiç üreme şansları bile olmaz. Doğal ortamda zayıfların, güçsüzlerin, yaşadığı ortama adapte olamayanların yaşama şansları yoktur, ömürleri kısa olur. İyiyi, güçlüyü ya da kötüyü, cılızı tespit etmek, GA'nın en önemli işlevidir.

GA, genlerin birleşimi ya da birbirine sarılmasıyla, birbirini tamamlamasıyla ortaya çıkan çözüm olduğu varsayılan ya da sonradan içlerinden en iyinin çözüm olacağı kromozomlardan oluşan popülasyon tabanlı bir algoritmadır. Popülasyondaki her bir kromozomun hedefi, en iyi yiyeceğe, en uygun üremeye, en iyi yavrulara sahip olabilmek, neslini devam ettirebilmek, en genelde de ölmemektir. Yiyecek kısıtlı ve belli miktarda olduğundan, kromozomların hedefi, var olan yiyecekten her seferinde olabildiğince çok parça alabilmek, hiç güçsüz düşmemek hatta daha da güçlenmek, böylece popülasyondaki diğer kromozomların güçsüz düşmesini sağlamaktır. En genel haliyle yaşanılan ortama adapte olarak, güçlü kalıp yaşamını devam ettirebilmek GA'nın temel felsefesidir.

2.4.1. Genetik algoritmalarda kullanılan bazı terimler

Doğal evrim mekanizmasını örnekleyen GA'da biyolojik terimler, algoritmanın yapısına uygun anlamlandırılmıştır. Bu bölümde bu terimlerden bahsedilerek, GA'daki karşılıkları basitçe açıklanacaktır.

2.4.2. Gen

Gen, kalıtımın temel birimidir. Genetik bilgi taşırlar, kalıtsal bilgi şifrelerler. DNA üzerinde bulunurlar. Tek başına bir anlam ifade edebildiği gibi, diğer genlerle biraraya gelerek de anlam ifade edebilirler. GA'da gen kavramı, herhangi bir karakteri veya '0' veya '1' ile gösterilen bir biti (bilgisayar terimi olarak ikilik tabanda en küçük birim) ifade eder. Örneğin, bir dokunun kan perfüzyon oranı 0.23 ise, bu değerin tam kısmını '0' geniyle, ondalıklı kısmını da yanyana '2' ve '3' genleriyle "23" olarak ifade edebiliriz. Bilgisayarın anlayacağı ikilik tabanda da tam kısmı yine '0' geniyle, ondalıklı kısmı da yanyana '1','0','1','1','1' genleriyle ifade edebiliriz. Yani aslında kan perfüzyon oranı değerinin ondalıklı kısmını "10111" olarak yazabiliriz. İkilik tabandaki "10111" değeri, bize onluk tabanda "23" olarak anlamlanacaktır. Aslında yapılan basitçe aritmetik taban değişimiyle, her bir gene (bit) gerçek anlamını kazandırmaktır.

2.4.3. Kromozom

Kromozom, sadece 1 genden oluşabileceği gibi, çok sayıda genlerden de oluşabilir. Kalıtsal bilgiyi nesilden nesile taşırlar. Şifreleyici özellikleri vardır. GA'da kromozom kavramı, genlerden oluşan bireye karşılık gelir. Bireylerin her biri çözüm adayıdır. Örneğin, metabolik ısı oluşum değeri 400 ise, bu 400 değeri bir kromozoma karşılık gelir. 400 değerinin ikilik tabandaki karşılığı olan "110010000" değeri de ikilik tabanda bir kromozomu ifade eder. Kromozomlar, GA sürecinde GA işlemlerine maruz kalacaklardır. Çözüm namzeti bireyleri oluşturduğu için probleme özgüdür.

2.4.4. Popülasyon

Bir yaşam alanını belirli bir süre paylaşan, üreyebilen, aynı tür canlılardan oluşan topluluk anlamına gelen popülasyon, GA'da kromozom topluluğunu ifade eder. Örneğin popülasyon sayısı 50 ise, bunun anlamı 50 tane aynı türden birey yani kromozom vardır demektir. Kan perfüzyon oranı popülasyonu, kan perfüzyon oranı kromozomlarından oluşmuş topluluk anlamına gelir. Popülasyondaki her bir birey çözüm namzetidir ya da GA işlemleriyle değişime uğrayarak çözüme aday olurlar.

2.4.5. Çaprazlama

Çaprazlama, aynı tür ata bireylerin birleşmesinden, yavru bireylerin oluşturulmasıdır. Yani aslında, çiftleşme, üreme anlamına gelir. Kalıtsaldır, nesilden nesile aktarılır. GA'da çaprazlama, aynı türdeki bireyler arasında gen değiş tokuşudur. Böylelikle 2 ata kromozomdan 2 yavru üretilir. Çaprazlamada amaç, çeşitliliği artırmak, farklı kromozomlar elde etmektir.

2.4.6. Mutasyon

Mutasyon, genetik yapıdaki bozulmalar ya da genlerde meydana gelen kalıtsal değişiklikler olarak bilinir. Kalıtsaldır, nesilden nesile aktarılır. Aynı türün bireyleri arasında görülen farklılıklardandır. GA'da mutasyon, aynı türdeki bireyler içerisinden önceki nesilden farklı bir birey üretmek için kullanılacaktır. Mutasyonda amaç, kromozomların birbirine çok benzemesini önlemektir.

2.4.7. Genetik Algoritmaların İşleyişi

GA'nın işleyişinde temel parametreler; başlangıç popülasyonu, uygunluk fonksiyonu, çaprazlama operatörü, mutasyon operatörü, seçme işlemidir. Bu bölümde GA parametreleri açıklanacak, GA işleyiş şeması verilecektir.

2.4.8. Başlangıç popülasyonu

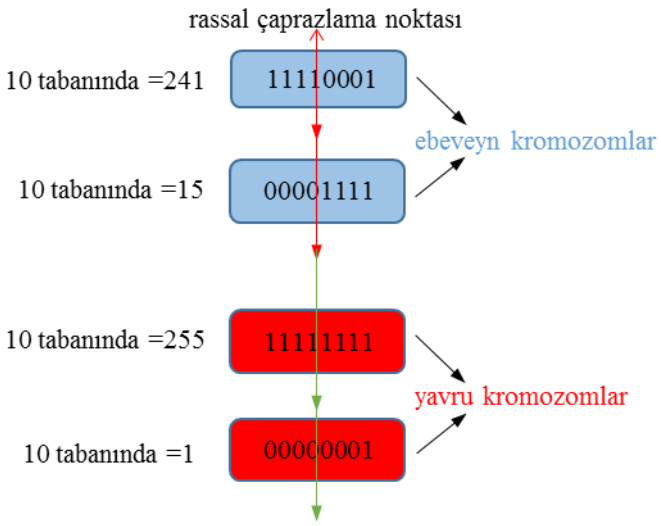
GA, çözüm bölgesine, aynı anda kromozom bombardımanı yapar. Yani hareket noktası tek değildir, çok sayıda noktadan (kromozom) harekete başlar. Başlangıçta belirlenen popülasyon sayısı kadar aynı türden kromozom ile çözüm bölgesini araştırmaya başlar. Başlangıç popülasyonu, rasgele oluşturulabildiği gibi, dizisel kurallara bağlı olarak yarı rasgele, problem uzayına düzgün dağılımlı oluşturulabilir. GA'nın ilk adımı, çözüm arama işleminin başlangıcı, başlangıç popülasyonu üretimidir. Farklı başlangıç popülasyonu oluşturma yöntemleri üzerine çalışmalar mevcuttur [69]. Probleme göre, istenilen yöntemle başlangıç popülasyonu üretilmelidir. Çoğu problemde, rassal başlangıç popülasyonunun yeterli olabildiği görülmüştür. Büyük boyutlu, çok zor, karmaşık, nonlineer, çok kısıtlı, çok lokal optimumlu problemler için rassal başlangıç popülasyonu yeterli olmayabilir. Başlangıç popülasyonunda her bir kromozom, problemin o türdeki çözüm namzetidir.

2.4.9. Uygunluk fonksiyonu

GA'nın doğru çalışabilmesi, optimum çözümü bulabilmesi için en önemli parametre uygunluk fonksiyonudur. Uygunluk fonksiyonu, probleme özgüdür. Doğru belirlenmemiş uygunluk fonksiyonu, çözümsüzlüğe, yanlış çözüme, lokal çözümlere, çözüm süresinin uzamasına neden olur. GA, her nesilde uygunluk fonksiyonuna bakarak en iyi kromozomları sonraki nesil için seçer. Aynı zamanda, çaprazlama ve mutasyon operatörlerinde de uygunluk fonksiyonuna başvurularak, uygunluğa göre çaprazlama ve mutasyona uğratılacak kromozomlar seçilir. GA'nın temel felsefesi olan, en iyiyi, en güçlüyü ya da en kötüyü, en cılızı belirleyen tek kriter uygunluk fonksiyonudur. Çaprazlama için uygun ata kromozomları, mutasyon için uygun kromozomları belirleyen de uygunlukfonksiyonudur.

2.4.10. Çaprazlama operatörü

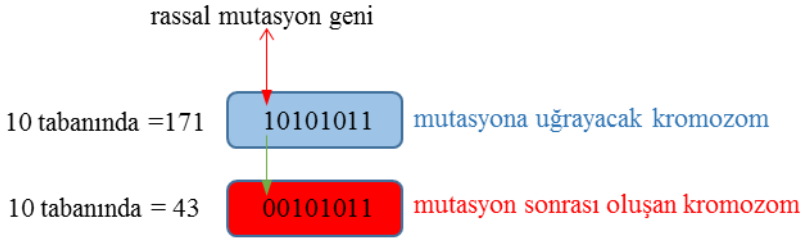
GA'da, kromozom çeşitliliğini sağlamak, ilerleyen iterasyonlarda ya da nesillerde kromozomların birbirine benzemesinin önüne geçebilmek, yalancı (lokal) çözümlere takılmamak, çözüm uzayının dar, uzak bir bölgesinde sıkışmamak için çaprazlama operatörü kullanılır. GA'da, popülasyondaki kromozomların uygunluk fonksiyonuyla uygunluk değerlerine bakılarak, istenilen yöntemle (en iyi 2 kromozom ya da en iyi kromozomla en kötü kromozom ya da en iyi kromozomla iyiliğine göre en ortadaki kromozom, ya da iyiliğe göre sıralamasız 1-2, 3-4 vs) çaprazlama için tüm ata (ebeveyn) kromozomlar (bu şekilde devam ederek) seçilir. Çaprazlama için sırayla tüm ata kromozomlar (çaprazlama olasılığı=1) kullanılabilineceği gibi, belirlenen çaprazlama olasılığı ile sadece belli sayıda ata kromozomlar seçilerek de çaprazlama yapılabilinir. Örneğin çaprazlama olasılığı 0.4 seçilir ise, her bir kromozomu temsil için rasgele [0,1] arasında bir sayı üretilir. Bu sayı <=0.4 ise o kromozom çaprazlama için ata kromozom olarak seçilir, >0.4 ise o kromozom çaprazlama için seçilmez. Çaprazlama için ata kromozomların rasgele seçilen bazı genleri karşılıklı yer değiştirerek, seçilen her bir 2 ata kromozomdan, yeni ve farklı 2 yavru kromozom elde edilmeye, böylelikle kromozom havuzunun çeşitlendirilmesine çalışılır. Çok farklı çaprazlama türleri [69] olmakla birlikte, bu çalışmada kullanılan tek noktalı çaprazlama örneği Şekil 2.22' de gösterilmiştir.



Şekil 2.22. GA'da çaprazlama operatörü örneği

2.4.11. Mutasyon operatörü

GA'da mutasyon operatörünün kullanım amacı da çaprazlama operatöründeki gibidir. Amaç, kromozom çeşitliliği, kromozomların dar bir bölgede sıkışmasının önlenmesi, optimum sonuca gidebilmek, benzer kromozom sayısını mümkün olduğunca azaltmaktır. Tüm kromozomlar (mutasyon olasılığı=1) mutasyona uğratılabileceği gibi, belirlenen mutasyon olasılığıyla da belli sayıda kromozomlar (çaprazlama operatöründeki gibi) mutasyona uğratılabilir. Mutasyon ile seçilen her bir kromozomdan, yeni ve farklı 1 kromozom elde edilmeye çalışılır. Mutasyon işleminde, mutasyon için seçilen her bir kromozomun, rasgele seçilen 1 geninin tümleyeni alınır. Çok farklı mutasyon türleri [69] olmakla birlikte, bu çalışmada kullanılan mutasyon örneği Şekil 2.23'de gösterilmiştir.



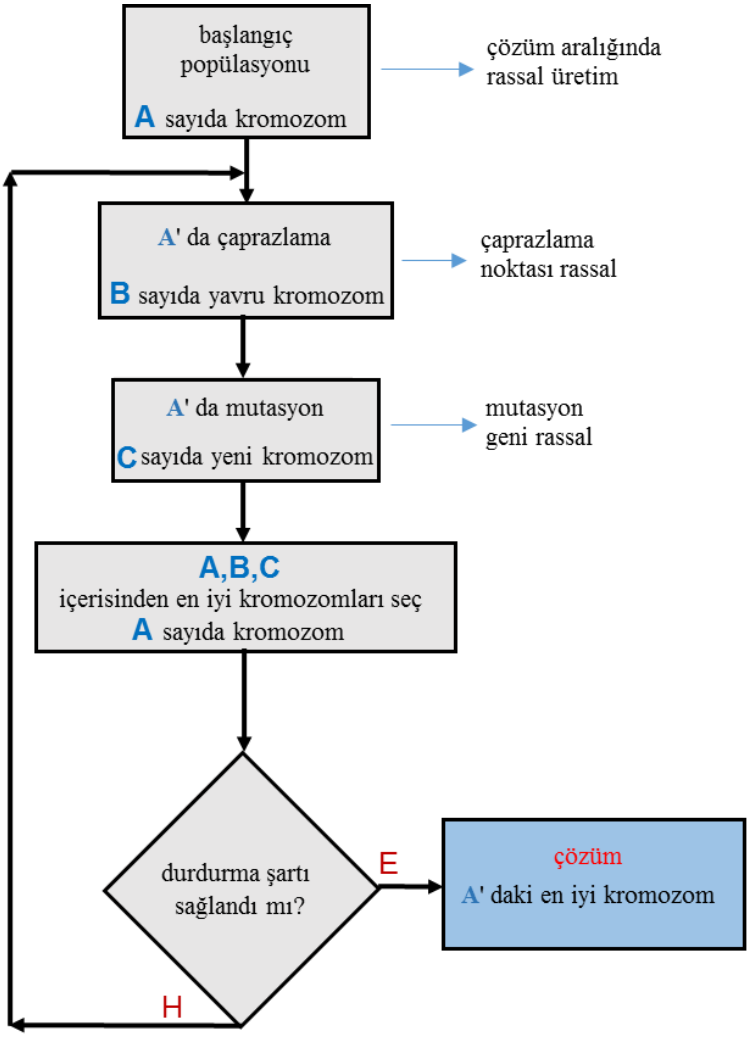
Şekil 2.23. GA'da mutasyon operatörü örneği

2.4.12. Seçme işlemi

Uygunluk fonksiyonuyla birlikte kullanılır. Sonraki her iterasyon ya da her nesil için uygunluklarına göre en iyi kromozomlar seçilir. Böylelikle hep daha iyiyi bulmaya yönelinir. Uygunluklarına göre kötü kromozomlar, sonraki nesil için seçilmez, yani kötü olan seçilmeyen kromozomlar yok olur. Seçme işlemi, yine uygunluk fonksiyonuyla beraber, çaprazlamaya uğrayacak ebeveyn kromozom seçiminde, mutasyona uğrayacak kromozomların seçiminde de kullanılabilir. GA'da uygunluk fonksiyonuyla birlikte yapılan seçme işlemlerinin haricinde, çaprazlama noktası, mutasyon noktası seçimi gibi çoğu işlemler rassal olarak yapılır.

2.4.13. Genetik algoritma işleyiş şeması

Şekil 2.24'de GA işleyiş şeması gösterilmiştir.



Şekil 2.24. Genetik algoritma işleyiş şeması

Şekil 2.24'den görüldüğü gibi GA oldukça basittir.

-a/ İstenilen kromozom sayısı kadar popülasyon, problem çözüm aralığında rasgele üretilir.

-b/ İstenilen ata kromozomlar seçilerek (tezde uygunluğuna göre sıralandıktan sonra, 1-sonuncu, 2-sondan bir önceki, 3-sondan 2 önceki, …) rasgele belirlenen çaprazlama noktasından itibaren ata kromozomların genleri yer değiştirerek, yeni yavru kromozomlar oluşturulur. 2 ebeveyn kromozomdan 2 yavru kromozom elde edilir.

-c/ İstenilen kromozomlar seçilerek, rasgele belirlenen bir geninin tümleyeni alınır. Kromozomun rasgele bir geninin tümleyeninin alınması, mutasyon işlemidir. Mutasyon sonrası böylece yeni kromozomlar üretilir. Mutasyonla, 1 kromozomdan, 1 kromozom elde edilir.

-d/ a, b, c maddelerindeki kromozomlar içerisinden uygunluklarına göre en iyi kromozomlar (kromozom sayısı kadar popülasyon) sonraki nesil için seçilir. Bu kromozomlar sonraki nesilde b maddesinden itibaren kullanılır.

-e/ Algoritmayı durdurma şartı kontrol edilir. Durdurma şartı olarak, maksimum nesil sayısı seçilebildiği gibi, ceza fonksiyonu [70], hata fonksiyonu gibi kriterlerle de GA durdurulabilir.

-f/ Durdurma şartı gerçekleşmemişse, b maddesine dönülür, buradan itibaren algoritma aynı şekilde işlemeye devam eder.

-g/ Durdurma şartı sağlanmışsa, d maddesindeki, uygunluğuna göre en iyi kromozom, aranan çözüm kromozomudur.

2.5. Diferansiyel Evrim Algoritması

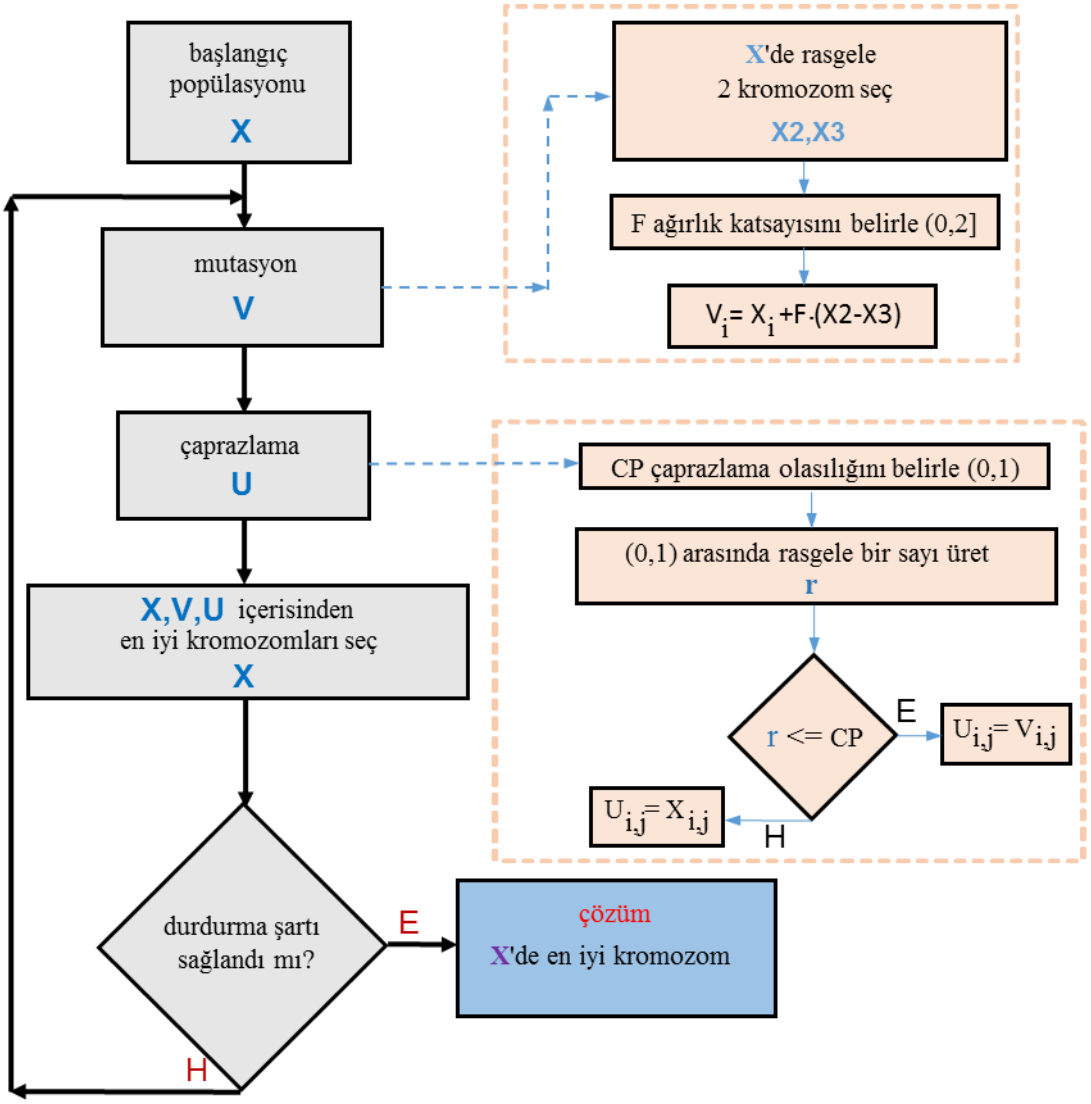
Diferansiyel Evrim Algoritması (DEA), GA'dan esinlenerek ortaya çıkmıştır [71]. GA gibi, popülasyon üzerinde işlem yapar. GA gibi, çaprazlama ve mutasyon operatörlerine sahiptir. Ancak GA'dan çaprazlama ve mutasyon işlemleri açısından farklılık gösterir. DEA'da çaprazlama ve mutasyon işlemleri daha basit ve kolay olduğundan kodlaması GA'ya göre daha kısa ve kolaydır. DEA'da çaprazlama ve mutasyon işlemleri için sayı taban dönüşümü yapmaya gerek yoktur. İyinin (güçlünün) yoluna devam etmesi (yaşaması, üremesi), kötünün (güçsüzün, cılızın) elenmesi (ölmesi) DEA'da da geçerlidir. GA gibi, hangi kromozomların

yaşamına devam edip etmeyeceğini uygunluk fonksiyonu belirler. Bu yüzden uygunluk fonksiyonu mutlaka en doğru şekilde belirlenmelidir. Uygunluk fonksiyonunun en doğru seçimi, sadece optimum çözüm için değil, aynı zamanda optimum çözüme en hızlı şekilde, en kısa sürede gidebilmek için de çok önemlidir. GA'daki tüm terimler (gen, kromozom, popülasyon, çaprazlama, mutasyon), DEA için de geçerlidir. DEA, özellikle büyük boyutlu, nonlineer, çözülmesi zor, lokal (yalancı) optimum sayısının çok olduğu problemlerde pratik kullanımıyla popülerdir.

2.5.1. Diferansiyel evrim algoritması işleyiş şeması

DEA süreci, temel itibariyle GA gibidir. DEA, başlangıç popülasyonunun üretilmesiyle başlar. GA gibi burada da başlangıç popülasyonu rasgele de üretilebilir, bir takım kurallara ya da dizisel kurallara bağlı olarak yarı (sözde) rasgele de üretilebilir. Başlangıç popülasyonu uygun çözüm aralığında kromozom sayısı kadar üretilir. Çaprazlama ve mutasyon operatörleriyle başlangıç popülasyonundan farklı yeni popülasyonlar elde edilir. Popülasyon, çözüm olduğu varsayılan kromozomlardan oluşur. Bu 3 popülasyon içerisinden en iyi, kromozom sayısı kadar 1 popülasyon, sonraki nesil (iterasyon, generasyon) için uygunluk fonksiyonu referansıyla seçilir. Seçilen bu popülasyon sonraki nesiller için, artık başlangıç popülasyonu kabul edilir. Algoritmayı durdurma kriterine (hata payı, maksimum nesil sayısı, ceza fonksiyonu vs.) kadar süreç bu şekilde devam eder. Durdurma kriteri sağlandığında popülasyondaki en iyi kromozom aranan optimum çözüm kromozomudur.

DEA işleyiş (akış) şeması Şekil 2.25'de gösterilmiştir. DEA akış şeması içerisinde, mutasyon ve çaprazlama işlemleri de gösterilmiştir.

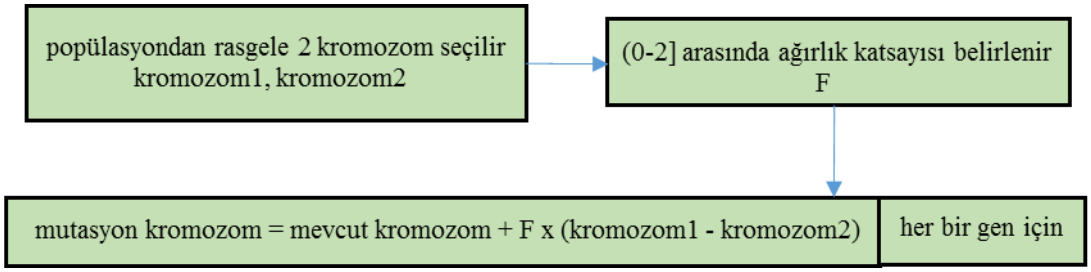


Şekil 2.25. Diferansiyel evrim algoritması akış şeması

2.5.2. Diferansiyel evrim algoritmasında mutasyon

Mutasyon işleminde rasgele 2 kromozom (X2, X3) seçilir. Bu kromozomlar ilk nesilde başlangıç popülasyonundaki kromozomlar, sonraki nesillerde seçilen en iyi popülasyondaki kromozomlardır. Rasgele seçilen bu 2 kromozoma (X2, X3) çıkarma işlemi uygulanarak (birbirinden çıkarılarak) fark kromozom elde edilir. Fark kromozom rasgele belirlenen ağırlık katsayısıyla (F∈[0,2]) çarpılır. Ağırlıklı çarpım kromozom, mevcut kromozom ile (Xi) ile toplanır. Elde edilen kromozom, mutasyon kromozomdur. Mutasyon işlemiyle çözüm uzayının her yeri keşfedilmek istenir. Amaç, farklı, yeni bir kromozom elde etmektir. Böylelikle optimum çözüm için çeşitlilik artırılır.

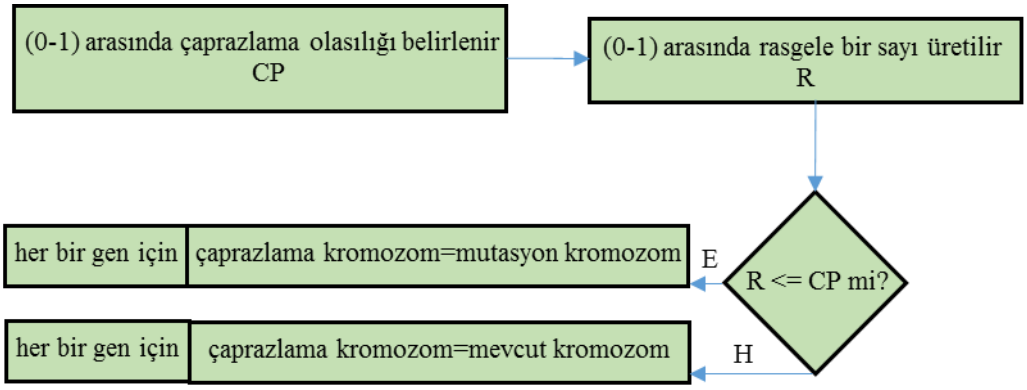
Probleme ve tercihe göre, F ağırlık katsayısının seçim aralığı ya da kromozomların seçimindeki rasgelelik değiştirilebilir. Algoritma, kendisini modifiye etmeye uygundur. Mutasyon işlemi, kromozom bazında da kromozomların her bir geni bazında da yapılabilir. Şekil 2.26'da DEA mutasyon şeması gösterilmiştir.



Şekil 2.26. DEA mutasyon şeması

2.5.3. Diferansiyel evrim algoritmasında çaprazlama

DEA'da çaprazlama işleminde, mevcut kromozom ile birlikte, mutasyon ile elde edilen kromozom da kullanılır. Belirlenen çaprazlama olasılığıyla, kromozomdaki bazı genler mutasyon ile elde edilen kromozomdan alınırken, bazı genler de o anki çaprazlamaya uğratılan kromozomdan alınır. Yani çaprazlama kromozomu, mutasyon ve mevcut kromozomun melezidir. Çaprazlamada, en az 1 genin melez olması garantiye alınır. Şekil 2.27'de DEA çaprazlama şeması gösterilmiştir.



Şekil 2.27. DEA çaprazlama şeması

2.6. Zaman Domeninde Sonlu Farklar Yöntemi (FDTD)

İlk defa Kane S. Yee tarafından 1966'da önerilen yöntem [72], çözülmesi zor elektromanyetik problemlerin çözümünde sayısal bir yöntem olarak başarılı bir şekilde yaygın olarak kullanılmaktadır. Temeli fen ve matematik bilimlerine dayanan birçok problemin analitik olarak çözümü zor ve uzundur. Analitik çözümün kodlama aracılığıyla simülesi de pratik değildir. Birçok problemin temeli, kısmi diferansiyel denklemlere dayanmakta ya da kısmi diferansiyel denklemler aracılığıyla çözülebilmektedir. Örneğin tıpta kanserli hücrelerin vücut içerisinde yayılım hızı, oranı yine diferansiyel denklemlerin çözümüyle tahmin edilebilir. Hemen hemen hayatın her alanında bir matematiksel model yapıldığı zaman aslında bir diferansiyel denklem yazılmış olunur. O modelin gelecekteki davranışını tahmin etmek, ancak o diferansiyel denklemin çözümü sonucunda bilinebilir. Diferansiyel denklem, bilinmeyen fonksiyon ve onun türevlerini içeren denklemdir. Diferansiyel denklemlerin analitik ve sayısal yöntemler kullanılarak çözülebilmesi mümkündür. Ancak analitik olarak çözülebilen, örneğin bir elektromanyetik problemin deneysel modelini oluşturabilmek kolay bir iş değildir. Bu yüzden diferansiyel denklemlerin sayısal olarak bilgisayar ortamında çözülmesi bir bakıma zorunlu olmuştur. Böylelikle bir yandan deneysel model kurma zorluğu aşılabilmekte diğer yandan da gerçeğe yakın simülasyonlar yapılabilinmektedir. Analitik olarak çözümü çok zor diferansiyel denklemlerin sayısal olarak kolaylıkla çözümü de mümkündür.

FDTD yöntemi, elektromanyetik problemlerin çözümünde ve özellikle Maxwell Denklemlerinin çözüm ve analizinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Ayrıca anten tasarımı, manyetik ortamlar, elektromanyetik girişim, radar sistemleri, mikro dalga sistemleri, tıbbi uygulamalar, SAR hesaplamaları gibi pek çok alanda da FDTD metodu kullanılmaktadır.

FDTD yönteminin temeli, bildiğimiz analitik türevin sayısallaştırılmasına dayanır. Maxwell denklemleri, evrende yük korunumunu, elektromanyetik dalga yayılımını izah eder. Bu denklemlerin zamana ve konuma göre türevlerinin merkezi sonlu farklar yaklaşımıyla sayısallaştırılması FDTD metodu olarak ortaya çıkar. Yani diferansiyel denklem modundaki Maxwell denklemleri zaman ve konum domeninde ayrıklaştırılıp çözülür. Çözüm sınır koşulları sağlanarak iteratif olarak yapılır. Maxwell denklemlerindeki alan büyüklükleri, Taylor serisine açılarak sonlu fark denklemleri elde edilir. Sürekli alanlar, sonlu olarak ve eşit zaman artış aralıklarıyla örneklenir. Yani türevli sürekli denklemler, ayrıklaştırılarak fark denklemlerine dönüştürülmüş olunur.

FDTD yönteminin adındaki ‘domen’ kavramını da açıklamak da fayda vardır. Domen, teknik olarak bölge, alan, uzay, tanım kümesi gibi kavramlara karşılık gelmekle birlikte, sistemin tepkisinin, sinyalin ya da matematiksel fonksiyonun incelendiği bağımsız değişkenin ne olduğunu gösterir. Zaman domeninde sonlu farklar (FDTD) yönteminde sistemin tepkisi zamana göre incelendiğinden, sistemin zamana bağlı davranışı incelendiğinden zaman domeni kavramı kullanılır, zaman bölgesi analizi yapılır. Analizde belirli eşit zaman aralıkları kullanılır, iteratif ilerleme bu zaman aralıklarına göre yapılır. Ayrıca, zaman domenindeki bir sinyal frekans domenine, frekans domenindeki bir sinyal de zaman domenine çevrilebilir. Bu dönüşümler Fourier ve ters Fourier dönüşümü gibi yöntemlerle yapılabilir.

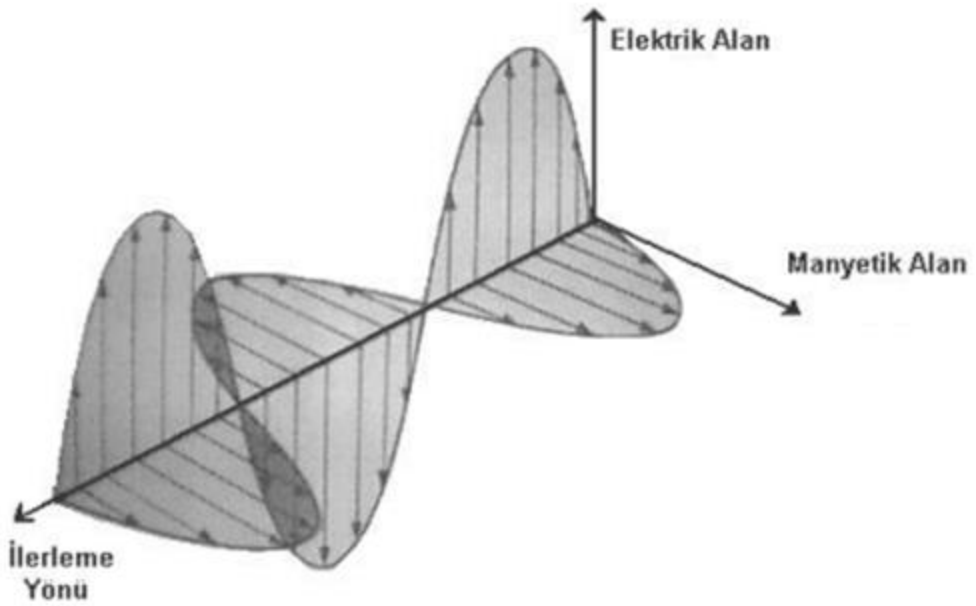
FDTD yönteminden bahsederken sık sık kullanılan ayrıklaştırma ifadesi, yaklaşık olarak hesaplama anlamına gelmektedir. Örnekten yola çıkarak sonuca yakınsama demektir. Örneğin, kalp sürekli çalışmaktadır. Holter cihazı, kalbin elektriksel aktivitelerini 24 saat veya daha fazla süreyle belirli aralıklarla ölçer. Yani 24 saat veya daha fazla süre EKG sinyallerini kaydeder. Kalp sürekli çalışsa da Holter cihazının aldığı değerler belli aralıklarla alınan ayrıklaştırılmış verileri gösterir. Örneğin Holter cihazı 15 dakika aralıklarla ölçüm yapıyorsa, bu değerlerle kalbin sürekli olan elektriksel aktivitesini gösteren zamana bağlı ayrık bir fonksiyon elde edilebilir. Zaten kardiyologlar da bilgi ve tecrübeleriyle bu değerlere, grafiklere bakarak, kalbin genel olarak bir ritim düzenliliği/düzensizliği gibi hastalıklarına tanı koyar, tedavi eder. Yani söylenmek istenen, sürekli zamanlı bir olay, ayrıklaştırılarak yaklaşık olarak belirlenebilir. Ayrıklaştırma aralığı ne kadar küçük olursa, o kadar yakınsama artar.

Başka bir örnek verecek olursak, bir fonksiyonun türevi, matematikteki limit’i kullanarak yaklaşımla bulunabilir. Aynı türev Taylor serisi açılımıyla ayrıklaştırılarak daha yakınsak da bulunabilir.

2.6.1. Maxwell denklemleri

FDTD yönteminin temeli, Maxwell denklemleridir. Bu denklemler, elektrik alan, manyetik alan, elektromanyetik alan davranışlarını tanımlar. Bu denklemler elektromanyetizmanın temelini oluşturur. Elektrik ve manyetizmadaki bazı kavramların birbiriyle ilişkisini matematiksel olarak modeller. Ayrıca bu denklemler yük korunumu da açıklar.

Uzayın herhangi bir bölgesinde zamanla değişen bir elektrik alanı varsa, burada bir akım geçmiyor olsa bile o bölgedeki zamanla değişen elektrik alanı bir manyetik alan oluşturur. Dolayısıyla bir akıma ihtiyaç duymadan manyetik alan oluşturmak için sadece, o bölgede zamanla değişen bir elektrik alanı olması yeterlidir. Zamanla değişen bir manyetik alan da elektrik alan oluşturur. Zamanla değişen bir elektrik alanı manyetik alan, değişen bir manyetik alan da elektrik alan oluşturuyorsa ve bu tekrarlanıyorsa, o zaman burada bir dalga üretebilen zincirleme bir durum söz konusudur. Bu durum elektromanyetik dalgaların oluşumunu gösterir. Boşlukta elektrik alan ve manyetik alan birbirine diktir. Elektromanyetik dalganın doğrultusu da bu 2 alana da dik olacak şekildedir. Şekil 2.28'de elektromanyetik dalganın bileşenleri gösterilmiştir.



Şekil 2.28. Elektromanyetik dalganın bileşenleri

1-Gauss Yasası: Bir kapalı yüzeyden geçen toplam net elektrik akısı, bu kapalı yüzey içerisinde kalan yük miktarının elektrik alanın boşluktaki geçirgenliğine oranına eşittir. Dolayısıyla elektrik alanın kaynağı elektriksel yüklerdir. Bir pozitif yük de negatif yük de herhangi bir yerde tek başına bulunabilir. Gauss yasası elektrik yüklerinin elektrik alanı oluşturduğunu gösterir.

$$\oint \vec{E} \cdot d\vec{A} = \frac{q}{\varepsilon_0} \tag{2.23}$$

Eş. 2.23'e diverjans teoremi uygulanarak yüzey, hacim integral dönüşümleriyle Eş 2.24 elde edilir. Elektrik alanın diverjansı Eş. 2.24'de gösterilmiştir.

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{E} = \frac{\rho}{\varepsilon_0} \tag{2.24}$$

Burada ρ yük yoğunluğu, ∇ nabla operatörüdür, ε_0 elektrik alanın boşluktaki geçirgenliğidir.

2-Manyetizmada Gauss yasası: Bir kapalı yüzeyden geçen toplam manyetik akı sıfıra eşittir. Manyetik alan çizgileri mutlaka bir yerde başlayıp diğer yerde son bulurlar. Kapalı bir yüzey içerisine giren kaç tane manyetik alan çizgisi varsa o kadar çizgi de yüzeyi terk eder. Toplam akı her zaman sıfıra eşittir. Manyetik tek kutup yoktur. Manyetik alanlar hep 2 kutup halinde bulunurlar. Manyetizmada Gauss yasası, manyetik tek kutbun bulunmadığını gösterir.

$$\oint \vec{B} \cdot d\vec{A} = 0 \tag{2.25}$$

Eş. 2.25'e diverjans teoremi uygulanırsa Eş. 2.26 elde edilir. Manyetik alanın diverjansı Eş 2.26'da gösterilmiştir.

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{B} = 0 \tag{2.26}$$

Eş. 2.25 ve Eş. 2.26'da B, manyetik akı yoğunluğudur.

3-Faraday Yasası: Bir elektrik alan içerisindeki iki nokta arasındaki potansiyel fark, yani elektromotor kuvvet, manyetik akının zamana göre değişimine eşittir. Yani bir manyetik akının zamana göre değişimi bir potansiyel fark indükler. Dolayısıyla bu potansiyel farktan dolayı bir akım akar. Manyetik akı zamana göre değişirse voltaj oluşur. Faraday yasası, manyetik alanın zamana bağlı değişiminin elektrik alanı oluşturduğunu gösterir.

$$\oint \vec{E} \cdot d\vec{s} = -\frac{d\emptyset_B}{dt} \tag{2.27}$$

Elektrik alanın rotasyoneli, manyetik alanın değişimine eşittir. Zamana göre değişen manyetik alanlar değişen elektrik alan üretir. Eş. 2.27'ye Stokes teoremi uygulanarak yüzey, çizgisel integral dönüşümleriyle Eş. 2.28 elde edilir.

$$\vec{\nabla} x \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \tag{2.28}$$

$$B = \mu_0 \cdot H \tag{2.29}$$

Eş. 2.29'da H manyetik alan şiddeti, μ_0 boşlukta manyetik geçirgenliktir. Eş. 2.29, Eş. 2.28'de yerine konursa Eş. 2.30 elde edilir.

$$\frac{\partial \vec{H}}{\partial t} = -\frac{1}{\mu_0} \cdot \vec{\nabla} \times \vec{E} \tag{2.30}$$

4-Amper Maxwell Yasası: Akım taşıyan iletkenlerin bir noktada oluşturduğu manyetik alanı bulmayı açıklar. Elektrik akısının zamana göre değişimiyle manyetik alan oluşur. Amper Maxwell yasası, elektrik alanın zamana bağlı değişimi ya da akım ile manyetik alanın oluştuğunu gösterir. Zamana göre değişen elektrik alanlar değişken manyetik alan üretir.

$$\oint \vec{B} \cdot d\vec{s} = \mu_0 \cdot I + \mu_0 \cdot \varepsilon_0 \cdot \frac{d\emptyset_E}{dt} \tag{2.31}$$

Eş. 2.31'e Stokes teoremi uygulanarak yüzey, çizgisel integral dönüşümleriyle Eş. 2.32 elde edilir. Manyetik alanın rotasyoneli Eş. 2.32'de gösterilmiştir.

$$\vec{\nabla}\mathrm{x}\vec{\mathrm{B}} = \mu_0 \left[\vec{\mathrm{J}} + \varepsilon_0 \frac{\partial \vec{\mathrm{E}}}{\partial \mathrm{t}}\right] \tag{2.32}$$

Burada J akım yoğunluğu, μ_0 manyetik alanın boşluktaki geçirgenliğidir.
Eş. 2.29, Eş. 2.32'de yerine konursa Eş. 2.33 elde edilir.

$$\frac{\partial \vec{\mathrm{E}}}{\partial \mathrm{t}} = \frac{1}{\varepsilon_0} \cdot \vec{\nabla} \times \vec{\mathrm{H}} \; - \vec{\mathrm{J}} \tag{2.33}$$

Boş uzayda akım yoğunluğu olmadığından Eş. 2.33, Eş. 2.34 halini alır.

$$\frac{\partial \vec{\mathrm{E}}}{\partial \mathrm{t}} = \frac{1}{\varepsilon_0} \cdot \vec{\nabla} \times \vec{\mathrm{H}} \tag{2.34}$$

Maxwell bu 4 denklemi (Eş 2.24, Eş 2.26, Eş 2.28, Eş. 2.32) birleştirerek, elektrik ve manyetik dalgaların oluşturduğu elektromanyetik dalgaların boşlukta ışık hızıyla hareket ettiğini belirlemiştir. Ayrıca, uzayın herhangi bir bölgesinde elektrik ve manyetik alan bilinirse, bir yüklü parçacığa etki eden kuvvet de bilinir. Bu da Eş. 2.35'de gösterilen Lorentz kuvvet yasasıdır.

$$\vec{\mathrm{F}} = \mathrm{q} \cdot \vec{\mathrm{E}} + \mathrm{q}\left(\vec{\mathrm{V}}\mathrm{x}\vec{\mathrm{B}}\right) \tag{2.35}$$

Homojen, izotropik, lineer ortamlarda μ_0 yerine μ, ε_0 yerine ε terimleri kullanılarak Eş. 2.36 ve Eş. 2.37'deki gibi hesaplanır.

$$\varepsilon = \varepsilon_0 \cdot \varepsilon_\mathrm{r} \tag{2.36}$$

$$\mu = \mu_0 \cdot \mu_\mathrm{r} \tag{2.37}$$

Bu denklemlerde μ_r bağıl manyetik geçirgenliği, μ malzemenin manyetik geçirgenliğini, ε_r bağıl elektriksel geçirgenliği, ε malzemenin elektriksel geçirgenliğini ifade eder.

İşte [72]' de, diferansiyel formdaki bu Maxwell denklemleri, ilk kez ortaya konulan FDTD yöntemiyle çözülmüştür.

2.6.2. Maxwell denklemlerinin sonlu farklar açılımı

FDTD algoritmasının başlangıcı, Maxwell rotasyonel denklemleriyle yapılmıştır. Çünkü diverjans denklemlerini rotasyonel denklemlerden ve başlangıç sınır şartlarından elde etmek mümkündür. Maxwell denklemlerinin FDTD ile çözümünün özü, rotasyonel denklemlerindeki diferansiyel terimlerin sayısallaştırılıp sonlu fark eşdeğerleri ile değiştirilmesiyle elde edilen ayrık denklemlerin sınır koşullarıyla birlikte zamanda iteratif olarak çözülmesidir.

Maxwell'in Eş. 2.30'daki rotasyonel denklemi çözülürse Eş. 2.38 elde edilir. Bu denklemde i,j,k birim vektörlerdir. Rotasyonel denklemin çözümü, aşağıdaki gibi determinant işlemi ile yapılır.

$$\frac{\partial \vec{H}}{\partial t} = -\frac{1}{\mu_0} \cdot \begin{vmatrix} \vec{i} & \vec{j} & \vec{k} \\ \frac{\partial}{\partial_x} & \frac{\partial}{\partial_y} & \frac{\partial}{\partial_z} \\ E_x & E_y & E_z \end{vmatrix} = -\frac{1}{\mu_0} \cdot \begin{Bmatrix} \frac{\partial E_z}{\partial_y} - \frac{\partial E_y}{\partial_z} \\ \frac{\partial E_x}{\partial_z} - \frac{\partial E_z}{\partial_x} \\ \frac{\partial E_y}{\partial_x} - \frac{\partial E_x}{\partial_y} \end{Bmatrix} \tag{2.38}$$

Eş. 2.38' de görüldüğü gibi, manyetik alanın 3 bileşeni vardır. Maxwell'in Eş. 2.34' deki rotasyonel denklemi çözülürse Eş. 2.39 elde edilir.

$$\frac{\partial \vec{E}}{\partial t} = \frac{1}{\varepsilon_0} \cdot \begin{vmatrix} \vec{i} & \vec{j} & \vec{k} \\ \frac{\partial}{\partial_x} & \frac{\partial}{\partial_y} & \frac{\partial}{\partial_z} \\ H_x & H_y & H_z \end{vmatrix} = \frac{1}{\varepsilon_0} \cdot \begin{Bmatrix} \frac{\partial H_z}{\partial_y} - \frac{\partial H_y}{\partial_z} \\ \frac{\partial H_x}{\partial_z} - \frac{\partial H_z}{\partial_x} \\ \frac{\partial H_y}{\partial_x} - \frac{\partial H_x}{\partial_y} \end{Bmatrix} \tag{2.39}$$

Eş. 2.39' da görüldüğü gibi, elektrik alanın 3 bileşeni vardır.

Eş. 2.30 ve Eş. 2.34'deki E ve H (elektrik ve manyetik alan), Eş. 2.38 ve Eş. 2.39'da görüldüğü gibi 3 boyutlu vektörlerdir. Burada, 1 boyutlu durum ele alınarak, E_x ve H_y'yi kullanacağız. Böylelikle denklemler, Eş. 2.40 ve Eş. 2.41'daki gibi olur. Bu denklemler, manyetik alanı y yönünde, elektrik alanı x yönünde ve ilerleme yönü z olan bir düzlemsel dalgayı ifade eder. Düzlemsel dalgalar, konuma ve zamana bağlıdır. Düzlemsel dalganın z yönünde ilerlediğini farzettiğimizden (modellemenin tek boyuta indirgenmesi için $E_z = 0, H_z = 0$) x ve y yönlerinde değişim yoktur. Yani; $\frac{\partial}{\partial_x} = 0 \; ve \; \frac{\partial}{\partial_y} = 0$ olur. Zaten Eş. 2.38 ve Eş. 2.39, 1 boyutlu durum ele alındığında bu nedenle Eş. 2.40 ve Eş. 2.41 halini alır.

$$\frac{\partial E_x}{\partial t} = -\frac{1}{\varepsilon_0} \cdot \frac{\partial H_y}{\partial z} \tag{2.40}$$

$$\frac{\partial H_y}{\partial t} = -\frac{1}{\mu_0} \cdot \frac{\partial E_x}{\partial z} \tag{2.41}$$

Eş. 2.40 ve Eş. 2.41' in çözümüyle, tek boyutta elektromanyetik dalga yayılımı modellenebilir. Uzayın herhangi bir bölgesindeki elektrik ve manyetik alan bileşenleri birbirlerine ve ortamın manyetik geçirgenliğiyle dielektrik sabitine bağlıdır. Görüldüğü gibi bu denklemler zamana da bağlıdır. Bu denklemleri çözmek için Taylor serisinden faydalanarak merkezi sonlu farklar açılımı yapılır.

2.6.3. Taylor serisi açılımıyla ayrıklaştırma

Taylor serisinden faydalanılarak sonlu farklar açılımı ile, kısmi türev içeren denklemler belirlenen hata payı ile hem konuma hem de zamana göre ayrıklaştırılmış olunur. Ayrıklaştırma işlemiyle sonlu fark formülasyonu yapılır. 3 çeşit ayrıklaştırma metodu vardır: Bunlar ileri yönlü sonlu farklar, geri yönlü sonlu farklar ve merkezi sonlu farklardır.

Taylor serisi, başlangıç değer problemi şeklindeki diferansiyel denklemlerin çözümünde kullanılır. Başlangıç değer olmadığında Taylor serisi yöntemini kullanabilmek mümkün değildir. Taylor serisi, bir fonksiyonun herhangi x_i noktasındaki değerini, fonksiyonun ve türevlerinin o x_i noktasındaki değerleri cinsinden bulmayı sağladığı gibi, Taylor serisinden faydalanılarak oluşturulan fark denklemleriyle fonksiyonun herhangi x_i noktasındaki türevini de fonksiyonun o x_i noktasındaki değeri cinsinden bulmayı sağlar. $f(x)$ sonsuz kez türevi alınabilir bir fonksiyon olmak üzere Taylor serisinin genel denklemi Eş. 2.42' deki gibidir.

$$f(x) = \sum_{n=0}^{\infty} \frac{f^{(n)}(x_i) \cdot (x - x_i)^n}{n!} \tag{2.42}$$

Bu denklemde x_i başlangıç değerini, (n) türevin derecesini, n üssel dereceyi gösterir. Eş. 2.42'i açarsak Eş. 2.43' deki gibi olur. Eş. 2.43, x_i noktasındaki Taylor serisi açılımıdır.

$$f(x) = f(x_i) + f'(x_i) \cdot (x - x_i) + \frac{f''(x_i) \cdot (x - x_i)^2}{2!} + \frac{f'''(x_i) \cdot (x - x_i)^3}{3!} + \cdots \tag{2.43}$$

Eş. 2.43, $'$ türevin derecesini gösterir. Bu denklemde $x = x_{i+1}$ dersek, $f(x)'$in x_{i+1}'deki değeri Eş. 2.44'deki gibi olur.

$$f(x_{i+1}) = f(x_i) + f'(x_i) \cdot (x_{i+1} - x_i) + \frac{f''(x_i) \cdot (x_{i+1} - x_i)^2}{2!} + \frac{f'''(x_i) \cdot (x_{i+1} - x_i)^3}{3!} + \cdots \tag{2.44}$$

Δx aralık kadar ilerleme ile $x_i + \Delta x$ noktasına, bir sonraki terime ilerlenmiş olunur. x_{i+1}, x_i noktasından Δx kadar ilerdedir.

$$x_i + \Delta x = x_{i+1} \quad , \quad \Delta x = x_{i+1} - x_i \tag{2.45}$$

Eş. 2.44'de $x_{i+1} - x_i$ yerine Δx yazılırsa (Eş. 2.45) Eş. 2.46 elde edilir. Eş. 2.46, x_i noktasından Δx kadar uzaktaki(ilerdeki) noktaya Taylor serisinin açılımıdır.

$$f(x_{i+1}) = f(x_i + \Delta x)$$
$$= f(x_i) + f'(x_i) \cdot \Delta x + \frac{f''(x_i) \cdot (\Delta x)^2}{2!} + \frac{f'''(x_i) \cdot (\Delta x)^3}{3!} + \cdots \tag{2.46}$$

Eş. 2.46, $f(x)$ fonksiyonunun $x_i + \Delta x$ noktasındaki Taylor açılımıdır. Eş. 2.46'da $f'(x_i)$ çekilirse Eş. 2.47'deki ileri yönlü sonlu farklar genel denklemi elde edilir.

$$f'(x_i) = \frac{f(x_{i+1}) - f(x_i)}{\Delta x} - \frac{f''(x_i) \cdot \Delta x}{2} - \frac{f'''(x_i) \cdot (\Delta x)^2}{3!} - \cdots \tag{2.47}$$

Δx aralık kadar geri yönde ilerleme ile, $x_i - \Delta x$ noktasına, geri yöndeki bir sonraki terime ilerlenmiş olunur. x_{i-1}, x_i noktasından Δx kadar geridedir (Eş. 2.48).

$$x_i - \Delta x = x_{i-1}, \quad \Delta x = x_i - x_{i-1} \tag{2.48}$$

Eş. 2.43'de $x = x_{i-1}$ dersek Eş. 2.49 elde edilir.

$$f(x_{i+1}) = f(x_i) + f'(x_i) \cdot (x_{i-1} - x_i) + \frac{f''(x_i) \cdot (x_{i-1} - x_i)^2}{2!}$$
$$+ \frac{f'''(x_i) \cdot (x_{i-1} - x_i)^3}{3!} + \cdots \tag{2.49}$$

Eş. 2.49'da $x_i - x_{i-1}$ yerine Δx yazılırsa Eş. 2.50 elde edilir. Eş. 2.50, x_i noktasından Δx kadar gerideki noktaya Taylor serisinin açılımıdır.

$$f(x_{i-1}) = f(x_i) + f'(x_i) \cdot (-\Delta x) + \frac{f''(x_i) \cdot (-\Delta x)^2}{2!} + \frac{f'''(x_i) \cdot (-\Delta x)^3}{3!} + \cdots \tag{2.50}$$

Eş. 2.50 düzenlenirse Eş. 2.51 elde edilir.

$$f(x_{i-1}) = f(x_i - \Delta x) = f(x_i) - f'(x_i)\cdot\Delta x + \frac{f''(x_i)\cdot(\Delta x)^2}{2!} - \frac{f'''(x_i)\cdot(\Delta x)^3}{3!} + \cdots \quad (2.51)$$

Eş. 2.51, f(x) fonksiyonunun $x_i - \Delta x$ noktasındaki Taylor açılımıdır. Eş. 2.51'de $f'(x_i)$ çekilirse Eş. 2.52'daki geri yönlü sonlu farklar genel denklemi elde edilir.

$$f'(x_i) = \frac{f(x_i) - f(x_{i-1})}{\Delta x} + \frac{f''(x_i)\cdot\Delta x}{2} - \frac{f'''(x_i)\cdot(\Delta x)^2}{3!} + \cdots \quad (2.52)$$

Eş. 2.46'dan Eş. 2.51'i taraf tarafa çıkarırsak Eş. 2.53 elde edilir.

$$\begin{aligned} f(x_{i+1}) - f(x_{i-1}) &= f(x_i + \Delta x) - f(x_i - \Delta x) \\ &= f(x_i) + f'(x_i)\cdot\Delta x + \frac{f''(x_i)\cdot(\Delta x)^2}{2!} + \frac{f'''(x_i)\cdot(\Delta x)^3}{3!} + \cdots \\ &\quad - \left(f(x_i) - f'(x_i)\cdot\Delta x + \frac{f''(x_i)\cdot(\Delta x)^2}{2!} - \frac{f'''(x_i)\cdot(\Delta x)^3}{3!} + \cdots \right) \end{aligned} \quad (2.53)$$

Eş. 2.53 düzenlenirse, Eş. 2.54 elde edilir.

$$f(x_i + \Delta x) - f(x_i - \Delta x) = 2f'(x_i)\cdot\Delta x + 2\frac{f'''(x_i)\cdot(\Delta x)^3}{3!} + \cdots \quad (2.54)$$

Eş. 2.54'de $f'(x_i)$ çekilirse Eş. 2.55'deki merkezi farklar genel denklemi elde edilir.

$$f'(x_i) = \frac{f(x_i + \Delta x) - f(x_i - \Delta x)}{2\Delta x} - \frac{f'''(x_i)\cdot(\Delta x)^2}{3!} - \cdots \quad (2.55)$$

Eş. 2.55'de 3. türevden itibaren olan terimlerin etkisi çok küçük olacağından ihmal edilir ve böylece merkezi sonlu fark yöntemine göre Eş. 2.56 elde edilir.

$$f'(x_i) = \frac{f(x_i + \Delta x) - f(x_i - \Delta x)}{2\Delta x} \quad (2.56)$$

Eş. 2.56, $\Delta x = \Delta x/2$ alındığında, Eş. 2.57'deki gibi de olur.

$$f'(x_i) = \frac{f(x_i + \Delta x/2) - f(x_i - \Delta x/2)}{\Delta x} \tag{2.57}$$

Görüldüğü gibi, x_i noktasındaki türev, doğrudan fonksiyona ileri ve geri yönden Δx aralığıyla yaklaşarak bulunur. Eş. 2.56 kullanılarak da x_i noktasındaki ikinci türev Eş. 2.58'deki gibi bulunabilir.

$$f''(x_i) = \frac{f'(x_i + \Delta x) - f'(x_i - \Delta x)}{2\Delta x} \tag{2.58}$$

Ayrıca, Eş. 2.46 ile Eş. 2.51'i taraf tarafa toplarsak Eş. 2.59 elde edilir.

$$f(x_i + \Delta x) + f(x_i - \Delta x) = f(x_i) + f'(x_i) \cdot \Delta x + \frac{f''(x_i) \cdot (\Delta x)^2}{2!} + \frac{f'''(x_i) \cdot (\Delta x)^3}{3!} + \cdots$$
$$+ f(x_i) - f'(x_i) \cdot \Delta x + \frac{f''(x_i) \cdot (\Delta x)^2}{2!} - \frac{f'''(x_i) \cdot (\Delta x)^3}{3!} + \cdots \tag{2.59}$$

Eş. 2.59 düzenlenirse Eş. 2.60 elde edilir.

$$f(x_i + \Delta x) + f(x_i - \Delta x) = 2f(x_i) + f''(x_i) \cdot (\Delta x)^2 + 2\frac{f''''(x_i) \cdot (\Delta x)^4}{4!} \ldots \tag{2.60}$$

Eş. 2.60'da $f''(x_i)$ çekilirse Eş. 2.61 elde edilir.

$$f''(x_i) = \frac{f(x_i + \Delta x) + f(x_i - \Delta x) - 2f(x_i)}{\Delta x^2} + 2\frac{f''''(x_i) \cdot (\Delta x)^2}{4!} - \cdots \tag{2.61}$$

Eş. 2.61'de 4.dereceden itibaren türevli terimler ihmal edilirse, x_i noktasındaki ikinci türev, doğrudan fonksiyona ileri ve geri yönden Δx aralığıyla yaklaşarak Eş. 2.62 ile, türevsiz ifadelerle bulunur.

$$f''(x_i) = \frac{f(x_i + \Delta x) + f(x_i - \Delta x) - 2f(x_i)}{\Delta x^2} \tag{2.62}$$

2.6.4. Konumda ve zamanda ayrıklaştırma

FDTD denklemleri, Eş. 2.40 ve Eş. 2.41'in Taylor serisi açılımıyla elde edilen merkezi sonlu farklar yaklaşımıyla Eş. 2.56 ya da Eş. 2.57 denklemleri kullanılarak ayrıklaştırılması sonucunda bulunur. Eş. 2.40 ve Eş. 2.41 denklemlerinde görüldüğü gibi, E_x ve H_y'nin her ikisi de konuma (z) ve zamana (t) bağlıdır. k ve n sırasıyla konumda ve zamanda indis olmak üzere, elektrik ve manyetik alan bileşenleri Eş. 2.63 ve Eş. 2.64' deki gibi gösterilebilir.

$$E_x(z,t) = E_x(k,n) = E_x^n(k) \tag{2.63}$$

$$H_y(z,t) = H_y(k,n) = H_y^n(k) \tag{2.64}$$

Δx konumda eşit aralık, Δt zamanda eşit aralık (ayrık adımlar) olmak üzere, konuma ve zamana bağlı bir fonksiyonun merkezi sonlu farklar metoduyla çözümünde, $x = i\Delta x$, $t = j\Delta t$ (i,j=0,1,2,…) alındığında, fonksiyonun A noktasındaki değeri $f_A = f(x,t)$'dir. Buna göre fonksiyonun konuma ve zamana bağlı türevleri de Eş. 2.65 ve Eş. 2.66'daki gibi gösterilir (Eş 2.56 denkleminden).

$$f_x|i,j = \frac{\partial f}{\partial x} = \frac{f_x^t(i+1,j) - f_x^t(i-1,j)}{2\Delta x} \tag{2.65}$$

$$f_t|i,j = \frac{\partial f}{\partial t} = \frac{f_x^{t+1}(i,j) - f_x^{t-1}(i,j)}{2\Delta t} \tag{2.66}$$

Buna göre Eş. 2.40 ve Eş. 2.41 denklemlerinde yer alan elektrik alanın konuma ve zamana göre türevleri, $z = k\Delta z$, $t = n\Delta t$ olmak üzere Eş. 2.67 ve Eş. 2.68 eşitliklerindeki gibi gösterilir.

$$\frac{\partial E_x}{\partial z} = \frac{E_x^n(z+\Delta z) - E_x^n(z-\Delta z)}{2\Delta z} = \frac{E_x^n(k+1) - E_x^n(k-1)}{2\Delta z} \tag{2.67}$$

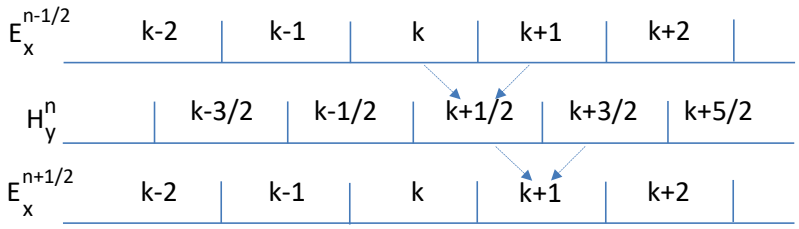
$$\frac{\partial E_x}{\partial t} = \frac{E_x^{n+1}(k) - E_x^{n-1}(k)}{2\Delta t} \tag{2.68}$$

Eş. 2.67 ve Eş. 2.68'de, n zaman adımını belirtirken, n+1 bir sonraki zaman adımını(az sonraki zaman), n-1 bir önceki adımda zamanı(az önceki zaman) ifade etmektedir. Δt, zamansal artım aralığıdır. k, ilerleme doğrultusu olan z'deki herhangi bir konumu belirtirken, k+1 bir sonraki adımdaki mesafeyi, k-1 bir önceki adımda mesafeyi ifade etmektedir. Dalganın yayılma yönü z doğrultusunda olduğundan konumsal artım aralığı Δz'dir. Genellikle mesafeye bağlı artım aralığı için, Δz yerine Δx kullanılır ($z = k\Delta x$). Sonuç olarak Eş. 2.40 ve Eş. 2.41, Taylor serisi açılımıyla elde edilen merkezi sonlu farklar yaklaşımıyla Eş. 2.56 ya da Eş. 2.57 denklemi kullanılarak konumda ve zamanda ayrıklaştırılması sonucunda Eş. 2.69 ve Eş. 2.70 denklemlerindeki gibi gösterilir.

$$\frac{E_x^{n+1/2}(k) - E_x^{n-1/2}(k)}{\Delta t} = -\frac{1}{\varepsilon_0} \cdot \frac{H_y^n(k+1/2) - H_y^n(k-1/2)}{\Delta x} \tag{2.69}$$

$$\frac{H_y^{n+1}(k+1/2) - H_y^n(k+1/2)}{\Delta t} = -\frac{1}{\mu_0} \cdot \frac{E_x^{n+1/2}(k+1) - E_x^{n+1/2}(k)}{\Delta x} \tag{2.70}$$

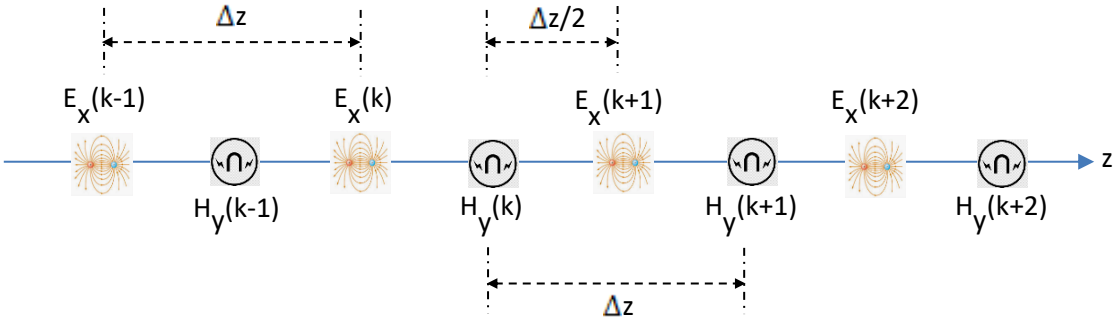
Eş. 2.69 ve Eş. 2.70 denklemlerinde görüldüğü gibi, elektrik ve manyetik alanlar konuma ve zamana bağlı olarak birbirinden ayrıdır. Şekil 2.29' da gösterildiği gibi, H manyetik alan değerlerinin, E elektrik alan değerleri arasına yerleştirilmiş olduğu kabulü ile, Eş. 2.69 ve Eş. 2.70 denklemlerinde k+1/2 ve k-1/2, n+1/2 ve n-1/2 ifadeleri kullanılmıştır.



Şekil 2.29. FDTD denklemlerinde E ve H alanlarının konum ve zaman ilişkisi

Şekil 2.29'dan anlaşıldığı gibi, $E_x(k+1)$ değerinin bulunması için, k+1/2 ve k+3/2'deki H_y değerlerinin, $H_y(k+1/2)$ değerinin bulunması için de k ve k+1'deki E_x değerlerinin bilinmesi gereklidir.

Şekil 2.30' da tek boyutlu durumda elektrik alan ve manyetik alan bileşenleri gösterilmiştir.



Şekil 2.30. Elektrik alan ve manyetik alanın tek boyutta gösterimi

Şekil 2.30' da görüldüğü gibi, elektrik alan ve manyetik alan z eksenindedir. Alanların kendi içerisinde aralarındaki uzaklık Δz'dir. Elektrik alan ile manyetik alan arasındaki mesafe ise Δz/2'dir. Eş. 2.69 düzenlenirse Eş. 2.71 elde edilir.

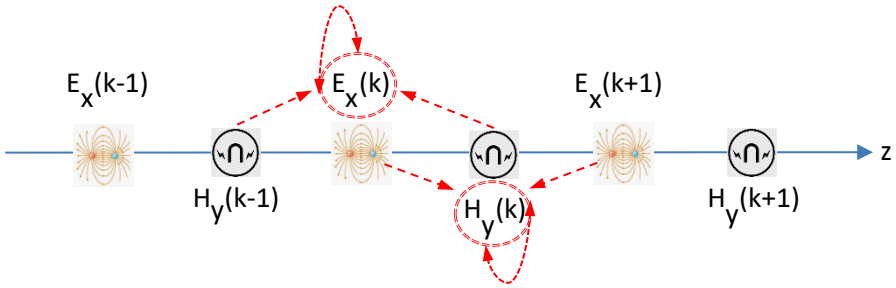
$$E_x^{n+1/2}(k) = E_x^{n-1/2}(k) - \frac{\Delta t}{\varepsilon_0 \cdot \Delta x} \cdot \left[H_y^n(k+1/2) - H_y^n(k-1/2)\right] \qquad (2.71)$$

Eş. 2.71, elektrik alanın x bileşeninin k konumundaki ve n+1/2 anındaki değerinin, aynı elektrik alanın yine aynı konumdaki n-1/2 anındaki değerine, yani 1 zaman adımı öncesi değerine bağlı olduğunu gösterir. Aynı zamanda bu denklem, elektrik alanın x bileşeninin k konumundaki ve n+1/2 anındaki değerinin, manyetik alanın y bileşeninin her 2 konumda komşu(k+1/2, k-1/2) yarımşar zaman adımı önceki değerlerine de bağlı olduğunu gösterir. Eş. 2.70 denklemi düzenlenirse Eş. 2.72 elde edilir.

$$H_y^{n+1}(k+1/2) = H_y^n(k+1/2) - \frac{\Delta t}{\mu_0 \cdot \Delta x} \cdot \left[E_x^{n+1/2}(k+1) - E_x^{n+1/2}(k)\right] \qquad (2.72)$$

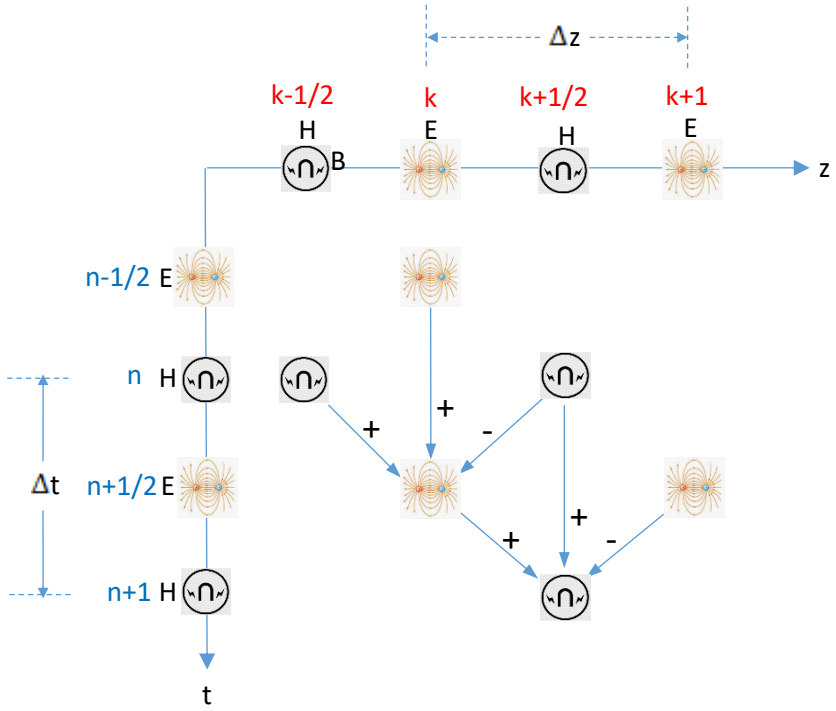
Eş. 2.72, manyetik alanın y bileşeninin k+1/2 konumundaki ve n+1 anındaki değerinin, aynı manyetik alanın yine aynı konumdaki ama 1 zaman adımı öncesi değerine bağlı olduğunu gösterir. Aynı zamanda bu denklem, manyetik alanın y bileşeninin k+1/2 konumundaki ve n+1 anındaki değerinin, elektrik alanın x bileşeninin her 2 konumda komşu(k+1, k) yarımşar zaman adımı önceki değerlerine de bağlı olduğunu gösterir.

Eş. 2.71 ve Eş. 2.72 denklemleri, herhangi bir konumda ve herhangi bir andaki elektrik alanın (manyetik alanın) değerinin aynı konumdaki bir zaman adımı önceki elektrik alanın (manyetik alan) değerine ve aynı andaki komşu manyetik alan (elektrik alan) değerlerine bağlı olarak hesaplandığını ifade eder. E_x ve H_y'nin hesabı Şekil 2.31'deki konuma bağlı çizim ile gösterilmiştir.



Şekil 2.31. E_x ve H_y'nin hesabına etki eden bileşenlerin konuma bağlı gösterimi

Şekil 2.31, E_x'in yeni değerinin önceki (zaman adımı olarak) E_x değerinden ve kendisine komşu H_y değerlerinden, H_y'in yeni değerinin önceki (zaman adımı olarak) $H_y$değerinden ve kendisine komşu E_x değerlerinden hesaplandığını gösterir. Şekil 2.32' de E_x ve H_y'nin hesabı, hem konuma hem de zamana göre gösterilmiştir. Böylece herhangi bir konum ve zamanda alanların hesabının hangi zamana ve hangi konuma göre nasıl yapıldığı daha iyi anlaşılacaktır.



Şekil 2.32. E_x ve H_y'nin hesabında konuma ve zamana göre gösterim

Ayrıklaştırılan Eş. 2.71 ve Eş. 2.72 denklemlerinin, bilgisayarda programsal olarak kodlama yapılarak çözülebilmesi için Eş. 2.73 ve Eş. 2.74 denklemleri haline getirilmesi gereklidir.

$$E_x(k) = E_x(k) - \frac{\Delta t}{\varepsilon_0 \cdot \Delta x}\left(H_y(k) - H_y(k-1)\right) \qquad 1 \leq k < N \qquad (2.73)$$

$$H_y(k) = H_y(k) - \frac{\Delta t}{\mu_0 \cdot \Delta x} \cdot (E_x(k+1) - E_x(k))) \qquad 0 \leq k < N \qquad (2.74)$$

Eş. 2.73 ve Eş 2.74 denklemlerinde, Eş. 2.71 ve Eş. 2.72 denklemlerinde gösterilen n, n+1/2, n-1/2 zaman adımı ifadeleri, k+1/2 ve k-1/2 konum adımı ifadeleri kodlama gösterimi açısından kullanılmamıştır. Örneğin; n+1/2 kullanılmadan yazılan $E_x(k)$ (Eş. 2.73'de eşitliğin solundaki) son $E_x(k)$ değerine, n-1/2 kullanılmadan yazılan $E_x(k)$ (Eş. 2.73'de eşitliğin sağındaki) önceki $E_x(k)$ değerine karşılık gelmektedir. Konumlar olarak da k+1/2 yerine k, k-1/2 yerine k-1 kullanılmıştır. Aynı şekilde son konum, bir önceki konum anlamını taşımaktadır.

Eş. 2.73 ve Eş. 2.74 denklemleri, belirli bir hesaplama zamanı süresince, bilgisayarda kodlama ile iteratif olarak çözülür. Böylece, elektrik alan ve manyetik alan bileşenlerinin konuma ve zamana göre değişimleri incelenebilir. Ayrıca, alan değerleri referansı ile herhangi bir noktada akım ve gerilimler, Amper ve Gauss yasalarıyla bulunabilir.

2.6.5. Kararlılık ve soğrulma sınır şartları

Elektromanyetik dalgalar ışık hızıyla ilerler. Maxwell denklemleri kullanılarak elektromanyetik dalganın ışık hızıyla yayıldığı Eş. 2.75' deki gibi ifade edilmiştir.

$$c = \frac{1}{\sqrt{\mu_0 \cdot \varepsilon_0}} = \frac{1}{\sqrt{4\pi 10^{-7} \cdot 8{,}85 \cdot 10^{-12}}} \cong 3 \cdot 10^8 \qquad (2.75)$$

FDTD yönteminde Δt gelişigüzel seçilmez. Zaman adımı Δt, 3 boyutlu durumda Eş. 2.76' daki gibi konum adımları ve ışık hızına bağlı olarak belirlenmelidir.

$$\Delta t \leq \frac{1}{c \cdot \sqrt{\left(\frac{1}{\Delta x}\right)^2 + \left(\frac{1}{\Delta y}\right)^2 + \left(\frac{1}{\Delta z}\right)^2}} \tag{2.76}$$

Eş. 2.76, Caurant kararlılık şartı olarak bilinir. Eş. 2.76, tek boyutlu durumda Eş. 2.77 halini alır.

$$\Delta t \leq \frac{\Delta x}{c} \tag{2.77}$$

Bu denklem, elektromanyetik dalganın aldığı yolu tanımlar (hız·zaman). Işık hızı, elektromanyetik dalganın en yüksek hızıdır. Dolayısıyla mesafesel ilerleme de maksimum olur. FDTD denklemleri iteratif çözülen denklemlerdir. Bu denklemlerin kararlı olması için, zaman adımı Δt, dalganın maksimum ilerlemesinin, Δx hücre boyutunu geçmeyecek şekilde seçilmelidir. Genel prensip olarak zaman adımı mümkün olduğu kadar küçük seçilir. Elektromanyetik yayılımda gerekli olan hücre boyutu için minimum zaman adımı Δt seçilmelidir. Yani, Δx hücre boyutunun, zaman adımı Δt seçiminden önce yapılması gerektiği unutulmamalıdır. Nyquist teoremi temeliyle, genel prensip olarak dalga boyunda en az 2 hücre olacak şekilde (genelde $\lambda/10$) hücre boyutu seçilmektedir. Hücre boyutu ve zaman adımı ne kadar küçük seçilirse, FDTD algoritması iteratif bilgisayar hesaplamaları o denli süre alacaktır.

Bir bilgisayarın sınırsız miktarda veri depolaması mümkün değildir. Bu nedenle hesaplamaların yapıldığı tüm alanda, sonlu farklar ile ayrıklaştırma işlemlerinin uygulanarak FDTD algoritmasının işletilmesi uygun bir çözüm olmaz. Bundan dolayı, tüm modelleme ve analiz işlemlerinde çözüm bölgesi sınırlandırılır. Zaten doğal yaşamda da problemlere özgü birçok sınırlayıcı vardır.

Elektromanyetik dalgalarda sınır noktasına ulaşan dalgalar, dışarıya doğru yayılmalı yani problem uzayına geri yansıması mümkün olduğu kadar az olmalıdır. Elektromanyetik dalganın problem uzayına geri yansımadan, dışarıya sonsuza doğru ilerliyormuş gibi gösterilebilmesi için sınırlarda uygun bir algoritma kullanmak gerekir. FDTD metodunun temelinde; örneğin tek boyutlu durumda, sınırın içinde kalan elektrik alanların hesabı için etrafındaki komşu 2 manyetik alan değerlerinin bilinmesi vardır. Ancak problem uzayı dışında hiçbir kaynak olmadığı bilindiğinden, dalganın uç noktalardan dışarıya doğru yayılmasını sağlamak üzere sınır noktalardaki alan değerleri, iç noktalarda hesaplanan değerler cinsinden yazılır. Böylelikle geriye yansımalar minimum yapılabilecektir [73].

Bir elektromanyetik dalga sınıra doğru ışık hızında ilerler. FDTD algoritmasının bir zaman adımında, elektromanyetik dalga $\Delta x/2$ kadar ilerler. Alınan mesafe hız·zaman'dır. Zaman adımı olarak Eş. 2.77'ye göre $\frac{\Delta x}{2c}$ alınırsa, $\text{alınan mesafe} = c \cdot \frac{\Delta x}{2c} = \frac{\Delta x}{2}$ olur.

Yani elektromanyetik dalga bir hücreyi 2 zaman adımında geçer. Yani sınır şartları $E_x^n(0) = E_x^{n-2}(1)$ yaklaşımı yapılır [74]. Bu durum, $E_x(1)$'in 2 zaman adımı süresince değerinin bir değişkene atanıp tutularak $E_x(0)$' da yerine yazılmasıyla sağlanır.

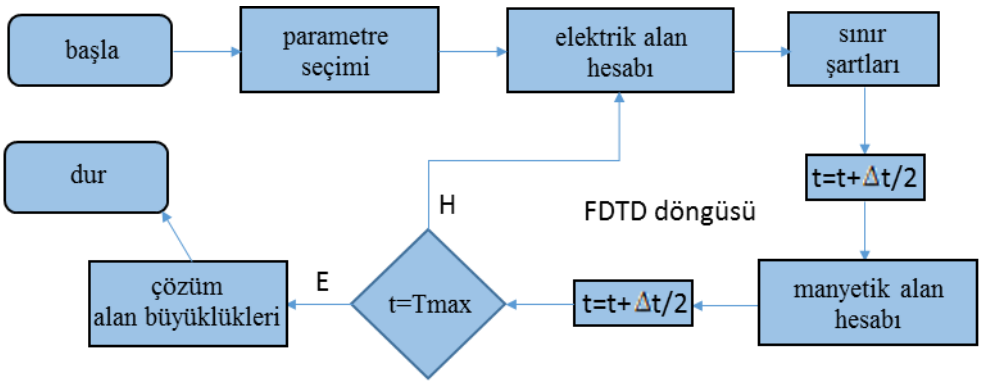
Ayrıca, sınırdaki elektrik alan değerini hesaplamak için, MUR sınır şartı olarak bilinen denklem, Eş. 2.78' de verilmiştir.

$$E_x^{n+1}(k+1) = E_x^n(k) + \frac{c\Delta t - \Delta z}{c\Delta t + \Delta z} \cdot \left(E_x^{n+1}(k) - E_x^n(k+1)\right) \qquad (2.78)$$

Sınır şartları elektrik alanın her 2 sınırı için de uygulanır. Eş. 2.78' de görüldüğü gibi, sınırdaki elektrik alan değerini hesaplamak için komşu manyetik alan değerlerine gerek yoktur.

2.6.6. FDTD akış şeması

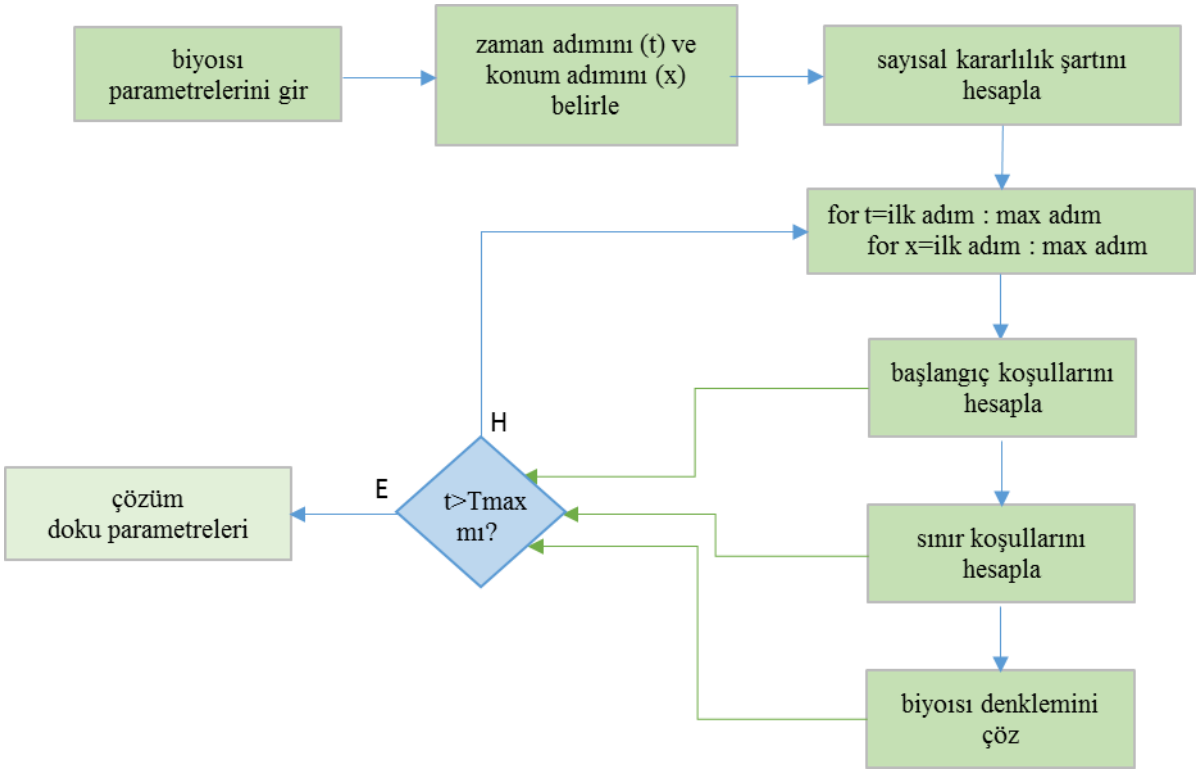
Yöntemin özü, diferansiyel formdaki denklemlerin, Taylor'un merkezi farklar açılımı kullanarak zaman domeninde ayrıklaştırılmasıyla aritmetik işlemler haline dönüştürülüp yaklaşık hesabının yapılmasıdır. Zamana bağlı çözüm üretir. Kısmi diferansiyel denklemler, ayrıklaştırma sonrası kodlamaya uygun hale getirilir ve belirli bir simülasyon zamanı boyunca iteratif olarak çözülür. Analitik türevler yerine sayısal eşdeğerleri aritmetik işlemler ile yapılır. Ayrıklaştırılıp sayısallaştırılan denklemler, bir önceki andaki değerleri ve komşu hücrelerdeki bileşenleri cinsinden iteratif biçimde hesaplanarak çözülür. Maxwell denklemlerinin çözümüyle ortaya çıkan, FDTD yönteminin akış şeması Şekil 2.33'deki gibidir [75].



Şekil 2.33. FDTD algoritması

Şekil 2.33'den görüldüğü gibi, algoritma parametre hesabıyla başlar. Elektrik alan bileşenlerinin hesabıyla zaman döngüsüne girilir. Sınır koşulları sağlandıktan sonra zaman adımı $\Delta t/2$ kadar artırılır. Daha sonra manyetik alan bileşenleri hesaplanır. Zaman adımı tekrar $\Delta t/2$ kadar artırılır. Bu işlemler maksimum hesaplama zamanı süresince iteratif olarak devam ettirilir.

FDTD algoritması biyoısı transfer denklemine Şekil 2.34'deki algoritmayla uygulanır.

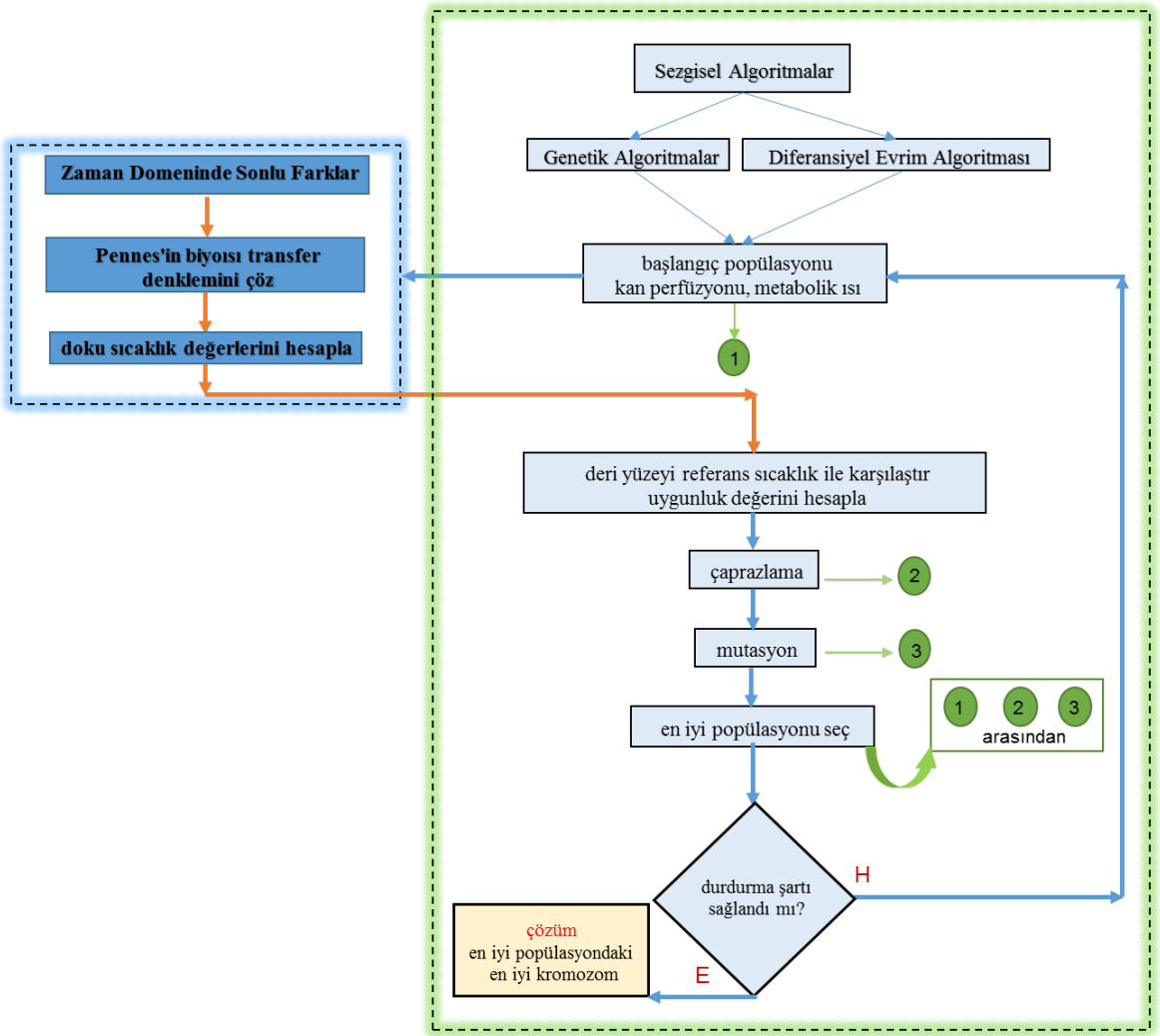


Şekil 2.34. Biyoısı denklemine FDTD algoritması uygulaması

3. GEREÇ VE YÖNTEM

FDTD-SA hibrit modelinde, Pennes'in biyoısı transfer denklemi FDTD ile çözülmektedir. FDTD'ye kan perfüzyonu ve metabolik ısı değerleri de SA (GA, DEA) ile sağlanmaktadır. Aynı anda, FDTD ve SA birlikte içiçe çalışmaktadır. FDTD, SA için doku sıcaklık değerlerini bulurken, SA da FDTD için kan perfüzyonu ve metabolik ısı üretimi değerlerini bulmaktadır. FDTD ve SA'nın hibrit uygulaması MATLAB programlama ile yapılmıştır. Birbirinden çok farklı bu 2 yöntemin birlikte kullanımıyla güçlü bir yapı oluşturulmuş, optimum sonuca ulaşılmaya çalışılmıştır. Tümörlü doku tespiti için, kan perfüzyonu ve metabolik ısı değerleri birlikte değerlendirilebildiği gibi, sadece kan perfüzyonu ve sadece metabolik ısı üretimi değerleriyle de tümörlü doku tahminine dair uygulamalar yapılmıştır.

FDTD-SA hibrit modeli akış şeması Şekil 3.1'de gösterilmiştir.



Şekil 3.1. FDTD-SA hibrit modeli

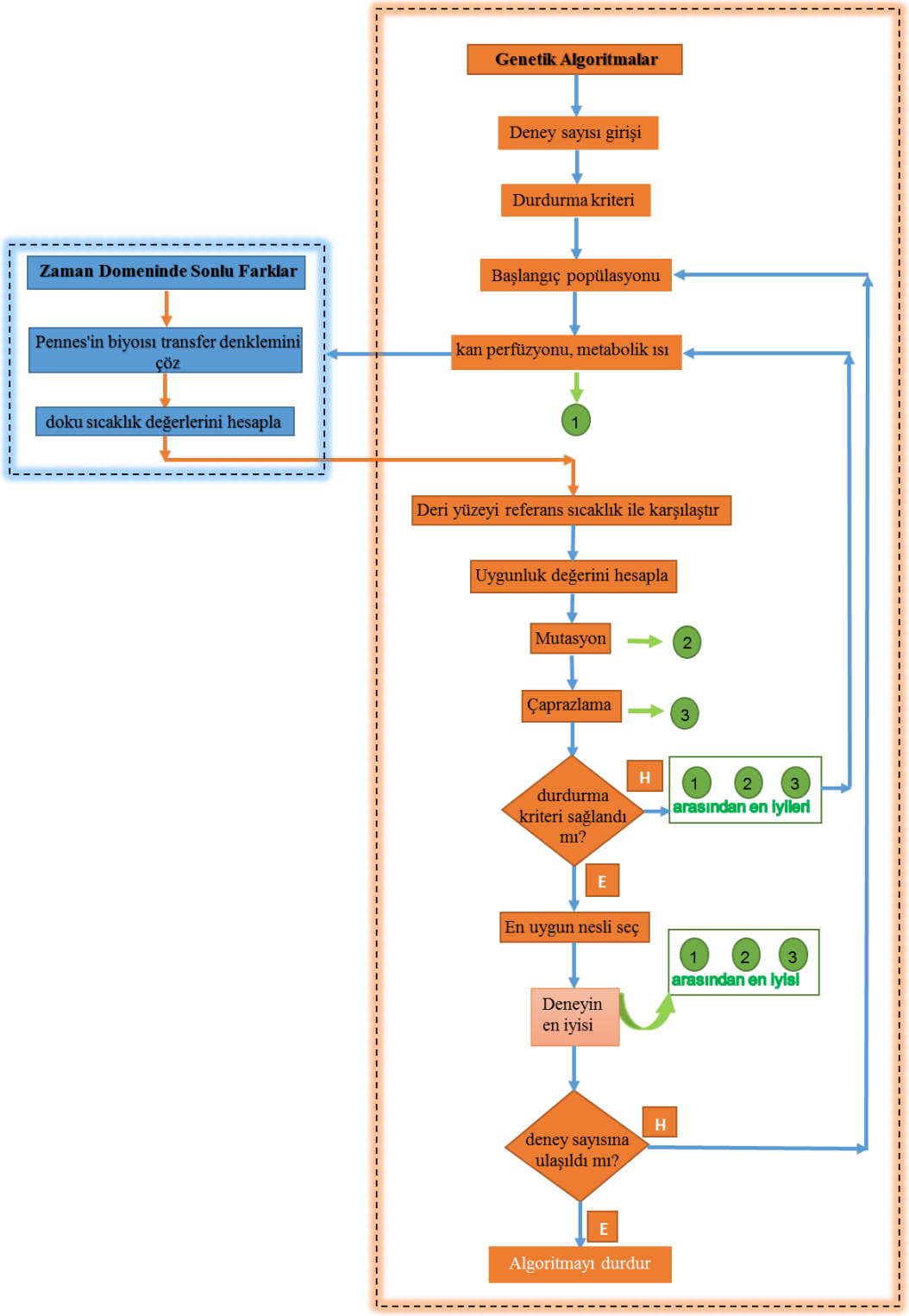
FDTD-SA'da çözüme etki eden en önemli parametrelerden biri de uygunluk fonksiyonudur. Uygunluk fonksiyonu aracılığıyla her iterasyonda en iyi popülasyon, en iyi kromozomlar seçilir. Uygunluk fonksiyonu, cilt referans yüzey sıcaklığı ile hibrit yapıdan elde edilen sıcaklıkların farklarının karesi şeklinde, MATLAB'ta tanımlanmıştır. Tanımlanan uygunluk fonksiyonu (F) Eş. 3.1' de gösterilmiştir. N, popülasyondaki kromozom sayısıdır. T, deri yüzeyi referans sıcaklığı, D optimizasyon sürecinde elde edilen doku sıcaklığıdır.

$$F = \sum_{i=1}^{N} (T - D_i)^2 \tag{3.1}$$

3.1. FDTD-GA Hibrit Modeli

GA'da başlangıç popülasyonu rasgele oluşturulur. Başlangıç popülasyonu, çözüm namzeti varsayılan, kan perfüzyonu ve metabolik ısı değerleri olan kromozomlardır. Her bir kromozoma karşılık 1 uygunluk değeri hesaplanır. Uygunluklarına göre sıralanan kromozomlar çaprazlama ve mutasyona uğratılır. Bu çalışmada çaprazlama ve mutasyon operatörleri 2'lik tabanda uygulanmıştır. Çaprazlama için en iyi kromozom ile en kötü kromozom seçilmiştir. Böylelikle en kötü kromozomun belki bazı genlerinin iyi olabileceği ve böylelikle en iyi kromozomu daha iyi yapabileceği, en iyi kromozomun da iyi genleriyle en kötü kromozomu iyileştirileceği düşünülmüştür. Örneğin popülasyonda 30 kromozom varsa, iyiliğine göre sıralanan kromozomlar arasında, 1-30, 2-29, 3-28… şeklinde 2'lik tabanda tek noktalı çaprazlama yapılmıştır. Hem kan perfüzyonu hem de metabolik ısı için, hem tam kısım hem de ondalık kısım ayrı ayrı çaprazlama ve mutasyon işlemlerine tabi tutulmuştur. Başlangıç popülasyonu ya da sonraki nesillerde önceki nesilden gelen en iyi popülasyon, çaprazlama ile elde edilen popülasyon ve mutasyon ile elde edilen popülasyon arasından uygunluğuna göre en iyi popülasyon sonraki nesil için seçilmiştir. Her iterasyonda ya da nesilde bulunan kan perfüzyonu ve metabolik ısı değerleri biyoısı transfer denkleminde yerine konarak FDTD ile doku sıcaklıkları bulunmuştur. Biyoısı transfer denklemini çözen FDTD'dir. Biyoısı transfer denklemine kan perfüzyonu ve metabolik ısı değerlerini veren GA'dır. Hibrit yapıda algoritmayı durdurma kriteri sağlanıncaya kadar işlemler bu şekilde döngüsel devam eder. Durdurma kriteri sağlandığında, en iyi kromozomlar (kan perfüzyonu, metabolik ısı) çözüm kromozomlarıdır. Çalışmamızda durdurma kriteri, maksimum iterasyon sayısı seçilmiştir. Şekil 3.1'de FDTD-GA hibrit modeli akış şeması gösterilmiştir.

FDTD-GA hibrit metoda deney sayısı da eklenmiştir. Böylelikle algoritma aynı anda istenilen deney sayısı kadar çalıştırılmıştır. Her bir deneyin en iyi sonuçları aynı anda ve tek seferde görülme imkanı oluşmuştur. Deney sayısı eklendiğinde FDTD-GA hibrit modelinin akış şeması Şekil 3.2'de gösterilmiştir.



Şekil 3.2. Deneyli FDTD-GA hibrit modeli

3.2. FDTD-DEA Hibrit Modeli

FDTD-DEA hibrit modelinde, FDTD'ye kan perfüzyonu ve metabolik ısı değerleri her nesilde (iterasyon, generasyon) DEA tarafından hesaplanarak verilmektedir. DEA'da kodlama daha kolaydır ve 10'luk tabanda yapılmıştır. Şekil 3.3'de kan perfüzyonu için DEA mutasyon ve çaprazlama MATLAB kodu gösterilmiştir.

```
for i=1:popsay
%kan perfüzyonu için mutasyon
   ras1=round(rand(1,1)*(popsay-1)+1);
   ras2=round(rand(1,1)*(popsay-1)+1);
   ras3=round(rand(1,1)*(popsay-1)+1);
   ras4=round(rand(1,1)*(popsay-1)+1);
   if ras1==ras2
      ras1=round(rand(1,1)*(popsay-1)+1);
   end
   mutasyonkanperfuzyon(i)=secilmiskanperfuzyon(i)+[(rand(1,1))*(secilmiskanperfuzyon(ras1)-secilmiskanperfuzyon(ras2))];
   if mutasyonkanperfuzyon(i)<=0
   mutasyonkanperfuzyon(i)=secilmiskanperfuzyon(i)+[(rand(1,1))*(secilmiskanperfuzyon(ras3)+secilmiskanperfuzyon(ras4))];
   end
   %kan perfüzyonu için çaprazlama
   d=rand(1,1);
   if d>0.5
       caprazlamakanperfuzyon(i)=secilmiskanperfuzyon(i);
   else
       caprazlamakanperfuzyon(i)=mutasyonkanperfuzyon(i);
   end


%metabolik ısı için mutasyon
   ras1=round(rand(1,1)*(popsay-1)+1);
   ras2=round(rand(1,1)*(popsay-1)+1);
   ras3=round(rand(1,1)*(popsay-1)+1);
   ras4=round(rand(1,1)*(popsay-1)+1);
   if ras1==ras2
      ras1=round(rand(1,1)*(popsay-1)+1);
   end
   mutasyonmetabolikisi(i)=secilmismetabolikisi(i)+[(rand(1,1))*(secilmismetabolikisi(ras1)-secilmismetabolikisi(ras2))];
   if mutasyonmetabolikisi(i)<=0
      mutasyonmetabolikisi(i)=secilmismetabolikisi(i)+[(rand(1,1))*(secilmismetabolikisi(ras3)+secilmismetabolikisi(ras4))];
   end
   %metabolik ısı için çaprazlama
   d=rand(1,1);
   if d>0.5
      caprazlamametabolikisi(i)=secilmismetabolikisi(i);
   else
      caprazlamametabolikisi(i)=mutasyonmetabolikisi(i);
   end
end
```

Şekil 3.3. DEA mutasyon ve çaprazlama MATLAB kodu

Şekil 3.3' de gösterildiği gibi, önceki nesilden gelen en iyi popülasyon secilmiskromozom (secilmiskanperfuzyon, secilmismetabolikisi), mutasyon sonrası elde edilen mutasyonkromozom (mutasyonkanperfuzyon, mutasyonmetabolikisi), çaprazlama ile elde edilen çaprazlamakromozom (caprazlamakanperfuzyon, caprazlamametabolikisi) her nesilde (iterasyonda) hesaplanır ve uygunluk fonksiyonu aracılığıyla, iyiliklerine göre, en iyi kromozomlar (kanperfuzyon, metabolikisi) sonraki nesil için seçilir.

3.3. FDTD-SA Hibrit Modelinde FDTD Parametreleri

Tümörlü doku tespiti için, kan perfüzyonu ve metabolik ısı üretimi tahmininde başlangıç popülasyonu, rasgele Şekil 3.4'deki gibi MATLAB koduyla oluşturulmuştur. Başlangıç popülasyonu kromozomları kan perfüzyonu ve metabolik ısı değerleridir. Şekil 3.4' de doku ve FDTD parametreleri ve ayrıca sayısal kararlılık şartı da gösterilmiştir.

```
%doku parametreleri
rod=1052;%doku yoğunluğu (kg/m3);rob=rod;
Cd=3800;%doku özgül ısı kapasitesi(Wsn/kgC);Cb=Cd;
kd=0.5;%doku termal iletkenlik sabiti(W/mC)
h=5;%W/m2C  konveksiyon sabiti
Te=21;%ortam  sıcaklığı(C)
Tb=37;%ana arter kan sıcaklığı

%biyoısı denklemi için FDTD parametreleri
dokuboyutu=0.05;%doku boyutu
xsayisi=20;%pozisyon  adım sayısı
dx=dokuboyutu/xsayisi;%pozisyon adımı
tsayisi=50;%zaman  adımı sayısı

%başlangıç populasyonu rasgele oluşturuluyor
for i=1:popsay
   if i>=(floor((popsay/2)))
      kanperfuzyon(i)=rand(1,1)*63;
      metabolikisi(i)=rand(1,1)*65535;
   else
      kanperfuzyon(i)=rand(1,1);
      metabolikisi(i)=rand(1,1);
   end
   b(i)=rob*Cb*kanperfuzyon(i);%kan akışı ile ilgili sabit (W/m3C)
   dt(i)=(dx^2*Cd*rod)/[(2*kd)+(b(i)*dx^2)];%sayısal kararlılık için
end
```

Şekil 3.4. FDTD-SA hibrit modeli parametreleri MATLAB kodu

Şekil 3.4'deki sayısal kararlılık şartının matematiksel formu, Pennes'in biyoısı transfer yaklaşımının merkezi ve ileri yönde Taylor serisine açılımıyla, FDTD çözümüyle bulunmuştur. FDTD-SA hibrit modelinde başlangıç (t=0 anında sıcaklık=arter sıcaklığı, T(x,0)=Tarter) ve sınır şartları da önemli parametrelerdendir. Herhangi bir andaki sıcaklık, başlangıç sıcaklığına bağlıdır. Sınır şartları da yine Pennes'in biyoısı transfer denkleminin FDTD'ye uygulanmasıyla matematiksel olarak bulunabilmektedir. FDTD-SA hibrit modelinin başlangıç ve sınır şartları ve Pennes biyoısı transfer denkleminin FDTD çözümü için MATLAB kodu Şekil 3.5'de gösterilmiştir.

```
%ilk şartlar
for i=1:tsayisi+1
   for j=1:xsayisi+1
      T(j,i)=Tb;
   end
end

toplam=0;

%sınır şartı
for i=1:tsayisi-1
   for j=1:xsayisi-1
      T(j,i)=(1/(1+(dx*(h/kd))))*(T(j+1,i)+((dx*(h/kd))*Te));
   end
end


%biyoısı denklemi çözümü
toplam=0;
a=1;
for s=1:popsay

for i=1:tsayisi-1
   for j=2:xsayisi-1
      T(j,i+1)=[1-
((2*kd*dt(s))/(rod*Cd*dx^2))]*T(j,i)+[((kd*dt(s))/(rod*Cd*dx^2))*(T(j-
1,i)+T(j+1,i))]+[((rob*Cb*kanperfuzyon(s)*dt(s))/(rod*Cd))*(Tb-
T(j,i))]+[(metabolikisi(s)*dt(s))/(rod*Cd)];
      Tdoku=T(j,i+1);
      degis(a)=T(j,i+1);
      toplam=toplam+Tdoku;a=a+1;
   end
end
end
```

Şekil 3.5. Pennes denkleminin FDTD çözümü MATLAB kodu

FDTD-SA hibrit modelinde, FDTD ile diferansiyel formda ve çok değişkenli olan Pennes'in biyoısı transfer denklemi çözülmektedir. FDTD, Pennes'in bu çok parametreli zor denklemini, matematiksel analitik ifadelere gerek kalmadan hem de kodlamaya uygun şekilde aritmetik işlemler ile çözmektedir. Taylor serisiyle sonlu farklar açılımı sayesinde türevli denklemler sadece aritmetik işlemler halini almakta ve Şekil 3.5'deki kodlamayla kolayca çözülebilmektedir. Pennes biyoısı denkleminin FDTD ile çözümüyle doku boyunca (zaman ve konum adımıyla) sıcaklıklar hesaplanmaktadır. Bu hesap için gerekli olan kan perfüzyonu ve metabolik ısı değerlerini FDTD'ye SA (GA ya da DEA) vermektedir.

3.4. Pennes'in Biyoısı Transfer Denkleminin FDTD İle Çözümü

Pennes'in biyoısı transfer denkleminin Eş. 3.2'deki gibi olduğu daha önce gösterilmişti (Eş. 2.15).

$$\rho_d C_d \frac{\partial T_d}{\partial t} = k \frac{\partial^2 T_d}{\partial x^2} + w_b C_b \rho_b (T_b - T_d) + Q_m \tag{3.2}$$

Pennes biyoısı denklemi, Taylor serisi yardımıyla ayrıklaştırılıp Eş.2.62 ve Eş.2.66' ya göre FDTD uygulanırsa Eş. 3.3 ve Eş. 3.4 elde edilir [76].

$$\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} = \frac{T_{k-1}^i + T_{k+1}^i - 2T_k^i}{(\Delta x)^2} \tag{3.3}$$

$$\frac{\partial T}{\partial t} = \frac{T_k^{i+1} - T_k^i}{\Delta t} \tag{3.4}$$

Eş. 3.3 ve Eş. 3.4, Eş. 3.2'de yerlerine yazılırsa Eş.3.5 ve Eş. 3.6 elde edilir.

$$\rho_d C_d \frac{T_k^{i+1} - T_k^i}{\Delta t} = k \frac{T_{k-1}^i + T_{k+1}^i - 2T_k^i}{(\Delta x)^2} + w_b C_b \rho_b (T_b - T_d) + Q_m \tag{3.5}$$

$$\rho_d C_d \frac{T(k, i+1) - T(k, i)}{\Delta t} = k \frac{T(k-1, i) + T(k+1, i) - 2T(k, i)}{(\Delta x)^2} + w_b C_b \rho_b (T_b - T(k, i)) + Q_m \tag{3.6}$$

Eş. 3.6 açılır, paydalar eşitlenir ve gerekli işlemler yapılırsa Eş. 3.7 halini alır.

$$T(k, i+1) = \{T(k, i) \cdot \left[1 - \frac{2k\Delta t}{\rho_d C_d (\Delta x)^2} - \frac{w_b C_b \rho_b \Delta t}{\rho_d C_d}\right]\} + \{\frac{k\Delta t}{\rho_d C_d (\Delta x)^2} \cdot [T(k-1, i) + T(k+1, i)]\} + \{\frac{w_b C_b \rho_b \Delta t}{\rho_d C_d} \cdot T_b\} + \{\frac{Q_m \Delta t}{\rho_d C_d}\} \tag{3.7}$$

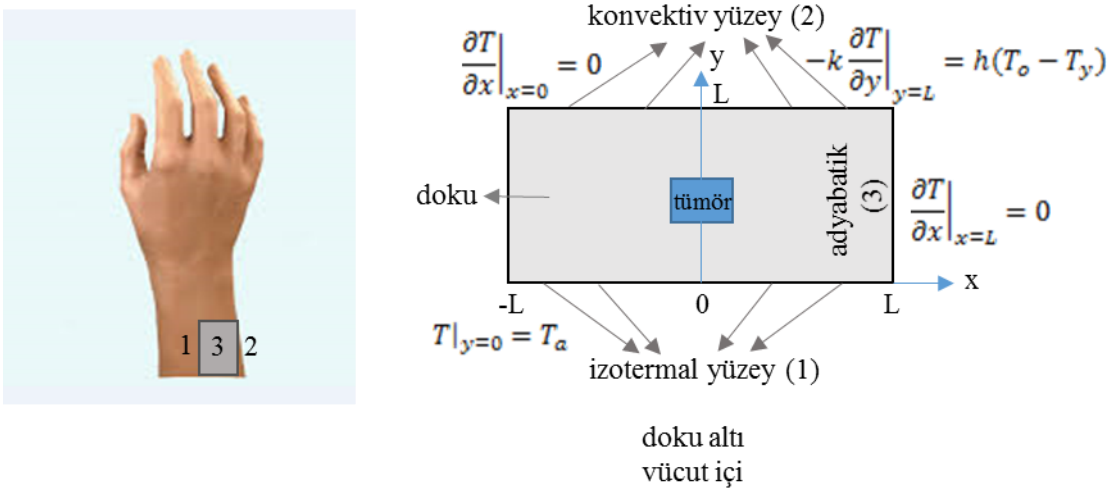
Eş. 3.7, Pennes'in biyoısı transfer denkleminin FDTD ile çözümüyle elde edilmiş denklemdir. Görüldüğü gibi bu denklem, sadece aritmetik işlemlerden oluşmaktadır, türevli ifadeler yoktur. Diferansiyel terimler, yerini aritmetik işlemlere bırakmıştır.

Eş. 3.7' de sayısal kararlılık için T(k,i)'nin katsayısı ≥ 0 olmalıdır. Sayısal kararlılık şartı, Eş. 3.8' de gösterilmiş ve Eş. 3.9' da düzenlenmiştir.

$$\left[1 - \frac{2k\Delta t}{\rho_d C_d (\Delta x)^2} - \frac{w_b C_b \rho_b \Delta t}{\rho_d C_d}\right] \geq 0 \tag{3.8}$$

$$\frac{\rho_d C_d (\Delta x)^2}{2k + w_b C_b \rho_b (\Delta x)^2} \geq \Delta t \quad \text{veya} \quad \Delta t \leq \frac{\rho_d C_d (\Delta x)^2}{2k + w_b C_b \rho_b (\Delta x)^2} \tag{3.9}$$

Şekil 3.6.a)'da bir insan kolu gösterilmiştir. Örnek olarak derinin altındaki bir doku ele alınmıştır. Bu dokudaki yüzey ve sınır bölgeleri Şekil 3.6.b'de [77] gösterilmiştir. Şekil 3.6.a'daki 1, 2, 3 bölgeleri, Şekil 3.6.b' de detaylı açıklanmıştır.



(a) (b)

Şekil 3.6. Dokunun termal özellikleri ve sınır şartları

Şekil 3.6'da 1 bölgesi ele alınan dokunun alt kısmını göstermektedir. 1 bölgesiyle doku arasındaki sınır izotermal yüzey olarak kabul edilir. Yani bu doku-vücut içi sınırı boyunca, her tarafta sıcaklık aynıdır. Bu yüzeyde sıcaklık gradyanı yoktur. Vücut içi ile bu sınır, aynı sıcaklıktadır. Bu sınırda sıcaklık arter sıcaklığına eşit kabul edilir. 2 bölgesi derinin üstünü, dış ortamı ifade eder. Tam deri sınırı, konvektiv yüzeydir. Burada derinlemesine her noktada, iletim yoluyla sınıra (deri yüzeyi) taşınan ısı, konveksiyon yoluyla taşınan ısıya eşittir. Sınır şartı bu şekilde tanımlanır. 2 bölgesinde doku-deri sınırı boyunca enlemesine sıcaklık değişimi yoktur, her yerde sıcaklık aynıdır. 3 bölgesi, ele alınan dokunun enine kesit bölgesidir. Bu bölge adyabatiktir. Yani enerji buradadır. Bu bölgede ısı değişimi yoktur. Bu bölgede doku boyunca sıcaklık değişimi yoktur. Dokuda bir tümör olduğunda, tümör ısı kaynağı olur. Tümörlü bölge, yoğun ısı aktivitesinin olduğu bölgedir. Tümör nedeniyle başka bir iç ısı üretimi daha olmuş olacaktır.

Sınır koşulları için, deri yüzeyinin her 2 tarafındaki transfer edilen ısı miktarları ele alınır. Sınırda bunlar eşittir. Vücut içerisinden iletim yoluyla yüzeye transfer edilen ısı miktarı (Eş. 2.2), konveksiyon yoluyla transfer edilen ısıya (Eş. 2.7) eşit olmalıdır. Sınır şartı genel denklemi Eş. 3.10'da verilmiştir.

$$-\mathrm{k}\frac{\partial \mathrm{T}}{\partial \mathrm{x}} = \mathrm{h} \cdot (\mathrm{T}_{\mathrm{ortam}} - \mathrm{T}_{\mathrm{yüzey}}) \tag{3.10}$$

Eş. 3.10'da h, sınır (deri yüzeyi) ile sınırdan sonraki çevre ortam arasındaki taşınım ısı transfer katsayısıdır. Eş. 3.10'a FDTD uygulandığında (Eş.2.57) Eş. 3.11 elde edilir.

$$\mathrm{h} \cdot (\mathrm{T}_{\mathrm{ortam}} - \mathrm{T}(\mathrm{k}, \mathrm{i}+1)) + \mathrm{k}\frac{\mathrm{T}(\mathrm{k}+1, \mathrm{i}+1) - \mathrm{T}(\mathrm{k}, \mathrm{i}+1)}{\Delta \mathrm{x}} = 0 \tag{3.11}$$

Eş. 3.11 düzenlenirse Eş. 3.12 elde edilir.

$$\mathrm{T}(\mathrm{k}, \mathrm{i}+1) = \frac{\mathrm{h} \cdot \Delta \mathrm{x} \cdot \mathrm{T}_{\mathrm{ortam}} + \mathrm{k} \cdot \mathrm{T}(\mathrm{k}+1, \mathrm{i}+1)}{\mathrm{h} \cdot \Delta \mathrm{x} + \mathrm{k}} \tag{3.12}$$

Eş. 3.12 sınır şartını gösterir.

3.5. Uygulamalar

FDTD-SA hibrit modeliyle tümörlü doku tahmini için kan perfüzyonu ve metabolik ısı üretim değerlerinin bulunması uygulamaları 4 grupta ele alınacaktır. Bu uygulamalar;

-hem kan perfüzyonu hem de metabolik ısı üretim değerlerine göre uygulamalar,

-sadece kan perfüzyonuna göre uygulamalar,

-sadece metabolik ısı üretim değerine göre uygulamalar,

-GA ile DEA karşılaştırma uygulamaları,

-FDTD-SA hibrit modeline deney sayısı eklenmesi uygulamalarıdır.

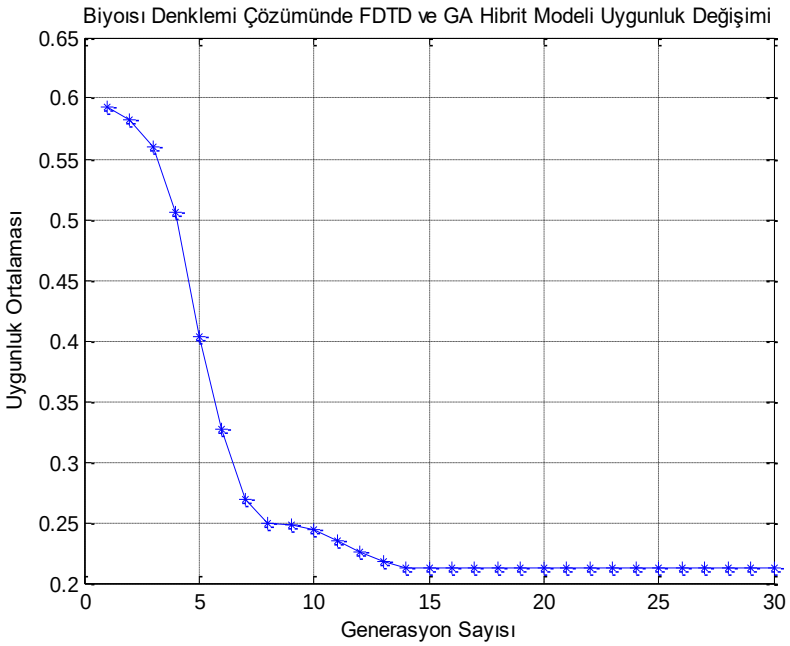
3.5.1. Kan perfüzyonu ve metabolik ısı üretimine göre FDTD-GA uygulaması

FDTD-GA hibrit modeli için, kan perfüzyonu ve metabolik ısı üretimi değerleri birlikte değerlendirilerek yapılan tümörlü doku tespiti için kan perfüzyonu ve metabolik ısı tahmini uygulamasına ait MATLAB giriş değerleri [78] ve sonuçlar Çizelge 3.1'de gösterilmiştir. Uygulamalarda, cilt yüzeyi referans sıcaklığı 37 ^{o}C ve 40 ^{o}C olarak alınmıştır. Doku ve kanın yoğunluk ve özgül ısıları aynı alınmıştır. Kan perfüzyonu ve metabolik ısı değerlerinin referans sıcaklık arttıkça bariz bir şekilde arttığı görülmektedir.

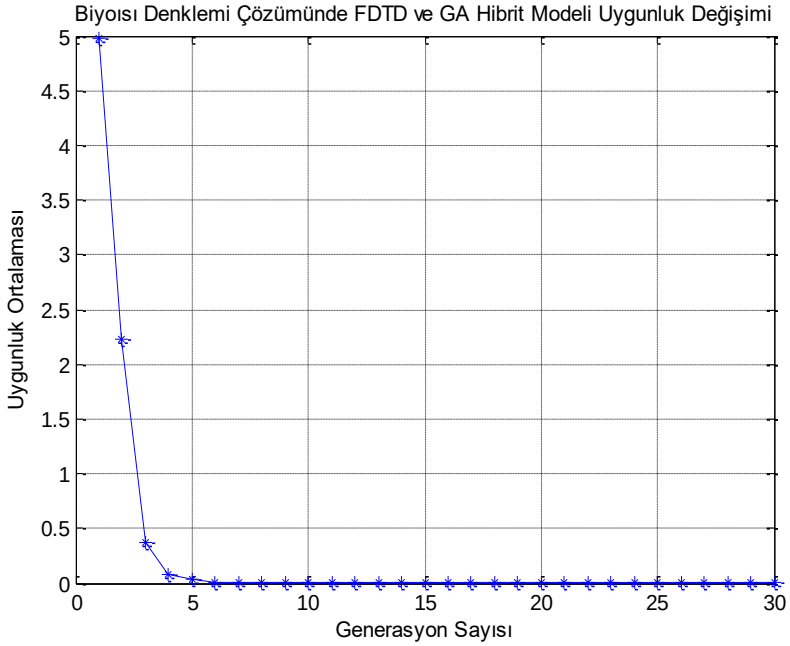
Çizelge 3.1. Kan perfüzyonu ve metabolik ısıya göre FDTD-GA hibrit modeli

Girişler			Çıkışlar		
Popülasyon Sayısı	30	30	Kan perfüzyonu	1.e-004	0.004
Maksimum nesil Sayısı	30	30	Metabolik ısı	1.e-004	5.48075109e+004
Referans Sıcaklık	37	40	En iyi uygunluk	0.212805231121339	4.838907169406063e-013
Doku yoğunluğu	1052	1052	En iyi uygunluk iterasyonu	30	30
Doku özgül ısısı	3800	3800	En kötü uygunluk ortalaması	0.593199452569218	4.972475678528690
Termal iletkenlik sabiti	0.5	0.5	En kötü uygunluk ortalaması iterasyonu	1	1
Konveksiyon sabiti	5	5			
Ortam sıcaklığı	21	21			
Arter kan sıcaklığı	37	37			

Şekil 3.7’ de referans sıcaklık 37 ºC olan uygulamanın, Şekil 3.8, referans sıcaklık 40 ºC olan FDTD-GA modeliyle tümör tahmini uygulamasının Genetik Algoritmadaki uygunluk değerinin nesil (generasyon) sayısına göre amaca uygun yani minimizasyona uygun şekilde düştüğü görülmektedir. Bu şekiller modelin doğru çalıştığını da göstermektedir.



Şekil 3.7. Nesil sayısı-uygunluk değişimi (kan perfüzyonu ve metabolik ısı-37 ºC)



Şekil 3.8. Nesil sayısı-uygunluk değişimi (kan perfüzyonu ve metabolik ısı-40 ºC)

3.5.2. Sadece kan perfüzyonuna göre FDTD-GA uygulaması

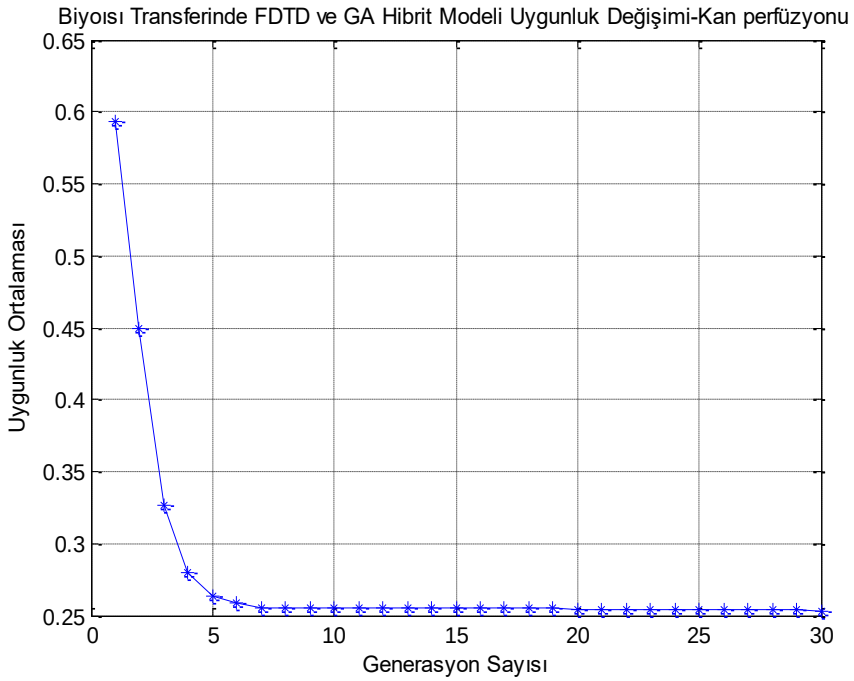
FDTD-GA hibrit modeliyle sadece kan perfüzyonu değerlendirmesiyle tümör tahmini yapılabilirliği de Çizelge 3.2' deki verilerle denenmiştir. Sadece kan perfüzyonu değerlendirmesiyle FDTD-GA hibrit modelinde referans sıcaklığa göre tümörlü doku tahmini yapılmıştır.

Çizelge 3.2. Sadece kan perfüzyonu değerlendirmesiyle FDTD-GA hibrit modeli

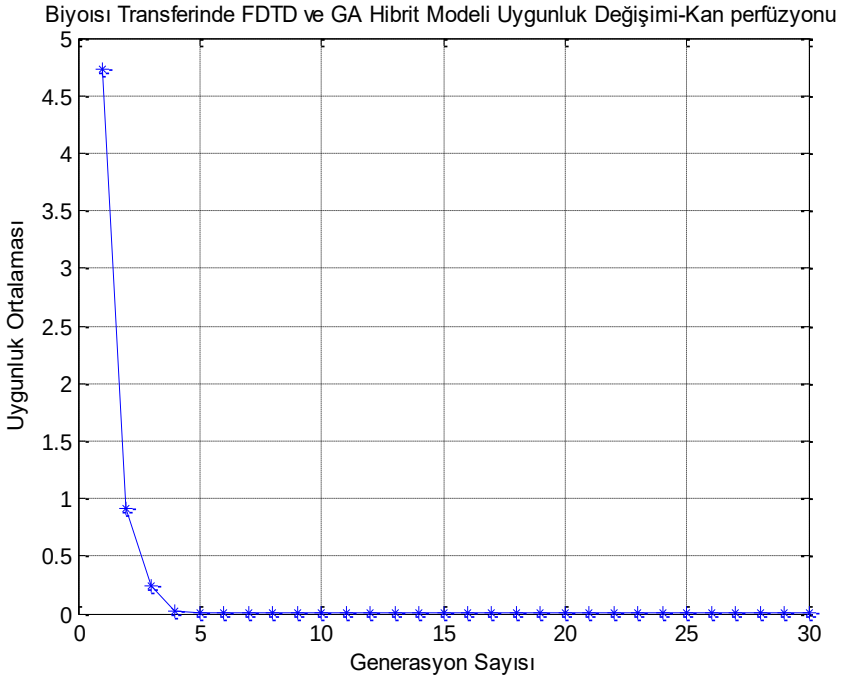
Girişler			Çıkışlar		
Popülasyon Sayısı	30	30	Kan Perfüzyonu	1.381527088774681e-006	0.002293116286233
Maksimum nesil Sayısı	30	30	En iyi uygunluk	0.242403306258115	3.479005566161911e-006
Referans Sıcaklık	37	40	En iyi uygunluk iterasyonu	30	30
Doku yoğunluğu	1052	1052	En kötü uygunluk ortalaması	0.593106064387419	4.730326013248362
Doku özgül ısısı	3800	3800	En kötü uygunluk ortalaması iterasyonu	1	1
Termal iletkenlik sabiti	0.5	0.5			
Konveksiyon sabiti	5	5			
Ortam sıcaklığı	21	21			
Arter kan sıcaklığı	37	37			
Metabolik ısı	400	40000			

Çizelge 3.2'de görüldüğü gibi, referans sıcaklık arttıkça, kan perfüzyonu değeri de bariz şekilde artmaktadır. Bu durum, referans sıcaklığın yani derideki lokal bir sıcaklık referansının, kan perfüzyonunun etkisini yansıttığını göstermektedir.

Şekil 3.9' da referans sıcaklık 37 ^{o}C olan sadece kan perfüzyonu değerlendirmesi, Şekil 3.10'da referans sıcaklık 40 ^{o}C olan sadece kan perfüzyonu değerlendirmesi FDTD-GA modeliyle tümör tahmini uygulamasının Genetik Algoritmadaki uygunluk değerinin generasyon (iterasyon) sayısına göre değişimi gösterilmiştir.



Şekil 3.9. Generasyon sayısı-uygunluk değişimi (sadece kan perfüzyonu-37 ^{o}C)



Şekil 3.10. Generasyon sayısı-uygunluk değişimi (sadece kan perfüzyonu-40 ^{o}C)

3.5.3. Sadece metabolik ısı üretimine göre FDTD-GA uygulaması

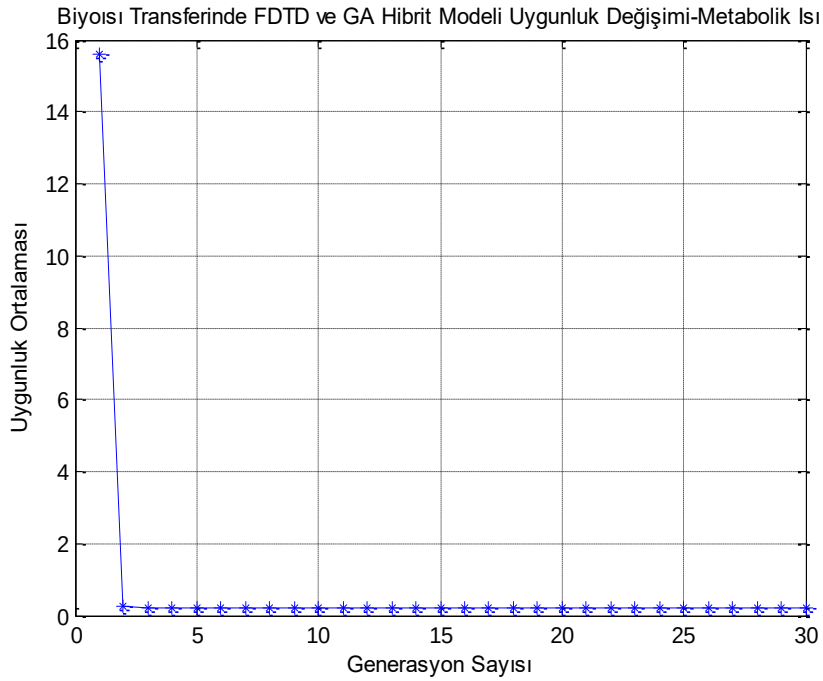
FDTD-GA hibrit modeliyle sadece metabolik ısı üretimi değerlendirmesiyle tümör tahmini yapılabilirliği de Çizelge 3.3'deki verilerle denenmiştir. Sadece metabolik ısı değerlendirmesiyle FDTD-GA hibrit modelinde referans sıcaklığa göre tümörlü doku tahmini yapılmıştır.

Çizelge 3.3. Sadece metabolik ısı üretimi değerlendirmesiyle FDTD-GA modeli

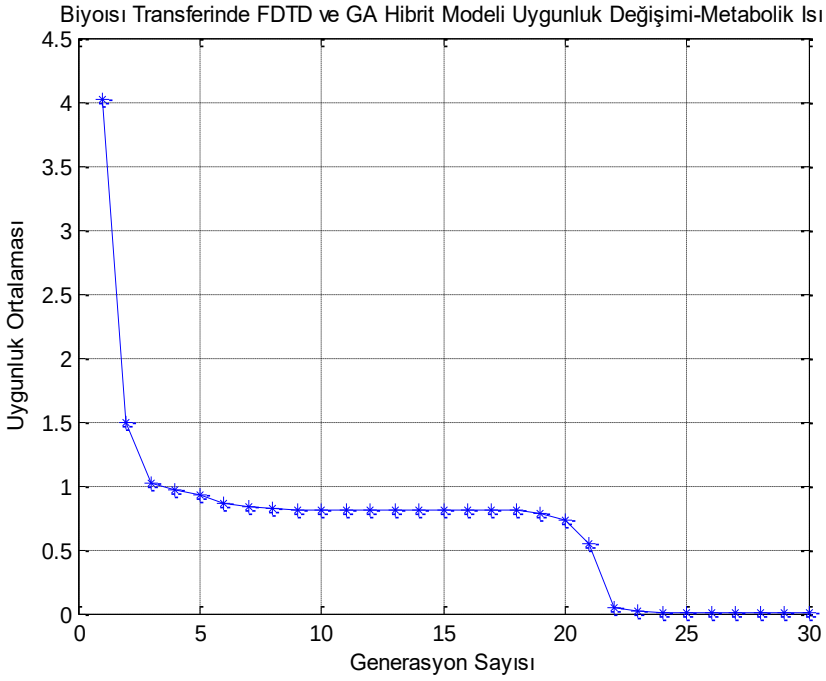
Girişler			Çıkışlar		
Popülasyon Sayısı	30	30	Metabolik ısı	1.000000000000000e-004	1.082989274000000e+005
Maksimum nesil Sayısı	30	30	En iyi uygunluk	0.212805231121339	4.013130775694203e-015
Referans Sıcaklık	37	40	En iyi uygunluk iterasyonu	30	30
Doku yoğunluğu	1052	1052	En kötü uygunluk ortalaması	15.613649530282991	4.013870375614768
Doku özgül ısısı	3800	3800	En kötü uygunluk ortalaması iterasyonu	1	1
Termal iletkenlik sabiti	0.5	0.5			
Konveksiyon sabiti	5	5			
Ortam sıcaklığı	21	21			
Arter kan sıcaklığı	37	37			
Kan Perfüzyonu	0.0001	0.01			

Çizelge 3.3'de görüldüğü gibi, referans sıcaklık arttıkça, metabolik ısı üretim değeri de bariz şekilde artmaktadır. Bu durum, doku sıcaklığının kaynağının metabolik ısı olduğunu göstermektedir.

Şekil 3.11' de referans sıcaklık 37 ^{o}C olan sadece metabolik ısı üretimi değerlendirmesi, Şekil 3.12 referans sıcaklık 40 ^{o}C olan sadece metabolik ısı üretimi değerlendirmesi FDTD-GA modeliyle tümör tahmini uygulamasının Genetik Algoritmadaki uygunluk değerinin generasyon sayısına göre değişimi gösterilmiştir. Generasyon sayısı arttıkça uygunluk amaca uygun şekilde düşmektedir.



Şekil 3.11. Generasyon sayısı-uygunluk değişimi (sadece metabolik ısı-37 ^{o}C)



Şekil 3.12. Generasyon sayısı-uygunluk değişimi (sadece metabolik ısı-40 ^{o}C)

3.5.4. FDTD-GA ve FDTD-DEA hibrit modellerinin karşılaştırılması

Bu bölümde, FDTD ile hibrit yapıda bu tezde kullanılan GA ve DEA'nın performansları gösterilmektedir. Uygulama, hem kan perfüzyonu hem de metabolik ısı üretimi tahminine yönelik yapılmıştır. Çizelge 3.4, referans cilt sıcaklığı 37 ^{o}C iken, Çizelge 3.5, 40 ^{o}C iken kan perfüzyonu ve metabolik ısı üretimi tahminlerini göstermektedir.

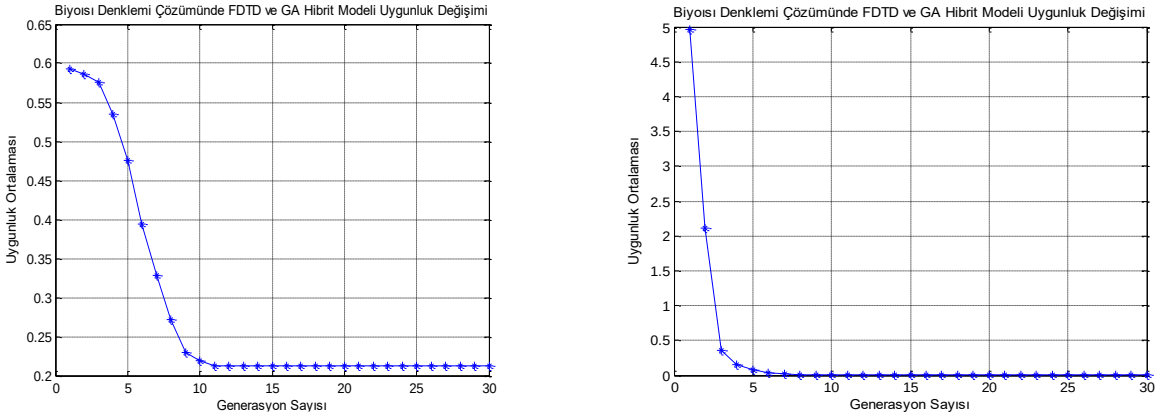
Çizelge 3.4. FDTD-GA ve FDTD-DEA hibrit modelleri karşılaştırması (37 ^{o}C)

Girişler				Çıkışlar			
	GA	DEA	DEA		GA	DEA	DEA
Popülasyon Sayısı	30	30	100	Kan perfüzyonu	1.e-004	3.548064213280134e-007	1.097840229010780e-016
Maksimum nesil Sayısı	30	30	100	Metabolik ısı	1.e-004	0.038496938328046	4.891246608291705e-010
Referans Sıcaklık	37	37	37	En iyi uygunluk	0.212805231121339	0.278783568151899	0.278734405245528
Doku yoğunluğu	1052	1052	1052	En iyi uygunluk iterasyonu	30	30	100
Doku özgül ısısı	3800	3800	3800	En kötü uygunluk ortalaması	0.593265179586848	0.593114220114807	0.594188547561276
Termal iletkenlik sabiti	0.5	0.5	0.5	En kötü uygunluk ortalaması iterasyonu	1	1	1
Konveksiyon sabiti	5	5	5				
Ortam sıcaklığı	21	21	21				
Arter kan sıcaklığı	37	37	37				

Çizelge 3.5. FDTD-GA ve FDTD-DEA hibrit modelleri karşılaştırması (40 ^{o}C)

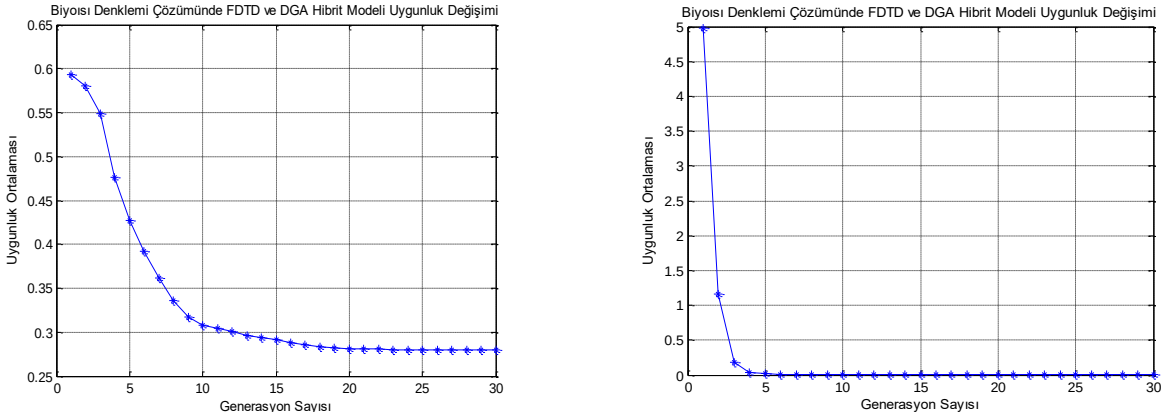
Girişler				Çıkışlar			
	GA	DEA	DEA		GA	DEA	DEA
Popülasyon Sayısı	30	30	100	Kan perfüzyonu	0.004000000000000	0.001913032307266	0.004282434467208
Maksimum nesil Sayısı	30	30	100	Metabolik ısı	5.480777780000000e+004	3.624037434902741e+004	5.671804344403098e+004
Referans Sıcaklık	40	40	40	En iyi uygunluk	1.132186965697082e-010	1.312702672029175e-007	1.359595599721824e-008
Doku yoğunluğu	1052	1052	1052	En iyi uygunluk iterasyonu	30	30	30
Doku özgül ısısı	3800	3800	3800	En kötü uygunluk ortalaması	4.967928808855427	4.976464312536076	4.979126503715484
Termal iletkenlik sabiti	0.5	0.5	0.5	En kötü uygunluk ortalaması iterasyonu	1	1	1
Konveksiyon sabiti	5	5	5				
Ortam sıcaklığı	21	21	21				
Arter kan sıcaklığı	37	37	37				

Çizelge 3.4 ve Çizelge 3.5'den görüldüğü gibi, optimum kan perfüzyonu ve metabolik ısı üretimi tahminleri için DEA'da nesil sayısını artırmak gerekmiştir. Bu da bu problemde GA'nın daha üstün olduğunu göstermektedir. Şekil 3.13, Şekil 3.14, Şekil 3.15'de GA ve DEA'da nesil sayısı-uygunluk değişimi grafikleri gösterilmiştir.



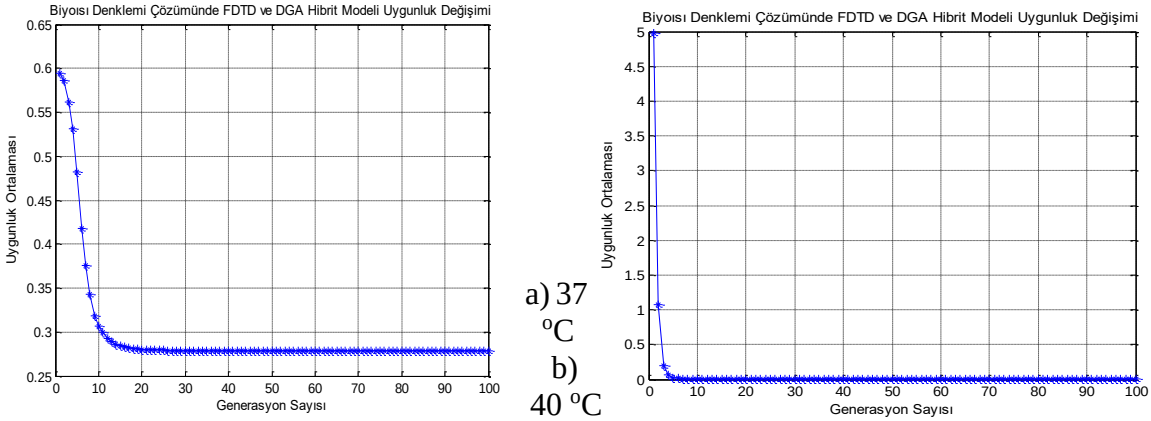
a) 37 ºC b) 40 ºC

Şekil 3.13. GA nesil sayısı (30)-uygunluk değişimi (kan perfüzyonu, metabolik ısı)



a) 37 ºC b) 40 ºC

Şekil 3.14. DEA nesil sayısı (30)-uygunluk değişimi (kan perfüzyonu, metabolik ısı)

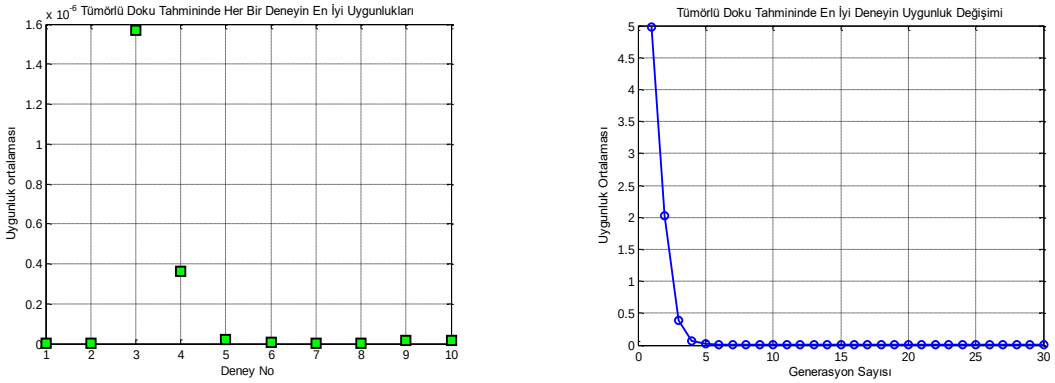


a) 37 ºC b) 40 ºC

Şekil 3.15. DEA nesil sayısı (100)-uygunluk değişimi (kan perfüzyonu, metabolik ısı)

3.5.5. FDTD-SA hibrit modeline deney sayısı eklenmesi

FDTD-SA hibrit modeline deney sayısı parametresi de eklenmiş, kullanıcının seçeceği istediği sayıda deney sayısıyla program her defasında çözümü bulup otomatikmen yeniden çalıştırılmıştır. Diyelim deney sayısı 10 seçilmiş olsun. 10 kez, 10 farklı optimum çözümler bulunmuştur. Her deneyin ayrı optimum çözümleri elde edilmiştir. Her deneydeki sonuçlar birbirine yakın olsa da birbirinin aynısı değildir. Yaklaşımsal, sezgisel algoritmalarda tek bir sonuç olmaz. Deneyler içerisindeki tüm optimum çözümlerle, kan perfüzyonu ve matabolik ısı üretim değerleriyle tümör tahmini yapılabilmektedir. Deney sayısı parametresi eklenmesiyle, kullanıcıya esneklik sağlanmış, tek seferde program çok defa koşturularak, tüm optimum çözümler görülebilmiştir. Şekil 3.16'da deneyli FDTD-GA uygulama (referans sıcaklık 40 ^{o}C) sonuçları gösterilmiştir. Her bir deneyin en iyi uygunlukları ve en iyi deneye (9) ait uygunluk değişimi görülmektedir.



Şekil 3.16. Her bir deneyin en iyi uygunlukları, en iyi deneyin uygunluk değişimi

Çizelge 3.6'da görüldüğü gibi, program her bir deneyde elde edilen en iyi kan perfüzyonu ve metabolik ısı değerlerini, her bir deneyin uygunluklarını ve en iyi deneyi (uygunluğu en düşük), en iyi deneyin kan perfüzyonu ve metabolik ısı değerlerini de göstermektedir.

Çizelge 3.6 Her bir deneydeki en iyi çözümler ve en iyi deney

Deney No	Kan Perfüzyonu	Metabolik Isı
1	0.0044	$5.8336 \cdot 10^4$
2	0.0030	$4.6076 \cdot 10^4$
3	0.0044	$5.8368 \cdot 10^4$
4	0.0020	$3.7590 \cdot 10^4$
5	0.0031	$4.6944 \cdot 10^4$
6	0.0045	$5.9223 \cdot 10^4$
7	0.0037	$5.2172 \cdot 10^4$
8	0.0034	$4.9550 \cdot 10^4$
9	0.0031	$4.6944 \cdot 10^4$
10	0.0045	$5.9218 \cdot 10^4$

4. TARTIŞMA

Tez, tüm yönleriyle özgündür.

Ulusal ve uluslararası herhangi bir literatürde FDTD-SA hibrit modeliyle tümörlü doku tespitine yönelik çalışmaya rastlanmamıştır. Tümörlü doku tespiti için kan perfüzyonu ve metabolik ısı üretimi tahminine ilişkin FDTD ile birlikte GA'nın ya da DEA'nın hibrit yapıda birlikte kullanıldığı hiçbir çalışmaya rastlanmamıştır.

Tezde yapılan Pennes'in biyoısı transfer denkleminin FDTD ile ayrıntılı çözümüne, Pennes'in biyoısı transfer yaklaşımındaki her bir parametrenin detaylı anlamlandırılmasına literatürde rastlanmamıştır. Bundan dolayı, ilgili konudaki araştırmacılara tezin çok faydası olacağı düşünülmektedir.

Çalışmada hazır bir modül program kullanılmamıştır. Kodlamalar MATLAB programlamada özgün olarak yapılmıştır. Kodlamalara dair örneklere de tez içerisinde yer verilerek, ilgili konudaki araştırmacılara yardımcı olunma, yol gösterme amacı güdülmüştür.

Tümörlü doku tahmininde, FDTD ve SA (GA,DGA) birlikte hibrit yapıda kullanılarak, kan perfüzyonu ve metabolik ısı değerleri tahmin edilmiştir. Kan perfüzyonu ve metabolik ısı üretimi birlikte değerlendirilmiştir. Bu 2 parametrenin tahminine yönelik de literatürde herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Tümörlü doku tahmininde, sadece kan perfüzyonu veya sadece metabolik ısı üretimi tek başlarına da değerlendirilmiştir.

Tümörlü doku tahmininde, FDTD-SA hibrit modelinde deney sayısı parametresi eklenerek tüm deneylerin optimum çözümleri görülmüştür.

5. SONUÇ

Bu çalışmada, Pennes'in biyoısı transfer modeli ile tümörlü doku tahmini için kan perfüzyonu ve metabolik ısı üretimi FDTD-SA hibrit modeliyle belirlenmiştir. Bunun için lokal referans cilt sıcaklığı kullanılmıştır. Tezde, Pennes'in biyoısı transfer denklemi, FDTD ile çözülmüştür. FDTD ile anlık doku sıcaklık değerleri bulunmuştur. Bu sıcaklık değerleri SA'ya (GA ya da DEA) verilmiş, SA'da tanımlanan uygunluk fonksiyonunun minimizasyonu ile FDTD'den gelen doku sıcaklıklarına karşılık kan perfüzyonu ve metabolik ısı değerleri SA (GA ya da DEA) ile bulunmuştur. Hibrit bir yapı oluşturulmuştur. FDTD ve SA ile kan perfüzyonu ve metabolik ısı değerleri tahmin edilerek tümör tespiti amaçlanmıştır. Elde edilen sonuçlar literatürdeki değerlerle uyumludur. Dokuda tümör olması durumunda kan perfüzyonu ve metabolik ısı değerleri bariz farklı ve yüksek çıkmaktadır. Sadece kan perfüzyonu değerlendirmesiyle ve sadece metabolik ısı üretimi değerlendirmesiyle de tümörlü doku tahmini yapılabilmektedir. Hem kan perfüzyonu hem de metabolik ısı üretimi değerlendirmesiyle de yapılan tümörlü doku tahmini uygulamalarında, metabolik ısı üretiminin kan perfüzyonuna göre tahminde daha etkili olduğu gözlenmiştir. FDTD-SA hibrit modeline deney sayısı da eklenerek esneklik sağlanmış, kullanıcının programı tek seferde istediği sayı kadar koşturabilmesi imkanı verilmiştir. Böylelikle her bir deneydeki optimum çözümler birlikte görülebilmektedir. FDTD-GA hibrit modelinin FDTD-DEA hibrit modelinden, optimum (literatür değeri) kan perfüzyonu ve metabolik ısı değerlerini daha az nesil sayısıyla bulabilme nedeniyle üstün olduğu söylenebilir. Biyoısı transferi, hastalıkların tanı ve tedavisinde, gerek matematiksel model olarak gerekse de bilgisayar programlarıyla öncülük edebilecektir. Biyoısı transferi, ısıl görüntüleme, doku sıcaklık belirleme cihazlarının da temelini oluşturmaktadır. Unutmamak gerekir ki ciltte lokal bir noktadaki artan doku sıcaklığı hastalıkların patolojik nedeni, habercisi olabilir. Tümör büyümeden, sadece biyoısı transfer analizi ile erken evrede farkındalık, tanı ve tedaviyle yaşam süresi artar. Biyoısı transfer analiziyle tümör tespiti ile, mamografi gibi cihazlarda, biyopsi işleminde maruz kalınan ağrı ve acı olmaz. Yine mamografide az da olsa var olan radyasyona maruz kalınmaz. MRI'daki gibi manyetik alana maruz kalınmaz. Sürekli kontrol altında olan bir hasta için, belli periyotlarla (ayda bir, 3 ayda bir, 6 ayda bir vs.) tümör tanısı cihazlarına ya da işlemlerine maruz kalması hem hasta için sıkıntılı olabilir hem de hekim iş-zaman verimliliği açısından optimal olmayabilir. Cilt yüzeyi sıcaklık farklılıkları, termal ölçümler ve doku sıcaklık dağılımlarının biyoısı transfer analizi, daha optimal, başlangıç tümör tanısı metodu olarak kullanımı artmalıdır.

Çalışmanın devamında;

-Bu çalışmada kullanılan hibrit modelin, gerçek fiziki bir tümörlü doku üzerinde uygulaması yapılabilir. Böylelikle hibrit yöntemin başarısı deneysel olarak da belirlenir,

-Tümörlü dokunun sadece varlığı değil vücuttaki konumu, derinliği, koordinatları, büyüklüğü de biyoısı transferi temeliyle bulunabilir,

-Biyoısı modellerinin hepsinde bu hibrit model denenerek, en uygun biyoısı modeli belirlenebilir,

-Biyoısı modelleriyle tümörlü doku tahmini uygulamalarında kan perfüzyonu ve metabolik ısı üretimi değerlerinin bulunmasında, diğer sezgisel algoritmalar denenebilir,

-Pennes biyoısı denkleminin çözümünde diğer sayısal, diferansiyel denklem çözme yöntemleri (sonlu elemanlar, moment vs.) denenebilir,

-Kan perfüzyonu ve metabolik ısı üretimi tahminine ek olarak diğer parametrelerin de tahmini yapılabilir. Böylelikle problem daha da zorlaştırılarak, biyoısı transfer yaklaşımının ve hibrit modelin önemi daha da belirginleşebilir,

-Daha yaklaşık, daha az varsayımlı, daha az parametreli yeni bir biyoısı transfer modeli, biyoısı transfer denkleminin bulunmaması için hiçbir engel yoktur.

KAYNAKLAR

1. Namisnak L.H., Haghayegh S., Khoshnevis S., Diller K.R. (2022). Bioheat Transfer Basis of Human Thermoregulation: Principles and Applications. *Journal of Heat Transfer*, 144(3):031203-1/14, Vol. 144. https://doi.org/10.1115/1.4053195

2. Nijhawan G., Nijhawan S.S., Sethi M. (2019). *Noble Metal-Metal Oxide Hybrid Nanoparticles, Fundamentals and Applications Micro and Nano Technologies, Chapter 12 Hyperthermia Treatments,* Pages 241-263. https://doi.org/10.1016/B978-0-12-814134-2.00012-7

3. Tunç M., Çamdali Ü., Parmaksizoğlu C., Çikrikçi S. (2005).The bio-heat transfer equation and its applications in hyperthermia treatments. *Engineering Computations: International Journal for Computer-Aided Engineering and Software*, Vol. 23 No. 4, 2006 pp. 451-463. https://doi.org/10.1108/02644400610661190

4. Majchrzak E., Mochnacki B., Dziewoński M., Jasiński M. (2011). Numerical modelling of hyperthermia and hypothermia processes. *Advanced Materials Research* Vols. 268-270, pp 257-262. https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/AMR.268-270.257

5. Sokolovskaya O.I., Sergeeva E.A., Golovan L.A., Kashkarov P.K., Khilov A.V., Kurakina D.A., Orlinskaya N.Y., Zabotnov S.V., Kirillin M.Y. (2021). Numerical Simulation of Enhancement of Superficial Tumor Laser Hyperthermia with Silicon Nanoparticles. *Photonics 2021*, 8, 580. https://doi.org/10.3390/photonics8120580

6. Liu K.C. and Tu F.J. (2019). Numerical solution of a bioheat transfer problem with transient blood temperature. *International Journal of Computational Methods*, Vol. 16, No. 04, 1843001. https://doi.org/10.1142/S0219876218430016

7. Liu J., Chen X., Xu L.X. (1999). New Thermal Wave Aspects on Burn Evaluation of Skin Subjected to Instantaneous Heating. *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*, Vol. 46, No. 4. doi: 10.1109/10.752939

8. Marin M., Hobiny A., Abbas I. (2021). Finite Element Analysis of Nonlinear Bioheat Model in Skin Tissue Due to External Thermal Sources. *Mathematics 2021*, 9, 1459. https://doi.org/10.3390/math9131459

9. Kaur J., Khan S.A. (2021). Influence Of Relaxatıon Tımes On Heat Transfer In Human Head Exposed To Mıcrowave Frequencıes. *Journal of Thermal Engineering*, Vol. 7, No. 4, pp. 934-950. doi: 10.18186/thermal.930919

10. Özen Ş., Helhel S., Çerezci O. (2008), Heat Analysis of Biological Tissue Exposed to Microwave by using Termal Wave Model of Bio-Heat Transfer. *Burns 34*, 45-49. https://doi.org/10.1016/j,burns.2007.01.009

11. Wessapan T., Rattanadecho P. (2012). Numerical Analysis of Specific Absorption Rate and Heat Transfer in Human Head Subjected to Mobile Phone Radiation: Effects of User Age and Radiated Power. *Journal Of Heat Transfer*, Vol. 134 / 121101-1. https://doi.org/10.1115/1.4006595

12. Wessapan T., Srisawatdhisukul S., Rattanadecho P., (2011). The effects of dielectric shield on specific absorption rate and heat transfer in the human body exposed to leakage microwave energy. *International Communications in Heat and Mass Transfer 38*, 255–262. https://doi.org/10.1016/j.icheatmasstransfer.2010.12.004

13. Adibzadeh F., Paulides M.M., Rhoon G.C. (2018). SAR thresholds for electromagnetic exposure using functional thermal dose limits. *International Journal of Hyperthermia*, Vol. 34, No. 8, 1248–1254. https://doi.org/10.1080/02656736.2018.1424945

14. Deng Z.S., Liu J. (2004). Mathematical modeling of temperature mapping over skin surface and its implementation in thermal disease diagnostics. *Computers in Biology and Medicine 34*, 495–521. https://doi.org/10.1016/S0010-4825(03)00086-6

15. Hossain S., Mohammadi F. (2018). Heat Source Model For Temperature Mappıng Over Skın Surface: A Thermal Dıseases Dıagnosıs Approach. *International Journal Of Industrial Electronics And Electrical Engineering*, Issn(P): 2347-6982, Issn(E): 2349-204xVolume-6, Issue-12. http://www.iraj.in/journal/journal_file/journal_pdf/11-528-155081949932-36.pdf

16. Wang Y., Mu L., He Y., Tang Y., Liu C., Lu Y., Xu L., (2020). Heat transfer analysis of blood perfusion in diabetic rats using a genetic Algorithm. *Microvascular Research 131*, 104013, https://doi.org/10.1016/j.mvr.2020.104013

17. Iljaz J., Wrobel L. C., Hribersek M., Marn J. (2019). Numerical modelling of skin tumour tissue with temperature-dependent properties for dynamic thermography. *Computer in Biology and Medicine*, Vol. 12, 103367. https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2019.103367

18. Melo A.R., Loureiro M.M.S., Loureiro F. (2017). Blood Perfusion Parameter Estimation in Tumors by means of a Genetic Algorithm. *Procedia Computer Science 108C*, 1384–1393. https://doi.org/10.1016/j.procs.2017.05.225

19. Bahador M., Keshtkar M.M., Zarıee A. (2018). Numerical And Experimental İnvestigation On The Breast Cancer Tumour Parameters By İnverse Heat Transfer Method Using Genetic Algorithm And İmage Processing. *Indian Academy of Sciences* Sådhanå, 43:142. https://doi.org/10.1007/s12046-018-0900-4Sa

20. Mital M. and Pidaparti R.M. (2008). Breast Tumor Simulation and Parameters Estimation Using Evolutionary Algorithms. *Hindawi Publishing Corporation Modelling and Simulation in Engineering*, Volume 2008, Article ID 756436, 6 pages. https://doi.org/10.1155/2008/756436

21. Lakhssassi A., Kengne E., Semmaoui H. (2010). Modifed pennes' equation modelling bio-heat transfer in living tissues: analytical and numerical analysis. *Natural Science*, Vol.2, No.12, 1375-1385. https://doi.org/10.4236/ns.2010.212168

22. Ahmadikia H., Moradi A., Fazlali R., Parsa A.B., **(2012).** Analytical solution of non-Fourier and Fourier bioheat transfer analysis during laser irradiation of skin tissue. *Journal of Mechanical Science and Technology 26*, (6). https://doi.org/10.1007/s12206-012-0404-9

23. Liu J., Chen X., Xu L.X. (1999). New Thermal Wave Aspects on Burn Evaluation of Skin Subjected to Instantaneous Heating. *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*, Vol. 46, No. 4. doi: 10.1109/10.752939

24. Sorgucu U., Develi İ. (2021). Thermal Analysis of Biological Tissues Exposed To Electromagnetic Fields by Using Pennes' Bio-Heat Transfer Equation. *2021 IEEE International Conference on Electronics, Computing and Communication Technologies (CONECCT)*. doi: 10.1109/CONECCT52877.2021.9622604

25. Kabiri A., Talaee M.R. (2021). Thermal field and tissue damage analysis of moving laser in cancer thermal therapy. *Lasers in Medical Science*, 36:583–597. doi: 10.18186/thermal.653915

26. Kizilova N., Korobov A. (2019). Bıoheat Equatıon Wıth Fourıer And Non-Fourıer Heat Transport Laws: Applıcabılıty to Heat Transfer In Human Tıssues. *Journal of Thermal Engineering*, Vol. 5, No. 6, Special Issue 10, pp. 149-161. doi: 10.18186/thermal.653915

27. Kapetanovic A. L., Susnjara A., Poljak D., (2020). Numerical Solution and Uncertainty Quantification of Bioheat Transfer Equation Using Neural Network Approach. *2020 5th International Conference on Smart and Sustainable Technologies (SpliTech)*. doi: 10.23919/SpliTech49282.2020.9243733

28. Xu F., Lu T.J., Seffen K.A., Ng E.Y.K. (2009). Mathematical Modeling of Skin Bioheat Transfer. *Applied Mechanics Reviews*, Vol. 62 / 050801-1**.** https://doi.org/ 10.1115/1.3124646

29. Munafo C.F., Rogolino P. (2022). Analysis of a Hyperbolic Heat Transfer Model in Blood-perfused Biological Tissues with Laser Heating. *Journal of Applied and Computational Mechanics*, 8(4), 1398-1406. https://doi.org/10.22055/jacm.2022.40152.3528

30. İnternet: Khan Academy. (2018). Isı Transferi. Web: https://www.youtube.com/watch?v=66ubtw2U428 adresinden 20.Ağustos 2023'de alınmıştır.

31. İnternet: Okatan, A. Konveksiyon Yöntemiyle Isı Akışını Gözlemleyelim Web: https://bilimgenc.tubitak.gov.tr/makale/konveksiyon-yontemiyle-isi-akisini-gozlemleyelim. adresinden 20.Ağustos 2023'de alınmıştır.

32. Tunç, M., Çamdalı, U. ve Çıkrıkçı S. (2004). Tıpta Biyoısı Uygulaması, *Mühendis ve Makina*,534.http://www1.mmo.org.tr/resimler/dosya_ekler/b817c9349cf9c4f_ek.pdf?dergi=64

33. Çelik N., Bayazıt Y. (2008). İnsan Vücudunun Modellenmesinde Kişisel Değişikliklerin Termo-Regülasyon Üzerindeki Etkileri. *Isı Bilimi ve Tekniği Dergisi*, 28, 17-22. https://dergipark.org.tr/tr/pub/isibted/issue/33923/375523

34. Bilgili M., Şahin B., Şimşek E., Yaşar A. (2010). The investigation of heat loss transferred from the human body via respiration in Antalya city. *2010 15th National Biomedical Engineering Meeting, BIYOMUT2010,* Antalya. https://ieeexplore.ieee.org/document/5479740

35. Bilgili M., Şahin B., Şimşek E. (2009). İnsan Vücudundan Solunum Yoluyla Gerçekleşen Isı Kaybının Analizi, *Tesisat Mühendisliği,* vol. 113, pp. 61-67. https://www.mmo.org.tr/sites/default/files/aa7322c9a81b330_ek.pdf

36. Kalkan M.T. (2018). Isı, Sıcaklık, Ter, Terleme. *Tıp Fakültesi Klinikleri Dergisi*. Cilt:1, Sayı:1, 109-130. https://dergipark.org.tr/tr/pub/atk/issue/38771/451175

37. İnternet: Bakırcı Ç. M. (2014). Beyin ve Baş Bölgesindeki Damarlar: Sizi "Siz" Yapan Damarları Tanıyın. Web: https://evrimagaci.org/beyin-ve-bas-bolgesindeki-damarlar-sizi-siz-yapan-damarlari-taniyin-2449. adresinden 20.Ağustos 2023'de alınmıştır.

38. Gürsu, B., Özgür Büyükatalay E. (2021). Finite Difference Time Domain(FDTD) Application For Tissue Thermal Analysis Based On Pennes' Bioheat Equation In Electromagnetic Energy Exposure. *1st Hamidiye International Student Congress (HISCON)2021*.https://www.researchgate.net/

39. Saniei, E., Setayeshi, S., Akbari, M.E., Navid, M. (2016). Parameter estimation of breast tumour using dynamic neural network from thermal pattern, *Journal of Advanced Research*, Volume 7, Issue 6, Pages 1045-1055, ISSN 2090-1232. https://doi.org/10.1016/j.jare.2016.05.005.

40. Pennes H.H.. (1948). Analysis of Tissue and Arterial Blood Temperature in the Resting Human Forearm. *Journal of Applied Physilogy*, Volume 1, Number 2, 93-122. doi:10.1152/jappl.1948.1.2.93

41. Jiji, L.M. (2009). *Heat Conduction*. Third Edition, Springer, Berlin, Germany. İsbn. 978-3-642-01266-2, e-isbn. 978-3-642-01267-9. doi: 10.1007/978-3-642-01267-9

42. Mitchell J.W., Myers G.E. (1968). An analytical model of the countercurrent heat exchange phenomena. *Biophys. J.*, Vol. 8, pp. 897-911. doi: 10.1016/S0006-3495(68)86527-0

43. Keller K.H, Seiler L. (1971). An analysis of peripheral heat transfer in man, *J. Appl. Physiol.* 30 (5) (1971) 779–786. DOI: 10.1152/jappl.1971.30.5.779

44. Wulff W. (1974). The Energy Conservation Equation for Living Tissues, *IEEE Transactions- Biomedical Engineering*, BME-21, pp- 494-495. doi:10.1109/TBME.1974.324342

45. Klinger H.G. (1974). Heat transfer in perfused biological tissue. I. General theory. *Bulletin of Mathematical Biology*, 36, 403-415. doi:10.1016/S0092-8240(74)80038-8

46. Chen, M.M., Holmes, K.R. (1980). Microvascular Contributions in Tissue Heat Transfer. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 335, 137–150. doi:10.1111/j.1749-6632.1980.tb50742.x

47. Weinbaum, S., Jiji, L. M. ve Lemons, L. M. (1984). Theory and experiment for the effect of vascular microstructure on surface tissue heat transfer - Part I : Anatomical foundation and model conceptualization. *Journal of Biomechanical Engineering*, *106* (4), 321–330. doi:10.1115/1.3138501

48. Gürsu, B., Özgür Büyükatalay E. (2023). Diferansiyel Gelişim Algoritması Ve Zaman Domeninde Sonlu Farklar Hibrit Metodu İle Biyoısı Transferine Dayalı Tümörlü Doku Tahmininde Pennes Ve Wulff Süreklilik Modelinin Karşılaştırılması. *1. Ulusal Sağlık Hizmetleri Ve Bilimleri Kongresi*, Altınbaş Üniversitesi, syf.83. https://shbkongresi.altinbas.edu.tr/?page_id=15

49. Hristov J. (2019). Bio-Heat Models Revisited: Concepts, Derivations, Nondimensalization and Fractionalization Approaches. *Frontiers in Physics*. doi: 10.3389/fphy.2019.00189

50. İnternet: Uzun, T., Peclet Sayısı Nedir?, Web: https://sende-ogren.com/d/655-peclet-sayisi-nedir. adresinden 20.Ağustos 2023'de alınmıştır.

51. Çelebi A. (2016). *Tümörlü Doku Tespitinde Biyoısı Transferinin Sayısal Analizi*. Fırat Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 10-18, Elazığ.

52. Uyğun, M. (2017), *İnsan Beyninin Üç Boyutlu Modellenmesi İle Sıcaklık Dağılımının Elde Edilmesi*. Dokuz Eylül Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 7-14, İzmir.

53. İnternet: (2021). Thermal Properties of a tissue, Indian Institue of Science, Mathematical Aspects of Biomedical Electronic System Design, Web: https://www.youtube.com/watch?v=uA1BnNM1WEA&t=197s. adresinden 20.Ağustos 2023'de alınmıştır.

54. İnternet: World Health Organization, Web: https://www.who.int/europe/news-room/fact-sheets/item/cancer-prevention. adresinden 20.Ağustos 2023'de alınmıştır.

55. Alamouti A.K., Habibi M.R., Sharfabadi M.M., Lalimi H.A. (2021). Numerical study on the efects of blood perfusion and tumor metabolism on tumor temperature for targeted hyperthermia considering a realistic geometrical model of head layers using the fnite element method, *SN Applied Sciences*, 3:462. https://doi.org/10.1007/s42452-021-04447-1

56. Sohn C., Grischke E.M., Wallwiener D., Kaufmann M., Fournier D., Bastert G. (1992), Ultrasound diagnosis of blood flow in benign and malignant breast tumors, *Geburtshilfe Frauenheilkd*, 52(7): 397-403. doi: 10.1055/s-2007-1023775

57. Gonzalez F.J. (2012). Non-invasive estimation of the metabolic heat production of breast tumors using digital infrared imaging. *Quantitative InfraRed Thermography Journal*, Vol.8, Iss.2, 139-148. https://doi.org/10.3166/qirt.8.139-148

58. Caferova Ş. (2009). *Meme Radiotermometri (Rtm) İncelemesinin Meme Lezyonlarının Ayırıcı Tanısındaki Yeri, Etkinliği Ve Güvenilirliği*, Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyodiagnostik Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi, 25-33, İzmir.

59. Sedankin M.K., Leushin V.Y., Gudkov A.G., Vesnin S.G., Sidorov I. A., Agasieva S. V., Markin A. V. (2018). Mathematical Simulation of Heat Transfer Processes in a Breast with a Malignant Tumor. *Biomedical Engineering,* Vol. 52, No. 3, pp. 190-194. doi.10.1007/s10527-018-9811-2

60. Gautherie M. (1982). Temperature and Blood Flow Patterns in Breast Cancer during Natural Evolution and Following Radiotherapy. *Progress in Clinical and Biomedical Termology* 107, 21-64.https://www.semanticscholar.org/paper/Temperature-and-blood-flow-patterns-in breast-and Gautherie/573ce0875ce0e8172e0cb7d5e1442e1a7fb2127c

61. Gautherie, M., and Gros, C. M. (1980). Breast thermography and cancer risk prediction. *Cancer*, *45*(1), 51-56. https://acsjournals.onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/cncr.2820450110

62. Gautherie, M. (1983). Thermobiological assessment of benign and malignant breast diseases. *American journal of obstetrics and gynecology*, *147*(8), 861-869. https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/0002937883902363

63. Aigerim M., Yong Z., Eddie Y.K.N., Vasilios Z., Sai C. F., Olzhas M. (2022). Early detection of the breast cancer using infrared technology – A comprehensive review, *Thermal Science and Engineering Progress*, Volume 27,101142, ISSN 2451-9049. https://doi.org/10.1016/j.tsep.2021.101142.

64. İnternet: Khan Academy, (2016). Deri Nedir? Epidermisi Tanıyalım (Sağlık Bilgisi ve Tıp), Web: https://www.youtube.com/watch?v=tb5b3vdeMJM. adresinden 20.Ağustos 2023'de alınmıştır.

65. Das K., Singh R., Mishra S.C. (2013). Numerical analysis for determination of the presence of a tumor and estimation of its size and location in a tissue. *Journal of Thermal Biology 38,* 32–40. http://dx.doi.org/10.1016/j.jtherbio.2012.10.003

66. Çelik, N., (2015). Meme Kanseri Tümörünün Oluşturduğu Isı Geçişinin Sonlu Elemanlar Yöntemiyle Sayısal İncelenmesi, *Ulıbtk'15 20. Ulusal Isı Bilimi Ve Tekniği Kongresi*, Balıkesir. http://tibtd.org.tr/kongreler/20-ulusal-isi-bilimi-ve-teknigi-kongresi/

67. Holland, J.H. (1975). *Adaptation in Natural and Artificial Systems*, University of Michigan Press. https://doi.org/10.7551/mitpress/1090.001.0001

68. Goldberg, D.E. (1989). *Genetic Algorithms in Search, Optimization and Machine Learning*, Kluwer Academic Publishers, Boston. ISBN-10.0201157675. http://www2.fiit.stuba.sk/~kvasnicka/Free%20books/Goldberg_Genetic_Algorithms_in_Search.pdf

69. Gürsu, B. (2009). *Sezgisel Algoritmalar Kullanarak Transformatör Merkezlerinde Topraklama Ağlarının Tasarımı*. Fırat Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 8-36, Elazığ.

70. Gürsu, B. (2014). Optimum Overcurrent Relay Coordination via Genetic Algorithm Method Stopped by Penalty Function in Substations. *Journal of The Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University*. Vol.29, No.4, 665-676. doi: http://dx.doi.org/10.17341/gummfd.74141

71. Storn, R., Price, K. (1995). Differential Evolution: A Simple and Efficient Adaptive Scheme for Global Optimization over Continuous Spaces. *Technical Report TR-95-012, International Computer Science Institue*, Berkeley. https://doi.org/10.1023/A:1008202821328

72. Yee, K. S. (1966). Numerical solution of initial boundary value problems involving maxwell's equations in isotropic media. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation* , Volume: 14, Issue: 3, 302-307. https://ieeexplore.ieee.org/document/1138693

73. Erol, Y. (2007). *FDTD İle Mikrodalga Devre Analizine Yeni Bir Yaklaşım: Özyinelemeli Alt Izgaralama.* Fırat Üniversitesi Fen bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 4-25, Elazığ.

74. Arı, N., Özen, Ş., Çolak, H.Ö., Teşneli, A.Y. (2008). *Elektromanyetikte Sonlu Farklar Metodu*. Palme Yayıncılık, Ankara, 142s.

75. Sevgi, L. (1999). *Elektromanyetik Problemler ve Sayısal Yöntemler*. Birsen Yayınevi, İstanbul, 214s.

76. Özen, Ş., (2003). *Mikrodalga Frekanslı EM Radyasyona Maruz Kalan Biyolojik Dokularda Oluşan Isıl Etkinin Teorik ve Deneysel İncelenmesi*. Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 90-101, Sakarya.

77. Das, K., Subhash, M.C. (2013). Estimation of tumor characteristics in a breast tissue with known skin surface temperature. *Journal of Thermal Biology*, 38, 311–317. http://dx.doi.org/10.1016/j.jtherbio.2013.04.001

78. Das, K., Subhash, M.C. (2014). Study of Thermal Behavior of a Biological Tissue: An Equivalance of Pennes Bioheat Equation and Wulff Continuum Model. *Journal of Thermal Biology*, 45, 103-109. http://dx.doi.org/10.1016/j.jtherbio.2014.08.007

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : GÜRSU, Barış

Uyruğu : T.C.

Doğum tarihi ve yeri :

Medeni hali :

Telefon :

e-mail :

Eğitim Derecesi	**Eğitim Birimi**	**Mezuniyet Tarihi**
Yüksek Lisans	Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyofizik Anabilim Dalı	2023
Doktora	Fırat Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı	2009
Yüksek Lisans	Fırat Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı	2003
Lisans	Fırat Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı	1998

İş Deneyimi

Yıl	**Yer**	**Görev**
1998-devam ediyor	TEİAŞ 13.Bölge Müdürlüğü/Elazığ	Başmühendis

Yabancı Dil

İngilizce (Yökdil - 2023=58.75), Almanca

Yayınlar

1. Elektrik-Elektronik Mühendisliği alanında yayınlanmış 2 SCI dergi (Q1 ve Q4), 7 hakemli yurt içi dergi, 7 uluslararası bildiri, 12 ulusal bildiri çalışmalarım vardır.

2. Biyofizik alanında yayınlanmış 1 uluslararası bildiri (en iyi bilimsel araştırma 3.'lüğü), 3 ulusal bildiri çalışmalarım vardır.

   Gürsu, B., Özgür Büyükatalay E. (2021). Finite Difference Time Domain(FDTD) Application For Tissue Thermal Analysis Based On Pennes' Bioheat Equation In Electromagnetic Energy Exposure. *1st Hamidiye International Student Congress (HISCON) 2021*, syf.105.

Gürsu, B., Özgür Büyükatalay E. (2021). Wilson Merkezi Terminal Potansiyelinin Ekstremite ve Prekordiyal Derivasyonlara Etkisinin Belirlenmesi Üzerine Görüntü İşlemeye Dayalı Algoritmik Bir Modelleme Önerisi. *32. Ulusal Biyofizik Kongresi*, syf.64.

Gürsu, B., Özgür Büyükatalay E. (2023). Pennes'in Biyoısı Denklemine Dayalı Kan Perfüzyonu ve Metabolik Isı Değerlendirmesiyle Tümörlü Doku Tahmininde Genetik Algoritmalar ve Zaman Domeninde Sonlu Farklar Hibrit Metodu. *1. Ulusal Sağlık Hizmetleri Ve Bilimleri Kongresi*, Altınbaş Üniversitesi, syf.81. https://shbkongresi.altinbas.edu.tr/?page_id=15

Gürsu, B., Özgür Büyükatalay E. (2023). Diferansiyel Gelişim Algoritması ve Zaman Domeninde Sonlu Farklar Hibrit Metodu İle Biyoısı Transferine Dayalı Tümörlü Doku Tahmininde Pennes ve Wulff Süreklilik Modelinin Karşılaştırılması. *1. Ulusal Sağlık Hizmetleri Ve Bilimleri Kongresi*, Altınbaş Üniversitesi, syf.83. https://shbkongresi.altinbas.edu.tr/?page_id=15



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR…