KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FİZİK ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

DERİ DOKUSU İÇİNDEKİ IŞIK DAĞILIMININ MONTE CARLO SİMULASYONU

ZÜLEYHA AYDIN

KOCAELİ 2013

KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FİZİK ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

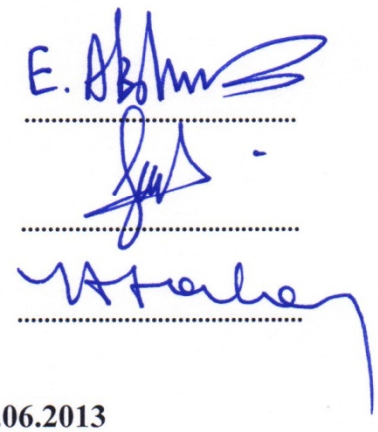
DERİ DOKUSU İÇİNDEKİ IŞIK DAĞILIMININ MONTE CARLO SİMULASYONU

ZÜLEYHA AYDIN

Prof.Dr. Elşen VELİ
Danışman, Kocaeli Üniv.

Doç.Dr. Seda GÜNEŞDOĞDU SAĞDINÇ
Jüri Üyesi, Kocaeli Üniv.

Doç.Dr. Yusuf ATALAY
Jüri Üyesi, Sakarya Üniv.



Tezin Savunulduğu Tarih: 28.06.2013

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Işık-doku etkileşimi son yıllarda teşhis ve tedavi için medikal ve dermatolojide sıkça kullanılmaya başlanılmıştır. Dokunun canlı ve karmaşık bir yapıya sahip olması nedeniyle uygulanacak işlemlerde dokunun optiksel özelliğinin iyi bilinmesi gerekir. Özellikle insan derisi renge bağlı olarak farklı optiksel özelliklere sahiptir. Bu nedenle teshis ve tedaviden önce uygun yöntem uygulanmalıdır. Bilgisayar ortamında hazırlanan simulasyonlar klinik çalışmalarından önce bize daha pratik bir yöntem sunar. Monte Carlo simulasyonu bu bakımdan, doğruluğu deneysel çalışmalara çok yakın sonuçlar veren bir simulasyondur.

Üniversite hayatım boyunca bizlere emeği geçen ve bugünlere gelmemize yardımcı olan bütün hocalarıma ve özellikle her alanda yanımda olan Prof.Dr. Meral HOŞCAN'a ve tez çalışmalarım boyunca bana destek olan danışman hocam Prof.Dr. Elşen VELİ'ye ve jüri üyelerim Doç.Dr. Seda SAĞDINÇ ve Doç. Dr. Yusuf ATALAY'a çok teşekkür ederim.

Aldığım derslerle çalışmalarıma katkısı olan Lund Üniversitesi'ne ve her türlü zorluklarla mücadele etmemde bana destek olan aileme ve arkadaşlarıma çok teşekkür ederim.

Mayıs-2013 Züleyha AYDIN

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR i
İÇİNDEKİLER ii
ŞEKİLLER DİZİNİ iv
TABLOLAR DİZİNİ vi
SEMBOLLER DİZİNİ VE KISALTMALAR vii
ÖZET xi
ABSTRACT xii
GİRİŞ 1
1. DERİNİN YAPISI, GÖREVLERİ VE HİSTOPATOLOJİSİ 3
1.1. Derinin Fonksiyonları 3
1.2. Embriyolojisi 3
1.2.1. Epidermis 4
1.2.1.1. Bazal (Germinatif) Tabaka (St. Bazale) 5
1.2.1.2. Spinozum (Malpighi) tabakası (st. spinozum) 5
1.2.1.3. Granüler tabaka (st. granülozum) 6
1.2.1.4. Lusidum tabakası (st. lusidum) 6
1.2.1.5. Korneum tabakası (st. korneum) 6
1.2.2. Dermis (Kutis-Korium) 6
1.2.2.1. Dermisin hücresel elemanları 7
1.2.3. Subkutan Tabaka (Subkutis) 8
1.3. Derinin Damarları 8
1.3.1. Derinin Kan Damarları 8
1.3.2. Lenf Damarları 8
1.4. Derinin Sinirleri 9
1.4.1. Duyu Sinirleri 9
1.4.2. Motor Sinirler 9
1.5. Deri (Epidermis) Ekleri 9
1.5.1. Keratinize Deri Ekleri 9
1.5.2. Salgı Yapan Deri Ekleri 10
1.5.2.1. Ter bezleri 10
1.5.2.2. Yağ bezleri 11
2. DOKU OPTİĞİ 12
2.1. İnsan Derisinin Optiksel Özellikleri 12
2.2. Işık Soğurması 12
2.3. Işık Saçılımı 14
2.4. Deri Optiği 15
2.4.1. Derideki Saçılma 16
2.4.2. Derideki Soğurma 17
3. İNSAN DERİSİ MODELLEME 20
3.1. Deri Soğurması 20
3.2. Deri Saçılması 22
4. MONTE CARLO SİMULASYONU 23
4.1. Problem ve Koordinat Sistemi 23
4.2. Olası Değişken Örnekleme 25
4.3. Foton Yayılımı İçin Kurallar 29

4.3.1. Foton Paketi Fırlatma 29
4.3.2. Foton Basamak Boyutu 30
4.3.3. Foton Paket Hareketi 33
4.3.4. Foton Soğrulması 33
4.3.5. Foton Saçılması 34
4.3.6. Sınırda Yansıma ve Geçiş 35
4.3.7. Ara Yüzeyde Yansıma ve Geçiş 38
4.3.8. Foton Sonlandırma 39
4.4. Sayılan Fiziksel Nicelikler 39
4.4.1. Yansıma ve Geçiş 40
4.4.2. İçsel Foton Dağılımı 42
4.4.3. Grid Sistemi ile İlgili Sorunlar 45
4.4.3.1. Her bir grid element için ortalama değerin konumu 45
4.4.3.2. İlk foton-doku etkileşiminin etkileri 48
5. MATERYEL VE YÖNTEM 50
5.1. İnsan Derisi Modelleme 50
5.2. Monte Carlo Simulasyonu 56
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER 70
KAYNAKLAR 73
ÖZGEÇMİŞ 75

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. Derinin yapısı (a) Derinin enine kesiti (b) Dokuz tabakalı deri Modeli (c) Üç tabakalı deri modeli 4
Şekil 2.1. Deri dokusundan geçen ışığın, dağılımını gösteren fotoğraf 14
Şekil 2.2. Işık-Deri etkileşimi 16
Şekil 2.3. Oksi hemoglobin ve deoksi hemeoglobin için molar sönüm katsayısının dalga boyuna göre değişimin gösteren grafik 18
Şekil 2.4. Eumelanin ve Pheomelanin için molar sönüm katsayısının dalga boyuna göre değişimini gösteren grafik 19
Şekil 2.5. Oksi hemoglobin, deoksi hemoglobin ve melanin için soğurma katsayısının dalga boyuna göre değişimini gösteren grafik 19
Şekil 3.1. Farklı melanin pigment oranına sahip deri dokularının değişimini gösteren bir resim. Melanin pigment oranları soldan sağa sırasıyla %1.9, %5.2, %12, %42 21
Şekil 4.1. Çok tabakalı dokular için kartezyen koordinat sisteminin şematik gösterimi 24
Şekil 4.2. Düzgün dağılmayan rastgele değişken ξ'ye bağlı rastgele değişken χ örneklemi 28
Şekil 5.1. Sağlıklı insan elinin avuç içi resmi 50
Şekil 5.2. Afrika, İran, Nepal, Çin, Kazakistan, Slovakya, Finlandiya ve Rusya ülkelerinin dünya haritası üzerindeki coğrafi konumları..... 51
Şekil 5.3. Çok tabakalı model içinde ışığın yayılımının Monte Carlo simulasyonunun şematik görünümü 56
Şekil 5.4. Epidermis dokusu için Monte Carlo simulasyonunda uygun görülen algoritma 57
Şekil 5.5. Afrika ülkesine ait epidermis tabakası için yansıyan ışığın dalga boyuna göre değişimini gösteren grafik 62
Şekil 5.6. Afrika ülkesine ait epidermis tabakası için geçen ışığın dalga boyuna göre değişimini gösteren grafik 62
Şekil 5.7. Nepal ülkesine ait epidermis tabakası için yansıyan ışığın dalga boyuna göre değişimini gösteren grafik 63
Şekil 5.8. Nepal ülkesine ait epidermis tabakası için geçen ışığın dalga boyuna göre değişimini gösteren grafik 63
Şekil 5.9. İran ülkesine ait epidermis tabakası için yansıyan ışığın dalga boyuna göre değişimini gösteren grafik 64
Şekil 5.10. İran ülkesine ait epidermis tabakası için geçen ışığın dalga boyuna göre değişimini gösteren grafik 64
Şekil 5.11. Çin ülkesine ait epidermis tabakası için yansıyan ışığın dalga boyuna göre değişimini gösteren grafik 65
Şekil 5.12. Çin ülkesine ait epidermis tabakası için geçen ışığın dalga boyuna göre değişimini gösteren grafik 65
Şekil 5.13. Slovakya ülkesine ait epidermis tabakası için yansıyan ışığın dalga boyuna göre değişimini gösteren grafik 66
Şekil 5.14. Slovakya ülkesine ait epidermis tabakası için geçen ışığın dalga boyuna göre değişimini gösteren grafik 66

Şekil 5.15. Finlandiya ülkesine ait epidermis tabakası için yansıyan ışığın dalga boyuna göre değişimini gösteren grafik 67
Şekil 5.16. Finlandiya ülkesine ait epidermis tabakası için geçen ışığın dalga boyuna göre değişimini gösteren grafik 67
Şekil 5.17. Kazakistan ülkesine ait epidermis tabakası için yansıyan ışığın dalga boyuna göre değişimini gösteren grafik..... 68
Şekil 5.18. Kazakistan ülkesine ait epidermis tabakas için geçen ışığın dalga boyuna göre değişimini gösteren grafik 68
Şekil 5.19. Rusya ülkesine ait epidermis tabakası için yansıyan ışığın dalga boyuna göre değişimini gösteren grafik 69
Şekil 5.20. Rusya ülkesine ait epidermis tabakası için geçen ışığın dalga boyuna göre değişimini gösteren grafik..... 69
Şekil 6.1. Sekiz ülkenin deri modelleme çalışması sonucunda epidermis tabakası için soğurma katsayısının ışığın dalga boyuna göre değişimini gösteren grafik..... 70
Şekil 6.2. Sekiz ülkenin MC simulasyonu sonucunda epidermis tabakası için yansıyan ışık miktarının ışığın dalga boyuna göre değişimini gösteren grafik..... 71
Şekil 6.3. Sekiz ülkenin MC simulasyonu sonucunda epidermis tabakası için geçen ışık miktarının ışığın dalga boyuna göre değişimini gösteren grafik 72

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 3.1. Farklı cilt tipleri için melenozom hacim kesitinin tipiksel değerleri 20
Tablo 5.1. Epidermis tabakası için literatürden alınan veriler 50
Tablo 5.2. Afrika ülkesi için modellenen epidermis dokusunun optiksel özellikleri 52
Tablo 5.3. Nepal ülkesi için modellenen epidermis dokusunun optiksel özellikleri 52
Tablo 5.4. İran ülkesi için modellenen epidermis dokusunun optiksel özellikleri 53
Tablo 5.5. Çin ülkesi için modellenen epidermis dokusunun optiksel özellikleri 53
Tablo 5.6. Slovakya ülkesi için modellenen epidermis dokusunun optiksel özellikleri 54
Tablo 5.7. Finlandiya ülkesi için modellenen epidermis dokusunun optiksel özellikleri 54
Tablo 5.8. Kazakistan ülkesi için modellenen epidermis dokusunun optiksel özellikleri 55
Tablo 5.9. Rusya ülkesi için modellenen epidermis dokusunun optiksel özellikleri 55
Tablo 5.10. Afrika ülkesi için derlenen MC simulasyonunun sonuç verileri 58
Tablo 5.11. Nepal ülkesi için derlenen MC simulasyonunun sonuç verileri 58
Tablo 5.12. İran ülkesi için derlenen MC simulasyonunun sonuç verileri 59
Tablo 5.13. Çin ülkesi için derlenen MC simulasyonunun sonuç verileri 59
Tablo 5.14. Finlandiya ülkesi için derlenen MC simulasyonunun sonuç verileri 60
Tablo 5.15. Kazakistan ülkesi için derlenen MC simulasyonunun sonuç verileri 60
Tablo 5.16. Slovakya ülkesi için derlenen MC simulasyonunun sonuç verileri 61
Tablo 5.17. Rusya ülkesi için derlenen MC simulasyonunun sonuç verileri 61

SEMBOLLER DİZİNİ VE KISALTMALAR

A	: Doku tarafından soğurulan foton olasılığı, (-)
$A(r,z)$	: Soğurma dizisi, (-)
$A_{rz}[i_r,i_z]$	: 2D soğurma dizisi, (cm^{-3})
$A_z[i_z]$	: 1D dizisi z doğrultusunda birim uzunluk başına foton olasılığı,(cm^{-1})
$A_1[\text{tabaka}]$	: Her bir tabaka içindeki soğrulan foton olasılığı, (-)
c	: Konsantrasyon, (Mol/Litre)
f_{kan}	: Kutaneus kan hacim kesiti, (%)
f_{mel}	: Epidermisteki melenositlerin hacim kesiti, (%)
$F_\xi(\xi)$	: ξ'in artan dağılım fonksiyonu, (-)
$F_\chi(\chi)$	: χ 'in artan dağılım fonksiyonu, (-)
g	: Anizotropi faktörü, (-)
I	: Dokudan l mesafesinden geçen ışığın şiddeti, (cd)
I_0	: Dokuya gelen ışığın şiddeti, (cd)
i	: Bir tabaka için indis, (-)
i_r	: r doğrultusunda grid elementleri için indis, (-)
i_z	: z doğrultusunda grid elementleri için indis, (-)
i_α	: α için indis, (-)
l	: Işığın gönderildiği ortamın kalınlığı, (cm)
m	: MC simulasyonunda rulet kuralına göre ağırlığı azalmış foton paketine yaşaması için verilen şans katsayı çarpanı, (-)
N	: Toplam foton paket sayısı, (-)
Nr	: r doğrultusunda toplam grid element sayıları, (-)
Nz	: z doğrultusunda toplam grid element sayıları, (-)
N_α	: Toplam grid element sayısı, (-)
n	: Kırılma indisi, (-)
n_i	: Fotonun geldiği ortamın kırılma indisi, (-)
n_t	: Fotonun geçtiği ortamın kırılma indisi, (-)
n_1	: Dış ortamın kırılma indisi, (-)
n_2	: Dokunun kırılma indisi, (-)
$p(\cos\theta)$	: Sapma açısının kosinüsü için olasılık dağılım saçılma fonksiyonu, (-)
$p(s)$	: s'nin olasılık yoğunluk fonksiyonu, (-)
$p(\xi)$	: ξ' in dağılımını tanımlayan olasılık yoğunluk fonksiyonu, (-)
$p(\chi)$	: χ 'in dağılımını tanımlayan olasılık yoğunluk fonksiyonu, (-)
R_d	: Difüzyon yansıma, (-)
R_{sp}	: Aynasal yansıma, (-)

$R_d(r,\alpha_t)$: Belirli grid elementteki yansıma, (-)

$R_{d-r}[i_r]$: r için difüzyon yansıma 2D dizisi, (cm^{-2})

$R_{d-\alpha}[i_\alpha]$: α için difüzyon yansıma 2D dizisi, (sr^{-1})

$R(\alpha_i)$: Fresnel formülü ile belirlenen iç yansıma, (-)

r : Silindirik koordinat sisteminin radyal koordinatı, (cm)

$\vec{r}$: Birim vektör, (cm)

r_n : n. grid elementin merkezi, (cm)

r_1 : Cam tabakanın birinci sınırı üzerindeki Fresnel yansımaları, (-)

r_2 : Cam tabakanın ikinci sınırı üzerindeki Fresnel yansımaları, (-)

s : Foton hareketi için basamak boyutu, (cm)

s_i : i. tabaka içindeki basamak boyutu, (cm)

s_{toplam} : Toplam basamak boyutu, (cm)

T_d : Difüzyon geçiş, (-)

T_t : Toplam geçiş, (-)

$T_t(r,\alpha_t)$: Belirli grid elementteki geçiş, (-)

$T_{t-r}[i_r]$: r için toplam geçiş 2D dizisi, (cm^{-2})

$T_{t-\alpha}[i_\alpha]$: r için toplam geçiş 2D dizisi, (sr^{-1})

$Y(r)$: Belirli bir z değerinde difüzyon yansıma $R_d(r)$, difüzyon geçiş $T_d(r)$ ve içsel akıyı $\phi_{rz}(r,z)$ veren bir yaklaşım, (-)

y : y ekseni koordinatı, (cm)

$\vec{y}$: y eksen birim vektörü, (cm)

z : z ekseni koordinatı, (cm)

$\vec{z}$: z eksen birim vektörü, (cm)

z_0 : Dokunun üst tabakasının z koordinatı, (cm)

z_1 : Dokunun alt tabakasının z koordinatı, (cm)

W : MC simulasyonunda her bir foton paketi için ilk olarak verilen ağırlık birimi, (-)

W_{th} : Foton paketinin eşik değer ağırlığı, (-)

x : x ekseni koordinatı, (cm)

$\vec{x}$: x eksen birim vektörü, (cm)

α : Foton çıkış yönü ve doku yüzeyinin normali arasındaki açı, (rad)

α_i : Dokunun sınırı üzerine gelen açı, (rad)

α_t : Dokunun sınırından geçen açı, (rad)

β : Özel soğurma katsayısı, $(cm^{-1}/(Mol/Litre))$

Δa : Dairesel halka alanı, (cm^2)

Δr : r doğrultusunda grid çizgi ayrımları, (cm)

Δz : z doğrultusunda grid çizgi ayrımları, (cm)

ΔW : Grid elementlerde biriktirilen foton ağırlığının miktarı, (-)

$\Delta\alpha$: Grid çizgileri ayrımı, (cm)

$\Delta\Omega$: Katı açı, (sr)

ε : Molar sönüm katsayısı, $(cm^{-1}/(Mol/Litre))$

θ : Küresel koordinat sisteminde sapma açısı, (rad)

λ : Dalga boyu, (nm)

μ_a : Soğurma katsayısı, (cm^{-1})

$\mu_{a,bg}$: Geçmiş (background) soğurma katsayısı, (cm^{-1})

$\mu_{a,epi}$: Epidermisin soğurma katsayısı, (cm^{-1})

$\mu_{a,deoksi}$: Deoksihemoglobinin soğurma katsayısı, (cm^{-1})

$\mu_{a,dermis}$: Dermisin soğurma katsayısı, (cm^{-1})

$\mu_{a,kan}$: Kanın soğurma katsayısı, (cm^{-1})

$\mu_{a,mel}$: Melanin soğurma katsayısı, (cm^{-1})

$\mu_{a,oksi}$: Oksihemoglobinin soğurma katsayısı, (cm^{-1})

μ_{a1} : Birinci deri tabakasının (doku1) soğurma katsayısı, (cm^{-1})

μ_{a2} : İkinci deri tabakasının (doku2) soğurma katsayısı, (cm^{-1})

μ_s : Saçılma katsayısı, (cm^{-1})

$\mu_s\left(\lambda_{Mie}\right)$: Mie saçılma katsayısı, (cm^{-1})

$\mu_s\left(\lambda_{Rayleigh}\right)$: Rayleigh saçılma katsayısı, (cm^{-1})

μ_{s1} : Birinci deri tabakasının (doku2) saçılma katsayısı, (cm^{-1})

μ_{s2} : İkinci deri tabakasının (doku2) saçılma katsayısı, (cm^{-1})

μ_t : Toplam azalma katsayısı, (cm^{-1})

μ_{ti} : i. tabaka için etkileşme katsayısı, (cm^{-1})

μ_{t1} : Birinci deri tabakasının (doku1) için etkileşim katsayısı, (cm^{-1})

μ_{t2} : İkinci deri tabakasının (doku2) için etkileşim katsayısıdır, (cm^{-1})

μ_x : x ekseni doğrultu kosinüs değeri, (-)

μ_y : y ekseni doğrultu kosinüs değeri, (-)

μ_z : z ekseni doğrultu kosinüs değeri, (-)

μ_s' : İndirgenmiş saçılma katsayısı, (cm^{-1})

μ_x' : Seçilen sapma açısı ve azimutal açı için foton paketinin x ekseni için yeni doğrultusu, (-)

μ_y' : Seçilen sapma açısı ve azimutal açı için foton paketinin y ekseni için yeni doğrultusu, (-)

μ_z' : Seçilen sapma açısı ve azimutal açı için foton paketinin z ekseni için yeni doğrultusu, (-)

μ_t^{-1} : Ortalama serbest yol, (cm)

ξ : (0,1) aralığında düzenli bir şekilde dağılmış olası değişken, (-)

ρ : Parçacık sayısı yoğunluğu, (g/cm^3)

σ_s : Saçılma enine kesiti, (cm^2)

ϕ : Akı, (J/cm^2)

$\phi_{rz}\left[i_r, i_z\right]$: 2D dizisi r,z doğrultusundaki akı, (cm^{-2})

$\phi_z\left[i_z\right]$: 1D dizisi z doğrultusundaki akı, (-)

χ : Doku içinde foton yayılımının Monte Carlo Simulasyonu tarafından ihtiyaç duyulan bir olası değişken, (-)

ψ : Azimutal açı, (rad)

Kısaltmalar

MC : Monte Carlo
Mcml : Monte Carlo for Multi Layer (Çok Tabaka için Monte Carlo Simulasyonu)
NIR : Near Infrared Radiation (Yakın Kızıl Ötesi Işık)
OD : Optical Density (Optiksel Yoğunluk)
St : Strautum

DERİ DOKUSU İÇİNDEKİ IŞIK DAĞILIMININ MONTE CARLO SİMULASYONU

ÖZET

Işık-doku etkileşiminin medikal ve kozmetikteki rolü son yirmi yılda önemli bir şekilde artmıştır. Bu çalışmada ilk önce doku olarak sağlıklı insan derisinin epidermis tabakası modellendi. Modelleme için literatürden melanin hacimsel kesiti ve epidermis tabakasının kırılma indisi alındı. Bu veriler kullanılarak 500-800 nm dalga boyu aralığındaki gelen ışık için avuç içinin epidermis tabakasının optiksel özellikleri hesaplandı. Bu çalışmanın amacı dokuya gelen ışığın soğrulması ve yansımasını incelemek ve özellikle melanin hacimsel kesitiyle ışığın doku tarafından soğrulmasının ilişkisini incelemektir. Bu nedenle çalışmamızda sekiz farklı ülke insanı seçtik. Modelleme hesaplarından elde ettiğimiz sonuca göre melanin hacim kesit değeri daha yüksek olan ülkelerin, diğerlerine göre daha yüksek soğurma katsayısına sahip olduğudur. Daha sonra modellenen epidermis tabakası için Monte Carlo simulasyonu yapılmıştır. Simulasyonda foton sayısını 100000 olarak belirledik. Simulasyon sonucunda her bir ülkenin farklı yansıyan ve geçen ışık miktarına sahip olduğu gözlemledik. Yüksek epidermis soğurma katsayısına sahip ülkelerde yansıyan ışık miktarının diğer ülkelerden daha az ve geçen ışık miktarının ise daha fazla olduğu görüldü. Afrika ülkesinin epidermise geçen ışık miktarı diğer ülkelere göre daha fazla olduğunu gözlemledik.

Anahtar Kelimeler : Işığın Geçişi, Işığın Yansıması, İnsan Derisi, Monte Carlo Simulasyonu, Soğurma Katsayısı.

MONTE CARLO SIMULATION OF LIGHT DISTRIBUTION IN SKIN TISSUE

ABSTRACT

The role of light-tissue interaction in medical and cosmetic has increased dramatically over the past two decades. In this study, epidermis layer of healthy human skin was firstly modeled as a tissue. Volume fraction of melanin and refractive index of epidermis layer was taken from literature for modelling. Using these datum, the optical properties of epidermis layer were calculated for incident light which is at range of 500-800 nm wavelenght. The aim of this study is examining the absorption and reflection of incident light into tisue and especially the relationship between volume fraction of melanin and absorbing light by tissue. Thus, we selected people from eight different countries. According to obtained results from our modelling calculation, countries which have higher volume fraction of melanin than other countries have higher absorption coefficient comparing to others. Then Monte Carlo simulation was simulated for modelled of epidermis layer. We determined the photon numbers at simulation which is 100000. We observed that each countries have different amount of transmittance light and reflected light. The countries which have high epidermis absorption coefficient have smaller reflected light than the other countries and have higher transmittance light than the other countries was performed. We observed that the amount of transmittance light through epidermis of Africa country was higher than the other countries.

Key Words : Transmittance of Light, Reflection of Light, Human Skin, Monte Carlo Simulation, Absorption Coefficient.

GİRİŞ

İstatiksel sayısal metod Monte Carlo metodu biyolojiksel dokular gibi kompleks homojen olmayan yüksek saçıcı ve soğurucu ortam içinde optiksel ışıma yayılımı modeli olarak yaygın bir şekilde kullanılır [13]. MC tekniği ilk olarak 1983 yılında Wilson ve Adam tarafından uygulandı. O zamandan beri birkaç araştırmacı bu tekniğin uygulamasını değiştirip geliştirdiler. MC modellemesi Prahl ve arkadaşları tarafından 1989'da geliştirildi, Wang ve Jacques tarafından, kodlar 1992 yılında sağlandı [9]. Onlar çok tabakalı dokular içinde foton yayılımın Standart C'de Monte Carlo simulasyonu için MCML olarak adlandırılan rehber programı yazdılar ki, çok tabakalı bir dokunun yüzeyine normal olarak gelen sonsuz dar foton ışını için yanıtlarla ilgilidir. Ama bütün foton ışınları gerçekte sonlu boyuta sahiptir [12]. Difüzyon teori ve Monte Carlo simulasyonu dokular içinde ışığın yayılımını tanımlamak için çok sık kullanılır [15]. İstatiksel yaklaşım doku içindeki saçılma veya soğurma süreçlerinin rastgele doğasına dayanır [5]. Bir foton ışını sonsuz kalınlıkta ve uygun mikroskobik katsayılar ve kalınlıkla birlikte gerçek bir dilime dik olarak çarparak simule edilir. Sonuç veri parametreleri soğurma, akı, yansıma ve geçiştir [21]. Dokunun optiksel özellikleri dört optiksel katsayı ile karakterize edilir ki bunlar; kırılma indisi, saçılma katsayısı, soğurma katsayısı ve anizotropi faktörüdür. Bu optiksel parametreler verilen ortam (doku) içinde fotonların nasıl yayılacağını belirler [9]. En basit Monte Calo metodu her bir fotonu küçük ve sabit artan basamak boyutu ile ilerletir [1]. Saçılma yerlerindeki yeni foton paketi yönü Henyey–Greenstein saçılma faz faktörüne göre belirlenir [13]. Saçılma ve soğurma arasındaki foton yol uzunluğu bilgisayar tarafından üretilen sözde rastgele sayıları kullanılarak saçılma ve soğurma katsayıları ile tanımlanan olası dağılımdan seçilir [5].

Işığın insan cildiyle etkileşim modeli tıp, kozmetik sanayisi ve gerçeksi görüntü sentezi gibi çeşitli alanlarla ilişkilidir. Bilgisayar simulasyonları medikal durumların teşhisini geliştirmek için otomatik olarak daha iyi protokol olabilir [14]. İnsan cildi farklı optiksel özelliklere sahip olan tabakalardan oluşur. Özel teşhis uygulamalarına bağlı olarak ışık-doku bütünleşmesi modellendiği zaman, bu tabakalar arası farklılık yeterli olabilir [15]. Lazerin dermatolojideki rolü son yirmi yılda önemli bir şekilde

artmıştır. Lazer- doku etkileşimlerinin temelini anlamak, kliniksel pratikte doğruluk ve uygun kullanım için çok önemlidir. Lazer kelimesi ışımanın uyarılmış emisyonu ile ışığı güçlendirme için kısa bir addır. Kendiliğinden emisyon sürecinde, bir foton verilen bir zaman süresinden sonra bir uyarılmış atomdan kendiliğinden emisyon yapacaktır. Işık dokuyla dört ana yol ile etkileşir ki bunlar; geçiş, yansıma, saçılma ve soğurmadır [19]. Bir lazer ışını herhangi bir madde yüzeyine çarptığı zaman, onun enerjisinin bir bölümü yansır, madde içine geçen ise soğrulan ya da geçendir. Bu soğrulan enerji ışınlanmış maddenin davranışını belirler. Derinin spektral yansıması pigmentasyon ile değişir ve sadece görünür ve yakın kızılötesi spektrumda önemlidir. Medikal uygulamalarda sadece ışığın soğrulması kullanışlıdır. Işık, doku içindeki su tarafından veya kromofor olarak adlandırılan bazı diğer soğurucular tarafından soğrulur. Kromofor genellikle ya hemoglobin yada melanindir [20]. Soğurma, melenozomların ve kanın hacimsel kesiti ile doğru orantılı olan melanin ve hemoglobin soğurumuna bağlı olarak tanımlanır. Dermal saçılma, kollajen fiberler yoluyla Mie ve Rayleigh saçılımının göreli katkılarına bağlı olarak tanımlanır. Keratin fiberler tarafından etkilenen epidermal saçılma, yeterince dermise yakındır ve kritik olmayacak kadar yeterince incedir. Dermal saçılma, foton difüzyonuna dayanan süreçler ve aletler tartışıldığı zaman deri saçılımını tanımlamak için kullanılabilir [22].

Bu tezin amacı ışık-deri etkileşiminin farklı melanin pigmentasyonuna sahip farklı ülkenin insan deri tipi üzerine etkisini incelemektir. Çalışma teorik olup insan cildinin epidermis tabakasından yansıyan ve geçen ışık miktarını öğrenmek için Monte Carlo simulasyonu kullanılmıştır.

1. DERİNİN YAPISI, GÖREVLERİ VE HİSTOPATOLOJİSİ

Canlıların en gelişmişi olan insanda deri, sadece bir örtü değil, değişik ve çok çeşitli fonksiyonları olan bir organdır. Bu gün için fonksiyonlarının ancak bir kısmı bilinmektedir. Estetik görevi yanında, altında yer alan doku ve organları dış ortamın şartlarından koruyarak homeostasis'in devamında görev alır.

1.1. Derinin Fonksiyonları

1- Koruma: Deri dış ortamdaki ısıya (sıcak - soğuk), vücuttaki suyun kaybına, ultraviyoleye, kimyasal maddelere, mikroorganizmalara ve minör travmalara karşı bünyeyi koruyucudur.
2- Duyu: Sıcak, soğuk, dokunma, ağrı
3- Termoregülasyon: Terleme, vazodilatasyon, vazokonsrüksiyon
4- İmmünolojik defans: Langerhans hücreleri aracılığıyla
5- Vitamin-D sentezi
6- Yara iyileşmesi: Reepitelizasyon, dermal tamir
7- Detoksifikasyon: Terleme
8- Ruhsal durumun ifadesi, estetik

1.2. Embriyolojisi

1- Ektodermden: Epidermis, kıl follikülleri, sebase bezler, apokrin ve ekrin ter bezleri, tırnaklar
2- Mezodermden: Langerhans hücreleri, makrofajlar, mast hücreleri, fibrositler, kan ve lenf damarları, erektör pili kası, platisma, yağ dokusu
3- Nöroektodermden: Melanositler ve merkel hücreleri köken almaktadır.

Deri vücuttaki organlar içerisinde hem ağırlık, hem de hacim bakımından en büyüğüdür. Ağırlığı, yetişkin bir kişide ortalama 15-20 kg'a (vücut ağırlığının %20'si) kadar ulaşır, yüz ölçümü ise 1.80-2 m^2 arasında değişir.

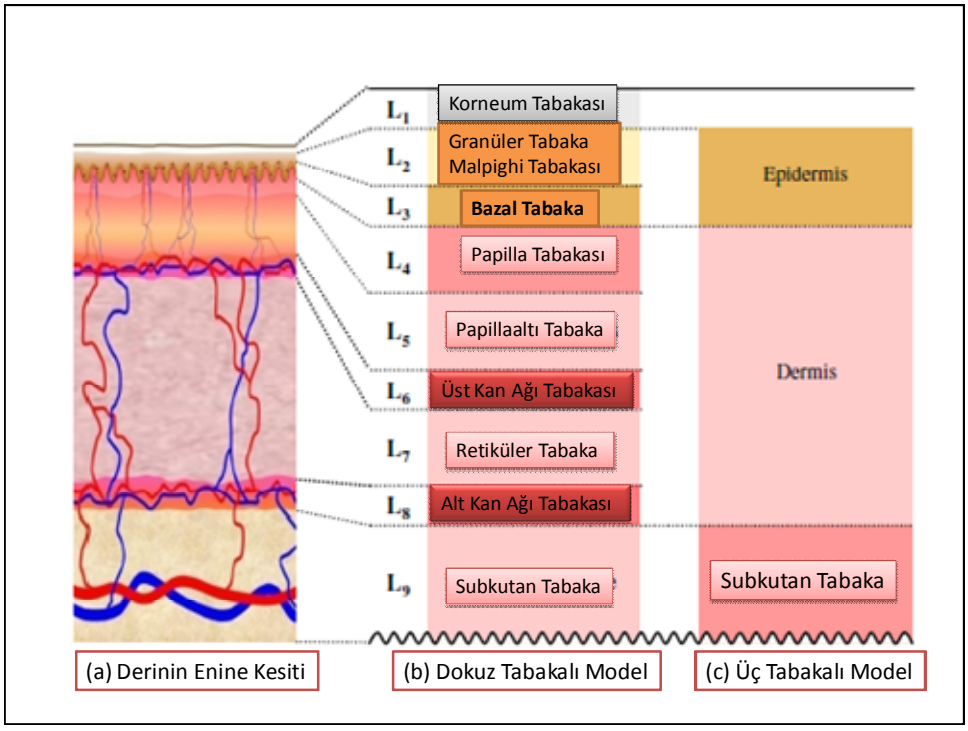
Deri her yerde aynı kalınlıkta değildir. Genel olarak kalınlığı 0.5-2 mm arasında değişiklik gösterir. El içi ve ayak tabanında bu kalınlık 4-6 mm'ye kadar çıkar, göz kapaklarında ise 0.1 mm'ye kadar incelir [4].

Deri histolojik olarak üç tabakadan oluşmuştur:

1- Epidermis

2- Dermis (Kutis-Korium)

3- Hipodermis (Subkutis, subkutan tabaka, pannikülus). Şekil (1.1)'de deri tabakaları gösterilmiştir.



Şekil 1.1. Derinin yapısı (a) Derinin enine kesiti (b) Dokuz tabakalı deri modeli (c) Üç tabakalı deri modeli [6]

1.2.1. Epidermis

Derinin en üst tabakası olup ve aşağıdan yukarıya doğru 5 kattan meydana gelmiştir:

1- Bazal tabaka (Stratum bazal)

2- Spinozum (Malpighi) tabakası (St. spinozum)

3- Granüler tabaka (St. granülozum)

4- Lusidum tabakası (St. lusidum)

5- Korneum tabakası (St. korneum)'dan ibarettir.

1.2.1.1. Bazal (Germinatif) Tabaka (St. Bazale)

Epidermisin en alt tabakası olup "doğurucu tabaka" da denir. Tek sıra halindeki silindirik hücrelerden meydana gelmiştir. Bu tabakada üç tip hücre vardır; keratinositler, melanositler ve merkel hücreleri.

Keratinositler derinin bir nevi "Stem cell" hücreleri olarak kabul edilmektedir. Çoğalarak ve değişikliğe (diferansiyasyon) uğrayarak üst katları oluştururlar. Esas görevleri keratin denen fibriler proteinleri sentezlemektir. Bazal hücreler hemidezmozomlarla bazal membrana, dezmozomlarla diğer keratinositlere bağlanmışlardır. Keratinositler, immün cevap gelişiminde de, bazı sitokin ve inflamatuar mediatörleri salgılayarak rol alırlar. Epidermal hücrelerin %90-95'i keratinositlerden oluşur.

Melanositler, melanin pigmentini sentezlemekle görevlidirler ve keratinositler arasında yerleşmişlerdir. Bazal tabaka hücrelerinin 4-10'da biri melanositlerden oluşmaktadır (epidermal hücrelerin yaklaşık olarak %3-5'i). Hematoksilen-eozin (H.E) ile sitoplazmaları açık renkte görülür. Bu hücrelerin dendritik uzantıları vardır. Bu uzantılar vasıtasıyla hücrede sentez edilen melanin, melanozom denen melanin paketleri halinde keratinositlerin üst bölümlerine taşınır. Bir melanosit 30-40 keratinositi melanize eder, bu sisteme epidermal melanin ünitesi denir.

Merkel hücreleri, nöroendokrin ve duyusal fonksiyonlu hücreler olup bazal tabakada yer alırlar (palmo plantar bölge, oral-genital mukoza, tırnak yatağı, foliküller) ve epidermal hücrelerin yaklaşık olarak %1'ini oluştururlar [4].

1.2.1.2. Spinozum (Malpighi) tabakası (st. spinozum)

Bazal tabakanın üstünde yer alan 5-7 sıra, çok köşeli (poligonal) hücreler topluluğundan oluşur. Hücreler birbirlerine sitoplazmik dikensi çıkıntılarla (dezmozom) bağlanmışlardır. Keratin sentezinin bir aşaması olan tonofilament sentezi bu hücrelerde yapılmaktadır. Bu tabakanın üst kısımlarında keratinin ön maddesi olan filagrin içeren keratohiyalin granülleri ve lipid içeren odland cisimcikleri görülür. Hücreler arasında lenf sıvısına benzer intersellüler bir sıvı bulunur. Epidermisin beslenmesinin bu sıvı yoluyla olduğu zannedilmektedir. Bu tabakada immünolojik fonksiyona ve antijen sunma yeteneğine sahip Langerhans hücreleri de yer alır ve epidermal hücrelerin yaklaşık olarak %3-5'ini oluştururlar.

1.2.1.3. Granüler tabaka (st. granülozum)

Bu tabaka 1-3 sıra halinde dizilmiş yassı hücrelerden ibarettir. Hücrelerin çekirdekleri kısmen atrofiktir ve sitoplazmalarında keratohiyalin granülleri mevcuttur. Mukozalarda bu tabaka görülmez. Lökoplazi gibi keratinizasyonun arttığı durumlarda St. korneum ile birlikte bulunur.

1.2.1.4. Lusidum tabakası (st. lusidum)

Yalnız el içi ve ayak tabanında görülen bir tabakadır. Normal tabakalardan daha açık renkte görülür. Bu tabakadaki hücreler iğ şeklinde yassılaşmış atrofik çekirdeğe sahip hücrelerdir. Sitoplazmalarında eleidin bulunur.

1.2.1.5. Korneum tabakası (st. korneum)

Boynuzsu tabaka da denir. Derinin en üst katıdır. Çekirdeksiz lameller halindeki hücrelerden ibarettir. Hücreler arası bağlar gevşemiştir, bu yüzden dökülme özelliğine sahiptir. Bu hücreler bol miktarda keratin ihtiva ederler.

St. bazal'deki keratinositler mitotik aktiviteye ve diferansiyasyon özelliğine sahiptirler. Bazal tabakadaki hücrelerin yaklaşık yarısı mitoz halindedir. Bir hücrenin bölünmesi için geçen süre (intermitotik süre) "hücre siklusu" olarak bilinir ve yaklaşık olarak 50 saattir. Bazal tabakadan doğan hücrelerin St. korneum'u oluşturup dökülmesi ile deri devamlı yenilenme gösterir. Bazal tabakada mitoz sonrası oluşan bir keratinosit yaklaşık 14 günde korneuma ulaşır ve 14 günde de deskuame olur. Bu zamana derinin yenilenme zamanı denir [4].

1.2.2. Dermis (Kutis-Korium)

Epidermisin altında bulunan, derinin kıvam ve elastikiyetini temin eden tabakadır. Esas yapıyı substansiya fundamentalis (ground substance) denilen jelatinöz bir madde oluşturur. Bu madde fibroblastlar tarafından salgılanır. Hiyalüronik asit, kondroitin sülfat, heparan sülfat, dermatan sülfat ve diğer mukopolisakkaritlerden meydana gelir, çok yüksek oranda su tutma kapasitesine sahiptir. Bu yapı içerisinde kollajen, elastik, retiküler lifler ve değişik hücreler dağılım gösterir. Vücudun yapısal proteini kollajendir, tendonlarda, ligamentlerde ve dermisde bulunur. Derinin kuru ağırlığının %70'i kollajenden oluşmuştur.

Dermiste kan ve lenf damarları, yağ ve ter bezleri, kıl folliküleri, deri kasları ve çeşitli duyuları alan sinirler bulunur.

Dermis ile epidermis birbirleriyle girintili çıkıntılı bir şekilde birleşmiştir. Epidermis dermis içerisine el parmağı şeklinde girerken (rete ridge), dermis de epidermise aynı görünümde ilerler (papilla). Bu iki katın birleşim yerinde bazal membran denilen bir bölge mevcuttur. Bu yapı epidermisin beslenmesini ve iki tabakanın sıkı bir şekilde yapışmasını sağlar.

Dermis papiller ve retiküler kat olmak üzere iki tabakadan oluşmuştur. Papiller tabakada kapiller damarlar ve duyu alan sinir lifleri bulunur. Bu katta konnektif lifler deri yüzeyine dik olarak seyreder. Retiküler kat dermisin alt kısmına verilen isimdir. Bu bölgede konnektif lifler deri yüzeyine paralel seyir gösterirler.

Dermiste bulunan elemanlar 4 ana grupta incelenebilir:

1- Dermisin hücresel elemanları
2- Derinin damarları
3- Derinin sinirleri
4- Deri ekleri

1.2.2.1. Dermisin hücresel elemanları

Bu hücreler mezodermal kökenli olup 3 gruptan ibarettir:

a- Retikülohistiyositik grup
b- Miyeloid grup
c- Lenfoid grup

a- Retikülohistiyositik Hücreler: Fibroblastlar, histiositler ve mast hücreleri.

1- Fibroblastlar, ground substans ve diğer konnektif doku elemanlarını sentezler ve yıkarlar.

2- Histiyositler, dermiste az miktarda perivasküler olarak bulunan makrofajlardır. Patolojik durumlarda dermise göç ederler ve özellikle fagositozda rol oynarlar. Bu hücreler aynı zamanda epiteloid hücrelere dönüşme potansiyeline sahiptirler.

3- Mast Hücreleri, sitoplazmalarında bazofilik granüller ihtiva ederler. Bu granüllerden histamin ve benzer etkiye sahip bazı mediatörler salgılanır. Normalde sayıları çok azdır. Ürtikerya pigmentoza ve atopik dermatit gibi bazı dermatozlarda bu hücrelerde artma görülür.

b- Myeloid Hücreler: Polimorfonükleer lökositler (PNL) ve eozinofiller. PNL'ler iltihabi olaylarda, eozinofiller ise allerjik dermatozlarda dermiste kümelenirler.

c- Lenfoid Hücreler: Derinin inflamatuar olaylarında ve neoplastik hastalıklarında dermiste bol miktarda görülürler. Dermatolojide özellikle T lenfositler önemlidir.

1.2.3. Subkutan Tabaka (Subkutis)

Dermiste paralel seyreden bağ dokusu lifleri bu tabakada deri yüzeyine dik olarak seyir gösterirler (septa), buna bağlı olarak bu tabaka, içerisinde yağ hücre topluluklarından zengin bölmelere (lobül) ayrılmıştır. Bu yağ topluluğuna pannikülus adipozus denir. Bu tabaka damar ve sinir yönünden çok zengindir [4].

1.3. Derinin Damarları

1.3.1. Derinin Kan Damarları

Subkutan tabakadan gelen arterler subkutis-kutis sınırında geniş bir damar ağı yaparlar (derin pleksus). Buradan çıkan yan dallar deri eklerine ulaşarak bunların beslenmesini sağlarlar. Dermis içerisinde ilerleyen esas ana kollar, papiller katta daha ince bir pleksus ağı meydana getirirler (yüzeyel pleksus). Bu son pleksustan çıkan arterioller, papiller kat içerisinde terminal kapillerler halinde son bulurlar. Terminal kapillerler venöz kapillerlere dönüşür, venöz kanı toplayan venüller, arterlerle paralel şekilde geriye dönerler.

1.3.2. Lenf Damarları

Derinin lenf sistemi St. spinozum'daki hücreler arası boşluktan başlar. Papiller katta ilk lenf kapillerleri teşekkül eder, daha büyük damarlara dönüşür ve subkutan tabaka altında genel lenf sistemine ulaşır. Lenf damarları, kan damarları ile paralel şekilde uzanır.

1.4. Derinin Sinirleri

Deri, yüzeyi ile orantılı şekilde geniş bir sinir ağına sahiptir. Deride duyu ve motor sinirleri olmak üzere iki cins sinir mevcuttur.

1.4.1. Duyu Sinirleri

Miyelinli olup serebrospinal sinirlerdir. Bu sinirler dermisin papiller katına kadar uzanırlar. Bu sinirlerin bir kısmı miyelinlerini kaybederek serbest sinir uçları halinde epidermisin üst katlarına kadar ulaşırlar. Dermis içerisindeki sonlanmalarda ise çeşitli özel duyuları alan cisimcikleri veya korpüskülleri oluştururlar (Paccini, Meisner). Bu sinirler yardımıyla dokunma, ısı, ağrı, kaşıntı gibi duyular alınır.

1.4.2. Motor Sinirler

Miyelinsiz olup otonom sinir sistemi kontrolü altındadır. Bu sinirler kan damarlarını, muskulus errektör pili'yi, ekrin ve apokrin ter bezlerini inerve etmektedir. Yağ bezleri otonom sinir sisteminin kontrolü altında olmayıp fonksiyonlarını hormonal stimuluslarla ayarlarlar.

1.5. Deri (Epidermis) Ekleri

1.5.1. Keratinize Deri Ekleri

1- Kıllar: Kıllar insanlarda el içi, ayak tabanı, dudak kırmızısı, son falankslar ve glans penis hariç deride yaygın olarak bulunurlar. İntrauterin hayatta fetus, lanugo tüylerle kaplıdır. Doğumdan sonra "vellus" tüyleri infantın derisini örter. Pubertede androjenlerin etkisiyle pubis, aksilla, yüz ve göğüste terminal (kalın, koyu pigmente) kıllar gelişir. Deride uzun kıllar, kısa ve sert kıllar, ayva tüyleri (vellus) olmak üzere 3 cins kıl mevcuttur.

Kıl follikülü, epidermisin eldiven parmağı gibi dermis içine çökmesi ile oluşmuştur. Kılın deri üzerinde görünen kısmına kıl gövdesi, kıl follikülü içinde kalan kısmına ise kıl kökü (radiks pili) denilir. Radiksin alt kısmı soğan şeklini almıştır, buna bulbus denir. Bulbusun alt kısmı içeriye çökük olup buraya papilla ismi verilir, damar ve sinirler bu bölgeden kıla girerler. Follikülün deriye açılma ağzına ostium denir. Ostiumdan aşağıya inildikçe daralarak huni biçimini alan kısma infundibulum, infundibubum ve bulbus arasına ise isthmus denir.

2- Tırnaklar: El ve ayak parmakları son falankslarının dorsal yüzünde bulunan, konveks, yarı şeffaf boynuzsu yapılardır. Uçların travmaya karşı korunmasını sağlar ve ince işlerde destek görevi yapar. Tırnaklar ortalama olarak günde 0.1 mm büyüme gösterirler. Tırnağın proksimalinde, tırnak büyümesini sağlayan matriks bulunur. Matriks, tırnak plağı altında beyaz renkte, yarım ay şeklinde görülür ve lunula ismi verilir. Tırnak plağının altında bulunan kısma tırnak yatağı (hiponişyum) denilir.

1.5.2. Salgı Yapan Deri Ekleri

1.5.2.1. Ter bezleri

1- Ekrin Ter Bezleri: Bu bezler, deride yaygın olarak dağılmışlardır, merokrin türde salgı yaparlar. En çok bulunduğu yerler; el içi, ayak tabanı, alın, aksiller ve genito-anal bölgelerdir. Normal olarak glans penis, prepisyum iç yüzü, labium minörler, dudak kırmızısı gibi vücut bölgelerinde bulunmazlar. Tüm vücutta 2-5 milyon arasında ve sabit sayıda ekrin ter bezi vardır. Uyarılmaları kolinerjik sinirler aracılığı ile olur.

Bu bezlerin iki kısmı vardır. Esas salgıyı yapan kısım (glomerulus) yumak halinde dermisin derin katlarında bulunur. İkinci kısım olan boşaltım kanalı ise salgıyı deri yüzeyine götürür ve epidermis içerisinde kıvrıntılı bir yol takip eder. Bu bezler özellikle organizmanın ısı regülasyonunda rol oynarlar, bundan başka bir ön böbrek vazifesi görerek organizma için zararlı maddeleri vücuttan uzaklaştırırlar. Ekrin ter bezlerinin salgısı ve plazma içeriğine eşdeğer (izotonik) yapıya sahiptir. pH'sı 4.2-5.6 arasında değişen deri asit mantosunun oluşturulmasında büyük rol oynar. Bu sayede bir çok biyolojik etken (mikroorganizmalar) deride kolayca hastalık oluşturamaz. Asit mantonun ortadan kalktığı hallerde (fizyolojik olarak derinin birbirine sürtünen bölgeleri ve apokrin bezlerin bulunduğu bölgeler, diabet gibi bazı metabolik hastalıklar) gerek bakteriyel ve gerekse mantar enfeksiyonları kolayca oluşur.

2- Apokrin Ter Bezleri: Bu bezler; koltuk altı, meme başı, genital ve anal bölge gibi belirli yerlerde lokalize olmuşlardır, apokrin türde salgı yaparlar ve puberteden sonra aktif hale geçerler. Glomerul kısmı ekrin ter bezlerine göre daha büyük olup subkutan yerleşim gösterir. Boşaltım kanalı serbest olarak epidermise değil ostium follikülare'ye açılır. Bu bezlerin salgısı kokusuz olup bakteriyel yıkım sonucunda

kişiye özel beden kokusu oluşur. Göz kapaklarında bulunan moll bezleri ve dış kulak yolunda bulunan seruminöz bezler değişikliğe uğramış apokrin bezler olarak kabul edilmektedir [4].

Ekrin ve apokrin ter bezleri arasında bazı farklar vardır. Ekrin ter bezlerinin salgıları sulu olup, apokrin ter bezlerinin salgıları süt görünümündedir. Ekrin ter bezleri kolinerjik, apokrin ter bezleri adrenerjik sinirlerin ve özellikle androjenlerin kontrolü altındadır. Son zamanda bu iki tip bezin ortak özelliklerine sahip apoekrin ter bezlerinden de söz edilmektedir.

1.5.2.2. Yağ bezleri

Bütün deri yüzeyinde, özellikle de seboreik bölgeler denen; saçlı deri, kulak arkası, kaşlar, sulkus nazolabialis, alın, çene, presternal, interskapüler, genital ve perianal bölgeler gibi yerlerde daha çok olmak üzere bulunurlar ve holokrin türde salgı yaparlar.

Yağ bezleri kıl folliküleri ile birlikte bulunurlar (pilo-sebase ünit). Bu bezlerin boşaltım kanalları ostium follikülareye açılır. Salgılarına sebum ismi verilir. Sebum; yağ asitleri, yağ esterleri, skualen ve kollesterinden yapılmıştır. M. erektör pilinin kasılmasıyla oluşan mekanik etki ile sebum dışarı boşaltılır. Sebase bezler el içi, ayak tabanı gibi kıl olmayan bölgelerde bulunmazlar. Göz kapaklarında (Meibomius bezleri), bukkal mukoza ve dudağın vermilyon sınırlarında (Fordyce spots), prepisyumda (Tyson bezleri), kadınlarda areola çevresinde (Montgomery tüberkülleri) de özelleşmiş yağ bezleri vardır. [4]

2. DOKU OPTİĞİ

2.1. İnsan Derisinin Optiksel Özellikleri

Deri özelliklerinin müdahalesiz optiksel analizi, hemoglobin ve melanin gibi önemli kromoforlara göre derinin nicel değerlendirmesini içeren değişik amaçlar için kullanılır. Deri optiksel görüntüleme boyunca, ışıma algılamadan önce deri tabakalarına doğru geçmek zorundadır bu nedenle katmanların kalınlığı, birleşimi ve morfolojik (yapı bilimi) her zaman belirleyici faktörlerdir. Böylece derinin yapısı ve birleşimine göre, insan derisinin temel olarak anlaşılması gerekmektedir. Doku spektroskopisinin tekniklerini anlamak amacı ile biyolojiksel dokuya doğru ışığın ilerlediği yerde yöntemin anlaşılmasını kurmak için bu önemlidir. Bu nedenle bu bölüm deri dokusuna doğru ışık iletimini geliştirmenin mekanizmalarını, kurallarının tanımını ve derinin niceliği, ölçümü ve bu süreçler için ilgili derinin bileşenlerini tartışmak için denemeleri tanımlar [2].

2.2. Işık Soğurması

Işığın soğrulması tipiksel olarak atomun elektronları tarafından yani madde tarafından bir fotonun enerjisinin alınması yoludur. Soğrulan elektromanyetik enerji ısı gibi enerjinin diğer formlarına dönüştürülür. Soğurma yoluyla ışığın spektral dağılımı, soğurucu elementlerin soğurma spektrumu, konsantrasyonu ve dağılımına bağlı olarak süreçlenir. Saf soğurucu bir ortamdaki ışığın soğurumu ve ortamın kalınlığı arasındaki ilişki Lambert-Bauger kanunu ile verilir.

$$\frac{dI}{I} = \mu_a dI \tag{2.1}$$

Burada μ_a soğurma katsayısıdır, birimi uzunluğun tersidir. Genelde cm^{-1}'dir. Gelen şiddet I_0 için l mesafesine doğru geçen şiddet

$$I = I_0 e^{-\mu_a l} \tag{2.2}$$

olacaktır. Soğurma katsayısı μ_a birim uzunluk başına ortam tarafından soğrulacak foton olasılığı olarak yorumlanabilir. Soğurma katsayısının tersi soğurma uzunluğu olarak bilinir ki bu mesafe şiddetin e^{-1} kadar eksilen ışının şiddeti için istenir.

Ortamın soğurması A gelen ve geçen şiddet oranının 10 tabanında logaritması olarak belirlenir. Soğurmanın birimi optiksel yoğunluktur (OD). Bir cismin soğurması gelen ışığın bu cisim tarafından ne kadar soğrulduğunu niceler. Soğurma

$$A = \log_{10}\left(\frac{I_0}{I}\right) \tag{2.3}$$

formülü ile verilir. Birleşimin soğurma katsayısı soğurucu olmayan ortam içindeki seyreltik c konsantrasyonu ile lineer olarak ilişkilidir, devam eden formülde β özel soğurma katsayısı olarak bilinir.

$$\mu_a = \beta c \tag{2.4}$$

Geçen şiddet Beer-Lambert yasasına göre yazılabilir

$$I = I_0 e^{-\beta c l} \tag{2.5}$$

Beer- Lambert yasasının $\log_{10}$ 'daki ifadesi

$$I = I_0 10^{-\varepsilon c l} \tag{2.6}$$

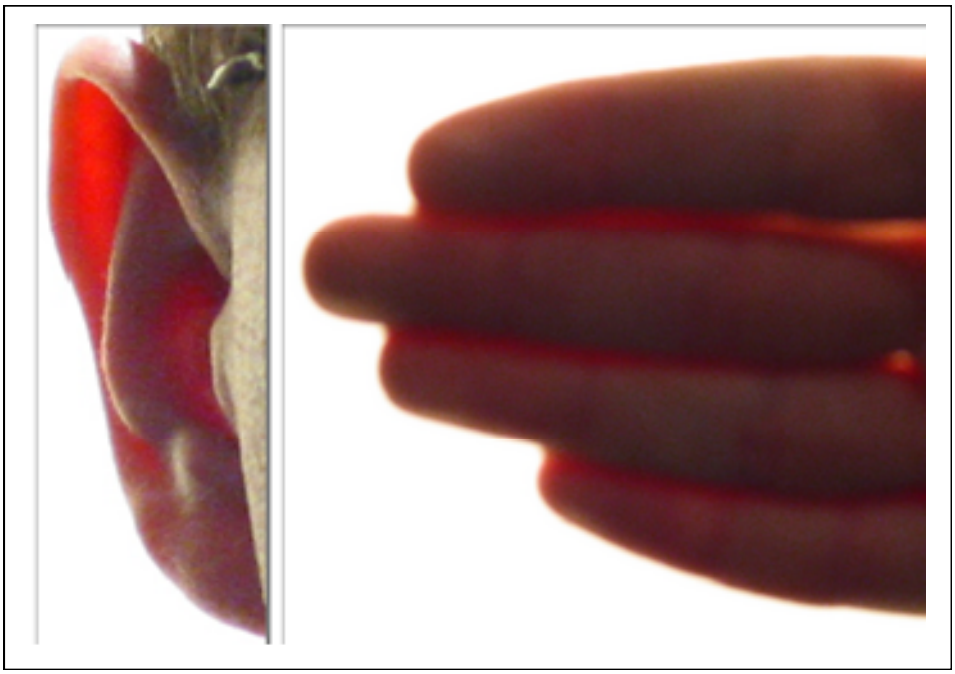
dir. Burada ε özel sönüm katsayısıdır. n tane soğurma bileşenlerinin karışımını içeren bir çözüm toplam soğurma her bir sönüm katsayısının mesafe l ile çarpımının toplamı,

$$A = \left(K_1 + K_2 + K_3 ... + K_n\right) l \tag{2.7}$$

$$A = \left(\varepsilon_1 c_1 + \varepsilon_2 c_2 + \varepsilon_3 c_3 ... \varepsilon_n c_n\right) l \tag{2.8}$$

Olarak verilir. Beer – Lambert yasasının geçerli olması için ortama giren ışık monokromatik ve mükemmel bir şekilde toplanmış olmalı ve ortam saf ve düzgün

soğurucu olmalıdır. Bu nedenle belirli hatalar pratiksel spektroskopik ölçümlerde yasayı uygularken ortaya çıkacaktır [2].



Şekil 2.1. Deri dokusundan geçen ışığın, dağılımını gösteren fotoğraf [3]

2.3. Işık Saçılımı

Işık ışınımının saçılması yayılma ortamı veya iki ortam arasındaki ara yüz içindeki parçacıklar tarafından rastgele yönlerde ışığın sapmasıdır. Yüzey veya ara yüzeyden saçılma Difüzyon Yansıma olarak adlandırılabilir. Deri dokusu içindeki en önemli baskın saçılma çeşitleri Rayleigh Saçılımı ve Mie Saçılımı'dır. Rayleigh saçılımı gelen ışığın dalga boyundan daha küçük cisimler veya yüzeyler tarafından ışığın yada diğer elektromanyetik ışımanın elastik saçılmasıdır. Rayleigh saçılımı genelde saydam katılar ve sıvılar içinde ışığın hareket ettiği zaman ortaya çıkabilir ama gaz içinde daha etkilidir. Rayleigh saçılımı ışığın dalga boyunun dördüncü kuvveti ile ters orantılıdır.

Mie saçılımı küresel parçacıklar tarafından ışığın saçılımıdır. Rayleigh saçılımı ışığın dalga boyundan daha küçük parçacıkların çapının olduğu özel durumdaki Mie saçılımıdır. Deri saçılımı her iki saçılımın göreceli katkılarına bağlı olarak tanımlanır. Tekli saçılım olayı için, geçen şiddet I ve gelen şiddet I_0 , sadece tekli saçılma olaylarının olduğu soğurucu ortam içindeki alınan yol l arasındaki exponansiyel ilişki

$$I = I_0 e^{-\mu_t l} \tag{2.9}$$

ile verilir. Burada $\mu_t = \mu_a + \mu_s$ toplam azalma katsayısıdır. Saçılma katsayısı μ_s birim uzunluk başına saçılacak fotonun olasılığıdır. Toplam azalma katsayısının tersi μ_t^{-1} ortalama serbest yol olarak bilinir ve bu mesafe etkileşimler arasındaki foton tarafından alınan mesafedir.

Dokunun diğer önemli saçılma özelliği onun anizotropisi g'dir. Anizotropi g, tekli saçılım olayından sonra tutulan ileri yönün büyüklüğünün ölçüsüdür [2]. Deri dokusu için anizotropi saçılma olayı nedeniyle oluşan sapma açısının ortalama kosinüsü olarak tanımlanır [15]. Tipiksel olarak g'nin değerleri doku için 0.7 - 0.95 aralığındadır ve dalga boyu ile değişir. İndirgenmiş saçılma katsayısı μ_s' anizotropi g ve saçılma katsayısı μ_s bileşiminin toplu özelliğidir. İndirgenmiş saçılma katsayısı μ_s' iletilen saçılma katsayısı olarak da adlandırılır, saçılma katsayısı ve anizotropi faktörü bileşimi ile elde edilir.

$$\mu_s' = (1-g)\mu_s \tag{2.10}$$

İletilen indirgenmiş katsayısı

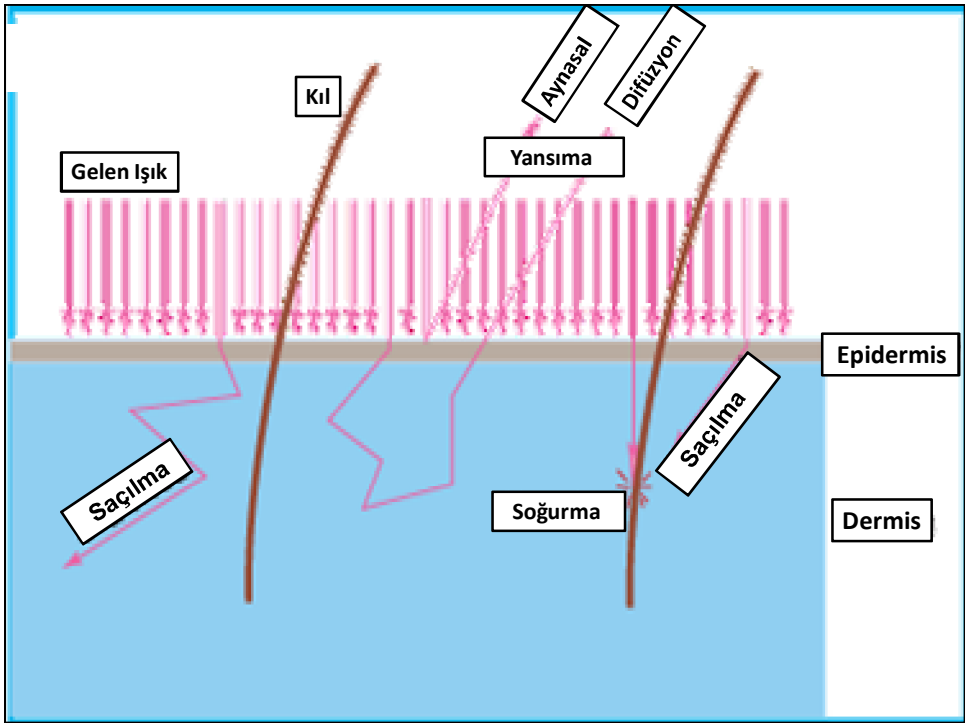
$$\mu_t' = \mu_a + \mu_s' \tag{2.11}$$

ile bulunur. İletilen indirgenmiş katsayısının tersi $\mu_t'^{-1}$ iletilen ortalama serbest yol olarak adlandırılır. Diğer önemli olan tanım saçılma enine kesit σ_s'dir ki, ışığı saçmak için parçacığın yeterliliğini tarif eder. Saçılma katsayısı ve saçılma enine kesit alanı ortam içindeki parçacık sayısı yoğunluğu olan ρ ile ilişkilidir [2].

$$\mu_s = \rho\sigma_s \tag{2.12}$$

2.4. Deri Optiği

Işığın deri dokusu ile etkileşiminde iki temel unsur vardır. Bunlar saçılma ve soğurmadır. Her ikisi de dokunun fizyolojik durumu hakkında önemli bilgi sağlar. Işık deriye doğru yayıldığında, çeşitli deri kromoforları tarafından soğrulur ve mikroskobik seviyedeki dalgalanmalarla kırıcılık indisi nedeniyle saçılır.



Şekil 2.2. Işık-Deri etkileşimi [17]

2.4.1. Derideki Saçılma

Doku içindeki saçılma dokunun mikroskobik yapısına bağlıdır. Kollajen fiberlerin yapısı, hücre içindeki yağ zarlarının yoğunluğu, çekirdeklerin boyutu, doku içindeki hidratlama durumu vs, hepsi dokunun saçılma özelliklerini etkiler. Deri dokusu içindeki saçılma parçacıkları deri hücreleri arasında ve sıvıların içinde gömülü olan yağ ve proteinlerin ilişkisini de içerirler. Deri içindeki birincil (temel) protein yapılı saçıcılar epidermisdeki keratin ve melanin ve dermisteki kollajen elastin fiberlerdir. Özellikle melanin yüksek kırılma indisine sahip olduğu için iyi bir saçıcıdır.

Derideki saçılma iki ana bileşene sahiptir. Bunlar yüzey ve yüzey altı saçılmadır. Yüzey saçılması stratum korneumdaki kıvrımların yapısı nedeniyle etkilenir. Ayrıca yüzey saçılması hücresel sınırlarda ışığın kırılması ve yansıması ile kaynaklanır, diğer yüzey altı saçılma tipi ise deri tabakaları içinde ortaya çıkar. Bunlar Mie ve Rayleigh saçılmasıdır. Dermis içinde kolajen fiberler Mie saçılmasından sorumlu iken daha küçük ölçekteki kolajen fiberler ve diğer mikro yapılar Rayleigh saçılmasından sorumludur.

650 nm altındaki kısa dalga boylarında deri saçılımı davranışı küçük ölçekli yapılarda Rayleigh saçılması baskındır. 650 nm üstündeki dalga boylarında Mie saçılması baskındır. Bu nedenle görünür spektrum bölgesinden yakın kızıl ötesi (NIR) spektrum bölgesi önemli şekilde Mie ve Rayleigh saçılmasından etkilenir [2].

2.4.2. Derideki Soğurma

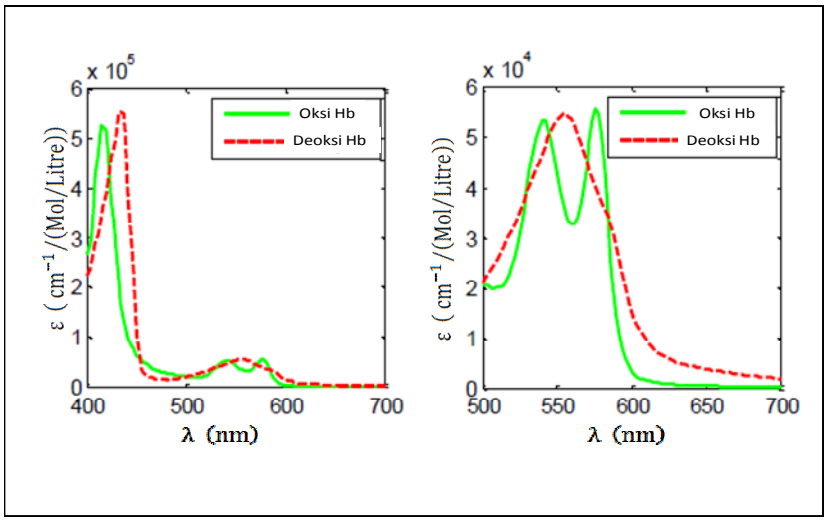
Deri kromofor olarak adlandırılan ışık soğurucu kimyasal bileşenlerin çeşitli tiplerinin içerir. Ultraviole ışında protein DNA ve diğer moleküller yoluyla daha kısa dalga boyu ile birlikte deri soğurumu artar. Kızılötesi ışında doku su bileşeni yoluyla daha uzun dalga boyu ile soğurma artar. Kırmızıdan yakın kızıl ötesine (NIR) doğru soğurma minimumdur. Bu bölge tanı veya tedavi aralığı olarak adlandırılır. Kırmızı-NIR bölgede kan güçlü soğurucudur. Melenazomlar da güçlü soğurucudur. Ama onların epidermisdeki hacim kesiti çok az olabilir. Bu nedenle, ışığın melenozomlarla bölgesel etkileşimi güçlü ama soğurma katsayısı ortalaması için melenozom katkısı acizane bir şekilde ışık iletimini etkiler.

Elektromanyetik spektrumun görünür spektral bölgesini düşünürsek, deri iki tane birincil soğurucuya sahiptir, bunlar Hemoglobin ve melanindir [2]. Hemoglobin, omurgalıların solunum pigmentlerinden, demir içeren kırmızı renkli proteinlerdir. Alyuvarlara niteleyici renklerini veren ve oksijen taşıma yeteneği çok yüksek olan hemoglobin, bir litre kanın 200 ml oksijen yüklenmesini sağlayabilir. Hemoglobin molekül oksijenin yanı sıra, karbondioksit de sağlayabildiğinden, karbondioksit yoğunluğunun yüksek olduğu dokulardan, geçerken, oksijeni bırakarak karbondioksiti yüklenir. Kan akciğerden geçerken, hemoglobin, solunan havadaki oksijeni alıp, dokulardan taşıdığı karbondioksiti bırakır [16].

Hemoglobinin iki formu olan oksihemoglobin be deoksihemoglobin az bir şekilde farklı soğurma spektrumuna sahiptir. Şekil 2.3 hemoglobinin molar sönüm katsayısını gösteriyor. Deoksihemoglobin 430 nm, 555 nm ve 760 nm civarında maksimum soğurmaya sahipken, oksihemoglobin 415 nm, 540 nm ve 576 nm'de maksimum soğurmaya sahiptir. Kirli ve temiz kan arasındaki görünür renk farklılığı oksihemoglobin ve deoksihemoglobin soğurumundaki farklılıktan dolayıdır.

Hemoglobin dermisin kılcal damar ağında bulunur, genellikle $50\mu m \pm 500\mu m$ deri yüzeyinin altındadır. 600 nm den daha uzun dalga boylarında (kırmızı ve yakın

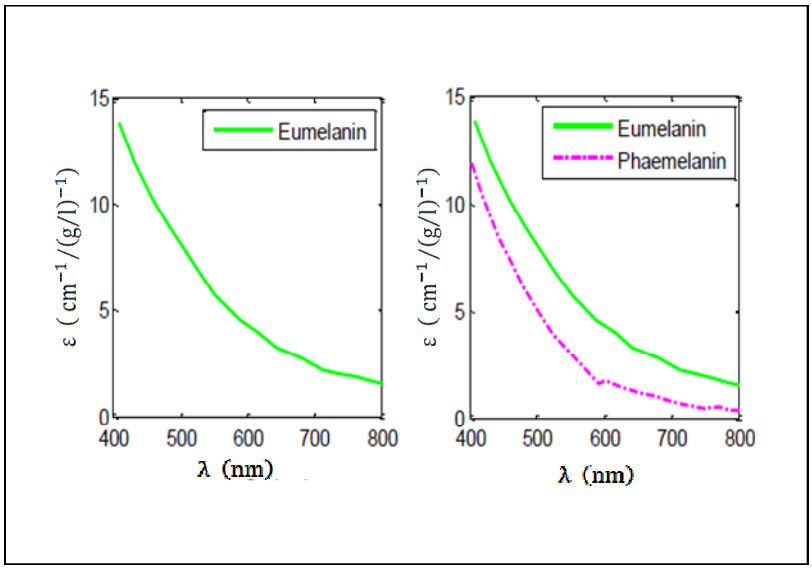
kızılötesi ışık) kan soğurumu oldukça düşüktür. Soğurmaya bağlı dalga boyu kanın kırmızı renginin sonucudur [2].



Şekil 2.3. Oksi hemoglobin ve deoksi hemoglobin için molar sönüm katsayısının dalga boyuna göre değişimini gösteren grafik [2]

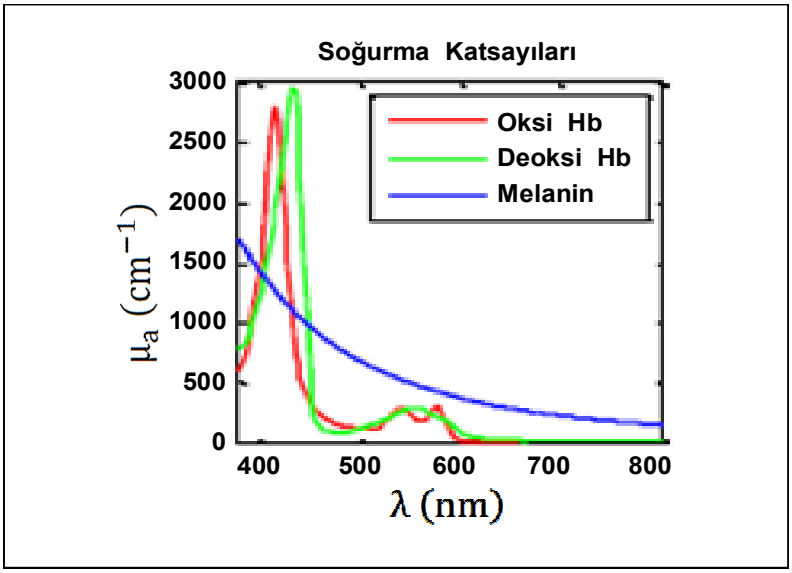
İnsanlarda, melanin saç, deri ve gözün renginden sorumludur. Epidermis soğurumunda melanin daha çok baskındır. Melanin epidermisin $50\mu m \pm 100\mu m$ üstünde yer alır. Melanin kısa dalga boylarında güçlü soğurma spektrumuna sahiptir. İnsan derisi melanin içindeki çeşitli konsantrasyon tarafından karakterize edilir, oldukça açık renkli Kazak insan derisinden oldukça yüksek siyah Afrika dersine kadar değişir.

Eumelanin ve pheomelanin olmak üzere iki tip melanin vardır. Eumelanin deri ve saçta bulunur ve saç renkleri gri, siyah, sarı ve kahverengidir. Diğer pigmentlerde siyah melaninin küçük bir miktarının yokluğu gri saça neden olur. Diğer pigmentlerde kahverengi melaninin küçük bir miktar yokluğu sarı saç rengine neden olur. Eumelanin koyu renkli derili insanda bol şekilde bulunur. Pheomelanin hem açık tenli hem de koyu tenli insanların saç ve derisinde bulunur. Pheomelanin özellikle dudak, göğüs uçları, erkek ve bayan cinsel organ uçlarında yogunlaşmıştır. Şekil 2.4 melaninin iki çeşidinin molar sönüm katsayısını gösterir.



Şekil 2.4. Eumelanin ve Pheomelanin için molar sönüm katsayısının dalga boyuna göre değişimini gösteren grafik [2]

Ek olarak melanin çeşidi, sayı niceliği ve derideki mevcut hemoglobini bilmek önemlidir. Derinin rengini ve optiksel özelliklerini belirlemek için bir çok diğer faktör vardır. Onlar bilirubin, karoten, keratin ve lycopenic asit yada licoasit gibi diğer kimyasalları içerirler [2].



Şekil 2.5. Oksi hemoglobin, deoksi hemoglobin ve melanin için soğurma katsayısının dalga boyuna göre değişimini gösteren grafik [2]

Tırnaklar, saçlar ve boynuzlar keratinden oluşur. Keratin epidermisin ana bileşenidir, özellikle strautum korneumun [2].

3. İNSAN DERİSİ MODELLEME

3.1. Deri Soğurması

Bu bölüm önemli deri kromoforları ile ilgili faydalı bilgi elde etmek için insan derisi yansıma modeline odaklanır. Epidermisin toplam optiksel soğurma katsayısı deri soğurma az miktarda geçmişine (background) ve epidermisteki melenozomlar nedeniyle melanin soğurmasına bağlıdır. Epidermisin soğurma katsayısı

$$\mu_{a,epi}(\lambda) = \mu_{a,mel}(\lambda) f_{mel} + (1 - f_{mel}) \mu_{a,bg}(\lambda) \tag{3.1}$$

olarak yazılabilir. Burada f_{mel}; epidermisteki melenositlerin hacim kesiti, $\mu_{a,mel}(\lambda)[cm^{-1}]$; melanin soğurma katsayısıdır ve $\lambda(nm)$ dalgaboyudur.

Geçmiş (background) soğurma katsayısı yaklaşık olarak

$$\mu_{a,bg} = 0.244 + 85.3e^{\left(-\frac{(\lambda-154)}{66.2}\right)} \tag{3.2}$$

dir. Bir tek melenozomun soğurma katsayısı yaklaşık olarak

$$\mu_{a,mel} = 6.6 \times 10^{11} \lambda^{-3.33} \tag{3.3}$$

dir. Epidermisdeki melenositlerin tahmini konsantrasyonu melenozomlarla dolu epidermisin hacim kesiti olarak ifade edilir. Tablo 3.1. farklı deri tipleri için melenozom hacim kesitinin tipiksel değerlerini gösterir [2].

Tablo 3.1. Farklı cilt tipleri için melenozom hacim kesitinin tipiksel değerleri [2]

Deri Tipi	Melenozom Hacim Kesiti (%)
Açık Tenli Gençler	1.3 - 6.3
Orta Pigmentli Gençler	11 - 16
Koyu Pigmentli Gençler	18- 43

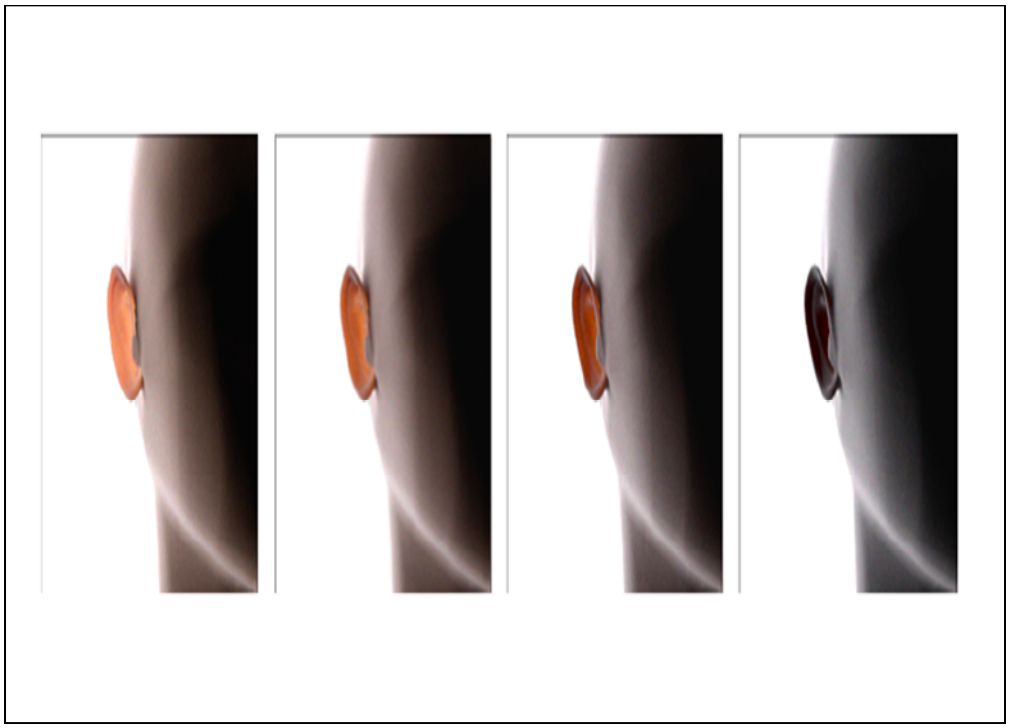
Dermisin toplam optiksel soğurma katsayısı geçmiş (background) deri soğurumuna az bir şekilde bağlıdır ve baskın soğurma kutaneus kanı nedeniyledir. Dermisin net soğurma katsayısı

$$\mu_{a,dermis}(\lambda) = \mu_{a,kan}(\lambda) f_{kan} + (1 - f_{kan}) \mu_{a,bg}(\lambda) \quad (3.4)$$

olarak yazılabilir. Burada f_{kan} kutaneus kan hacim kesitidir. Kan tarafından görünür ışık soğurumu oksihemoglobin ve deoksihemoglobin varlığı ile baskındır bu nedenle

$$\mu_{a,kan} = \mu_{a,oksi} + \mu_{a,deoksi} \quad (3.5)$$

dir [2].



Şekil 3.1.Farklı melanin pigment oranına sahip deri dokularının değişimini gösteren bir resim. Melanin pigment oranları soldan sağa sırasıyla %1.9,%5.2, %12, %42 [11]

3.2. Deri Saçılması

Anizotropi faktörü rastgele bir ortam içindeki saçılan ışığın ortalama doğrultu kosinüsüdür ve -1'den (tamamen geri saçılma) 1'e (tamamen ileri saçılma) kadar değişir. Birçok biyolojiksel doku 0.7 - 0.9 aralığında anizotropi değerine sahiptir [18]. Anizotropi değeri yaklaşık olarak,

$$g(\lambda) = 0.62 + 0.29 \times 10^{-3} \times \lambda(\text{nm}) \tag{3.6}$$

ifadesi ile verilir. Deri içindeki birincil (temel) protein yapılı saçıcılar epidermisdeki keratin ve melanin ve dermisteki kollajen elastin fiberlerdir. Özellikle melanin yüksek kırılma indisine sahip olduğu için iyi bir saçıcıdır.

Derideki saçılma iki ana bileşene sahiptir. Bunlar yüzey ve yüzey altı saçılmadır. Yüzey saçılması stratum korneumdaki kıvrımların yapısı nedeniyle etkilenir. Ayrıca yüzey saçılması hücresel sınırlarda ışığın kırılması ve yansıması ile kaynaklanır, diğer yüzey altı saçılma tipi ise deri tabakaları içinde ortaya çıkar. Bunlar Mie ve Rayleigh saçılmasıdır. Dermis içinde kolajen fiberler Mie saçılmasından sorumlu iken daha küçük ölçekteki kolajen fiberler ve diğer mikro yapılar Rayleigh saçılmasından sorumludur. Mie saçılma katsayısı yaklaşık olarak,

$$\mu_s(\lambda_{\text{Mie}}) = 2 \times 10^5 \times \lambda^{-1.5} \tag{3.7}$$

eşitliği ile verilir. Rayleigh saçılma katsayısı yaklaşık olarak,

$$\mu_s(\lambda_{\text{Rayleigh}}) = 2 \times 10^{12} \times \lambda^{-4} \tag{3.8}$$

dır. Toplam deri saçılması,

$$\mu_s(\lambda) = \mu_s(\lambda_{\text{Mie}}) + \mu_s(\lambda_{\text{Rayleigh}}) \tag{3.9}$$

ile verilir [2].

4. MONTE CARLO SİMULASYONU

4.1. Problem ve Koordinat Sistemi

Monte Carlo simulasyonu çok katlı doku üzerine sonsuz bir şekilde kısıtlı foton ışınının dik olarak gelmesini tanımlar. Her bir tabaka sonsuz bir şekilde genişlik ve kalınlık, kırılma indisi, soğurma katsayısı (μ_a), saçılma katsayısı (μ_s) ve anizotropi faktörü (g) gibi parametreler ile tanımlanır. Aynı zamanda üst çevresel ortam ve alt çevresel ortamın kırılma indisi verilmiş olmalıdır. Gerçek doku asla sonsuz bir genişlikte olmamasına rağmen, eğer foton dağılımının uzaysal boyutundan daha geniş ise öyle düşünülebilir.

Soğurma katsayısı (μ_a) sonsuz küçük birim yol başına foton soğrulmasının olasılığı olarak tanımlanır ve saçılma katsayısı (μ_s) sonsuz küçük birim yol başına foton saçılmasının olasılığı olarak tanımlanır.

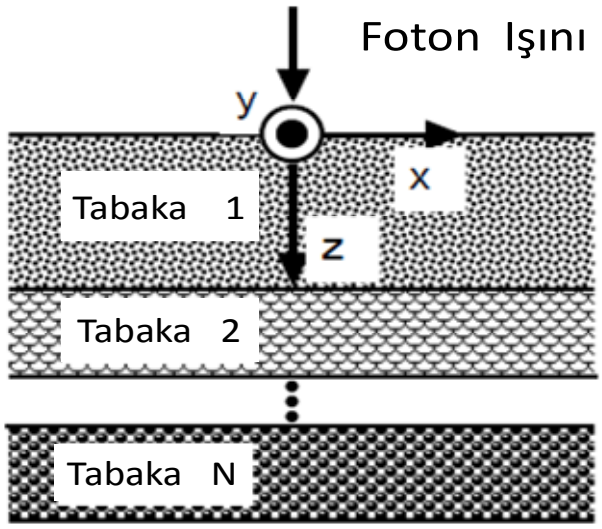
Basit gösterim için soğurma katsayısı (μ_a) ve saçılma katsayısının (μ_s) toplamı olan toplam etkileşme katsayısı (μ_t) kullanılır. Buna bağlı olarak etkileşme katsayısı birim sonsuz küçük uzunluk başına foton etkileşiminin olasılığı anlamına gelir. Anizotropi (g) sapma açısının kosinüs değerinin ortalamasıdır. Foton soğrulması, akı, yansıma ve geçiş simule edilen fiziksel niceliklerdir.

Simulasyon üç boyutta ilerler, uzaysal dizinin her bir grid (ızgara) elementinde soğurma yoluyla foton birikimi $A(x,y,z)$ kaydedilir, (J/cm^3 verilen enerji veya cm^3 başına düşen enerji (joule) miktarı) ve sonunda birikimin, yerel soğurma katsayısına bölünmesiyle akı $\phi(x,y,z)$ hesaplanır, (J/cm^2 verilen enerji veya cm^2 başına düşen enerji (joule) miktarı);

$$\phi = \frac{A(x,y,z)}{\mu_a} \tag{4.1}$$

dir. Ayrıca simulasyon en üst düzeyde (ve altta) yerel yansıma olarak (veya geçiş) ($cm^{-2}sr^{-1}$) foton kaçmasını da kaydeder.

Mcml'nin ilk versiyonunda silindirik simetri doku modeli düşünülmüştür. Bu nedenle bu simulasyonun foton yayılımı üç boyutta gerçekleşmesine rağmen foton birikimini iki boyutlu dizide $A(r,z)$ kaydetmek seçilmiştir. Aynı zamanda Monte Carlo simulasyonunda 3 koordinatlı sistem kullanılır. Foton paketlerinin izi için bir kartezyen koordinat sistemi kullanılır. Koordinat sisteminin orijini, doku yüzeyi üzerine fotonun geldiği noktadır. z ekseni genellikle dokunun içine çizilen yüzey normalidir ve xy düzlemi dokunun yüzeyidir [7].



Şekil 4.1. Çok tabakalı dokular için Kartezyen koordinat sisteminin şematik gösterimi [7]

İçsel foton soğrulması için bir silindiriksel koordinat sistemi $A(r,z)$ kullanılır, burada

r: silindirik koordinat sisteminin radyal koordinatı

z: silindirik koordinat sisteminin z eksen koordinatı' dır.

Kartezyen koordinat sistemi ve silindirik koordinat sistemi orijin ve z eksenini paylaşırlar. Silindirik koordinat sisteminin r koordinatı difüzyon yansıması ve toplam geçiş içinde kullanılır. Sırasıyla onlar $R_d(r,\alpha)$ ve $T_t(r,\alpha)$ doku yüzeyinde kaydedilirler. Burada α foton çıkış yönü ve doku yüzeyinin normali arasındaki açıdır. (-z ekseni yansıma için, z ekseni geçiş içindir.)

Dinamiksel olarak foton yayılımı ile birlikte hızlanan z eksenine sahip bir küresel koordinat sistemi hareketi bir foton paketinin yayılma yönü değişiminin örneği için kullanılır. İlk olarak bu küresel koordinat sisteminde sapma açısı θ ve azimutal açı ψ saçılma yoluyla basitleştirilir. Daha sonra foton yönü kartezyen koordinat sisteminde doğrultu kosinüsleri bakımından yenilenir. Foton soğrulması için z ve r doğrultularında iki boyutlu homojen grid sistemi kurulur. Grid çizgi ayrımları z doğrultusunda Δz, r doğrultusunda Δr 'dir. Toplam grid element sayıları z doğrultusunda Nz, r doğrultusunda Nr 'dir.

Difüzyon yansıma ve geçiş için r ve α doğrultularında iki boyutlu homojen grid sistemi kurulur. Bu grid sistemi foton soğrulması için grid sistemi ile r doğrultusunu paylaşabilir. Bu nedenle sadece α doğrultusunda difüzyon yansıma ve geçiş için ekstra bir boyutlu grid sistemi kurmaya ihtiyacımız vardır. Simulasyonda α 'nın aralığını her zaman $[0,\pi/2]\left(0 \le \alpha \le \pi/2\right)$ olarak seçilir. Toplam grid element sayısı N_α 'dır. Bu nedenle grid çizgileri ayrımı $\Delta\alpha = \dfrac{\pi}{2N_\alpha}$ 'dır.

Simulasyonda tutarlılık için uzunluk birimi temel olarak her zaman cm olarak alınır. Örneğin; her bir tabakanın kalınlığı ve r ve z doğrultularında grid çizgileri ayrımı cm'dir. Soğurma katsayısı ve saçılma katsayısı cm^{-1} 'dir.

Birkaç tartışmada dizinin elementlerini referans göstermek için programda indisler kullanılmasına rağmen grid elementlerinin indislerinden grid elementlerin yeriyle basit olarak dizinler referans alınır [7].

4.2. Olası Değişken Örnekleme

Doku içinde foton yayılımının Monte Carlo Simulasyonu tarafından ihtiyaç duyulan bir olası değişken χ düşünülür. Bu değişken bir fotonun foton-doku etkileşim yerleri arasında alacağı değişebilen basamak boyutu (step size) olabilir veya saçılma olayı yoluyla deneyim kazanabilen saçılan bir fotonun sapma açısı olabilir. (a,b) aralığında χ 'in dağılımını tanımlayan bir olasılık yoğunluk fonksiyonu vardır. Olasılık yoğunluk fonksiyonu,

$$\int_a^b p(\chi)\, d\chi = 1 \qquad (4.2)$$

olarak normalize edilir.

Yayılımı simule etmek için defalarca χ için bir değer ve sözde rastgele sayı üretici seçilmek istenir. Bilgisayar (0,1) aralığında düzenli bir şekilde dağılmış ξ olası değişkenini üretir. Bu düzenli şekilde dağılmış olası değişkenin (birikerek) artan dağılım fonksiyonu,

$$F_{\xi}(\xi) = \begin{cases} 0 & \text{eğer } \xi \le 0 \\ \xi & \text{eğer } 0<\xi \le 1 \\ 1 & \text{eğer } \xi>1 \end{cases} \tag{4.3}$$

ile verilir.

Genellikle düzgün dağılmayan fonksiyon $p(\chi)$'i örnek göstermek için, burada bir azalmayan fonsiyon $\chi = f(\xi)$'in varlığı düşünülür.

Şekil 4.2'de $\xi \in (0,1)$'in $\chi \in (a,b)$ grafiği çizilmiştir. Değişken χ ve değişken ξ daha sonra birebir çizime sahiptirler. Bu durum olasılıkların uygun bir şekilde eşitliğine yol açar;

$$P\{f(0) < \chi \le f(\xi_1)\} = P\{0 < \xi \le \xi_1\} \tag{4.4a}$$

veya

$$P\{a < \chi \le \chi_1\} = P\{0 < \xi \le \xi_1\} \tag{4.4b}$$

olur. Birikerek artan dağılım fonksiyonunun tanımına göre, Eşitlik (4.4b) birikerek artan dağılım fonksiyonunun denkleminin yerine geçebilir. Ayrıca,

$$F_{\chi}(\chi_1) = F_{\xi}(\xi_1) \tag{4.5}$$

Eşitlik (4.5)'in sol tarafı için olasılık yoğunluk fonksiyonuna uygunluğa göre giderek artan dağılım fonksiyonu $F_{\chi}(\chi_1)$ genişler ve sağ taraf için Eşitlik (4.2)'i uygulanır. Eşitlik (4.5),

$$\int_{a}^{\chi_1} p(\chi)\ d\chi = \xi_1 \qquad \xi_1 \in (0,1) \text{ için} \tag{4.6}$$

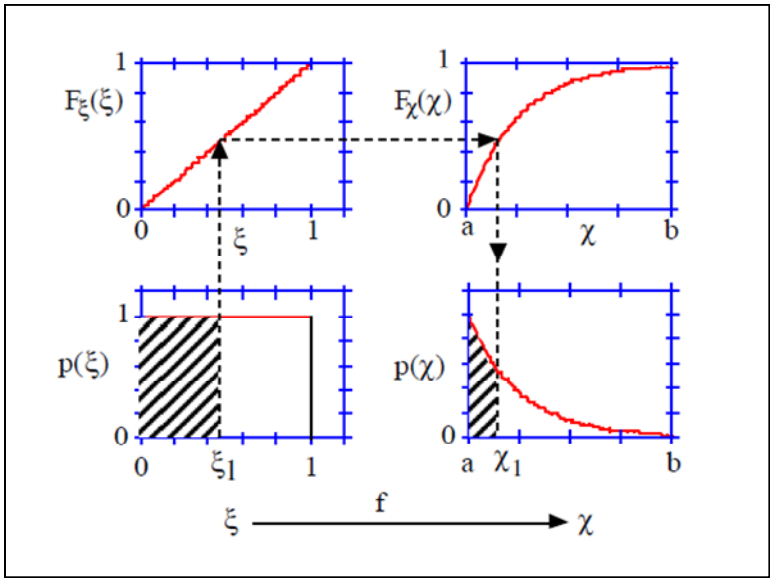
haline dönüşür. Daha sonra χ_1'i çözmek için fonksiyon $f(\xi_1)$ alınarak Eşitlik (4.6) kullanılır.

Eğer $\chi = f(\xi)$ fonksiyonu artmayan olarak düşünülürse, benzer çıkarım Eşitlik (4.6)'ya karşılık gelmeye yol açar ve,

$$\int_{a}^{\chi_1} p(\chi)\ d\chi = 1 - \xi_1 \qquad \xi_1 \in (0,1) \text{ için} \tag{4.7}$$

olur. Aslında, $(1-\xi_1)$ ve ξ_1 aynı dağılıma sahip olduğu için yer değiştirebilirler. Bu nedenle Eşitlik (4.6) ve (4.7) eşittir. Devam eden bölümde Eşitlik (4.6) yayılım değişkenleri örnekleme için tekrar eden şekilde kullanılır. Bütün örnekleme süreçleri Şekil 4.2'den anlaşılabilir. ξ kullanarak χ'in Monte Carlo seçimi için anahtar yol $[a,\chi_1]$ aralığında χ olasılığı ile $[0,\xi_1]$ aralığında ξ olasılığının eşit olmasıdır. Şekil 4.2'de $[0,\xi_1]$ üzerinde integral $P(\xi)$'i tanımlayan gölgeli alan ile $[0,\chi_1]$ üzerinde $P(\chi)$'in integralini tanımlayan gölgeli alana eşitlenir. Her biri eşit birimli $P(\chi)$ ve $P(\xi)$ kıvrımları altında toplam alana dikkat edilirse, olasılık yoğunluğu fonksiyonları için yaklaşım gibidir.

Sonuç; Şekil 4.2'de gölgeli alanların eşitliğine dayanan ξ_1 ve χ_1 üst sınırları arasında birebir çizimdir. Diğer taraftan Eşitlik (4.6)'e eşit olan $F_\chi(\chi_1)$ ve $F_\xi(\xi_1)$'i eşitlenir. $\chi_1 = f(\xi_1)$ dönüşüm işlemleri ok işaretleri ile gösterilir. Her biri ξ_1 için aynı değere sahip ξ_1 ve χ_1 için birikerek artan dağılım fonksiyonu gibi bir χ_1 seçilir. Benzer olarak taranmış alanlar eşittir. Bu durum, her iki ξ ve χ'in birikerek artan dağılım fonksiyonları monoton olduğu için monoton fonksiyon $f(\xi)$ her zaman bulunan Şekil 4.2'de görülür.



Şekil 4.2. Düzgün dağılmayan rastgele değişken ξ'ye bağlı rastgele değişken χ örneklemi

Örneğin; foton hareketi için basamak boyutu s örneklemesini düşünün. Olasılık yoğunluk fonksiyonu;

$$p(s) = \mu_t \exp(-\mu_t s) \tag{4.8}$$

ile verilir.

Burada etkileşim katsayısı μ_t, $\mu_a + \mu_s$'ye eşittir. Bu fonksiyonu Eşitlik (4.6)'de kullanarak örneklenmiş değer s_1 için bir ifade verir, olası sayı ξ'ye dayanır;

$$\xi = \int_0^{s_1} p(s)\,ds = \int_0^{s_1} \mu_t \exp(-\mu_t s)\,ds = 1 - \exp(\mu_t s_1) \tag{4.9}$$

s_1 değeri için çözüm,

$$s_1 = \frac{-\ln(1-\xi)}{\mu_t} \tag{4.10a}$$

Eşitlik (4.7)'de açıklandığı gibi, yukarıdaki ifade,

$$s_1 = \frac{-\ln(\xi)}{\mu_t} \tag{4.10b}$$

ifadesine eşit olur.

4.3. Foton Yayılımı İçin Kurallar

Bu bölüm doku için uygulanan Monte Carlo modelinde foton yayılımının kurallarını sunar.

4.3.1. Foton Paketi Fırlatma

Tam foton yakalama değişken indirgeme tekniğine bir örnektir ki Monte Carlo simulasyonunun verimini geliştirmek için kullanılır. Bu teknik eş zamanlı olarak belirli bir yol boyunca bir paket gibi eşit şekilde bir çok foton yayılımına izin verir. Her bir foton paketine ilk olarak bir W ağırlık birimi belirlenir. Toplanmış gelişi güzel dar foton ışınına karşılık gelen foton orijinde dik bir şekilde dokuya enjekte edilir. Fotonun en son konumu kartezyen koordinatlar (x,y,z) ile belirlenir. Fotonun en son doğrultusu doğrultu kosinüsleri (μ_x, μ_y, μ_z) ile tanımlanan birim vektör $\vec{r}$ ile belirlenir;

$$\vec{\mu}_x = \vec{r}.\vec{x}$$

$$\vec{\mu}_y = \vec{r}.\vec{y} \qquad (4.11)$$

$$\vec{\mu}_z = \vec{r}.\vec{z}$$

burada $\vec{x}, \vec{y}, \vec{z}$ her bir eksen boyunca birim vektörlerdir. Foton konumu (0,0,0)'da başlatılır ve doğrultu kosinüsleri (0,0,1)'dir. Kartezyen koordinat sisteminde foton konumu ve doğrultusunun tanımı silindirik koordinat sisteminde eş olandan daha basit sonuç verir. Bir foton gönderildiği zaman, eğer doku yüzeyinde uyumsuz bir sınır varsa ayna gibi yansıma ortaya çıkacaktır. Eğer dış ortamın kırılma indisi n_1 ve dokunun kırılma indisi n_2 ise aynasal yansıma (R_{sp}) belirlenir,

$$R_{sp} = \frac{(n_1 - n_2)^2}{(n_1 + n_2)^2} \qquad (4.12a)$$

Kırılma indisi n_3 olan ortamın en üst tabaka olan ilk tabaka cam ise, cam tabakanın iki sınırı üzerinde çoklu yansımalar ve geçişler dikkate alınır. Daha sonra aynasal yansımalar hesaplanır;

$$R_{sp} = r_1 + \frac{(1-r_1)^2 r_2}{1-r_1 r_2} \tag{4.12b}$$

Burada r_1 ve r_2 cam tabakanın iki sınırı üzerindeki Fresnel yansımalarıdır ve,

$$r_1 = \frac{(n_1 - n_2)^2}{(n_1 + n_2)^2} \tag{4.13}$$

$$r_2 = \frac{(n_3 - n_2)^2}{(n_3 + n_2)^2} \tag{4.14}$$

ile verilir. Eğer doku ile etkileşimsiz yansıyan foton olasılığı olarak ayna gibi yansıma tanımlanıyorsa, kalın dokular için gerçek ayna gibi yansımaların iyi hesaplanabilmesine rağmen Eşitlik (4.12a) ve Eşitlik (4.12b) tam olarak doğru değildir.

Eğer ayna gibi yansıma ve difüzyon yansımayı tam olarak ayırt etmek isteniliyorsa bir foton paketi ile deneyim kazanmış etkileşimlerin sayısı izlenilir. Eğer etkileşim sayısı sıfır değilse yansıma sayıldığı zaman yansıma difüzyon yansımadır. Aksi halde aynasal yansımadır [7]. Geçişler benzer şekilde ayırt edilir. Foton ağırlığı R_{sp} ile azalır ve ayna gibi yansıma çıkış verilerinin dosyasında rapor edilir ve,

$$W = 1 - R_{sp} \tag{4.15}$$

ile verilir.

4.3.2. Foton Basamak Boyutu

Foton paketinin basamak boyutu $0 \le s \le \infty$ anlamına gelen $s \in [0, \infty)$ fotonun özgür yolu için dağılım olasılığının bir örneklemesine dayanarak hesaplanır.

Etkileşim katsayısı μ_t'nin tanımına göre $(s', s'+ds')$ aralığında birim yol başına etkileşme olasılığı,

$$\mu_t = \frac{-dP\{s \geq s'\}}{P\{s \geq s'\}\, ds'} \tag{4.16a}$$

veya

$$d\left(\ln\left(P\{s \geq s'\}\right)\right) = -\mu_t ds' \tag{4.16b}$$

dir. Yukarıdaki Eşitlik (4.16), $(0, s_1)$ aralığında s' üzerinden integrali alınabilir ve üstel bir dağılıma yol açar, burada $P\{s \geq 0\} = 1$ kullanılır ;

$$P\{s \geq s_1\} = \exp\left(-\mu_t s_1\right) \tag{4.17}$$

Serbest yolun (s) birikerek artan dağılımını elde etmek için Eşitlik (4.17)'i yeniden düzenlenebilir;

$$P\{s \geq s_1\} = 1 - \exp\left(-\mu_t s_1\right) \tag{4.18}$$

Önceden tartışıldığı gibi düzenli dağılan olası sayı ξ için bu birikerek artan dağılım fonksiyonu seçilebilir.

Seçilen basamak boyutunu sağlamak için eşitlik tekrar düzenlenebilir,

$$s_1 = \frac{-\ln(1-\xi)}{\mu_t} \tag{4.19a}$$

veya $(1-\xi)$ için ξ'yi yerine koyulursa,

$$s_1 = \frac{-\ln(\xi)}{\mu_t} \tag{4.19b}$$

olur ve Eşitlik (4.19b) $\frac{1}{\mu_t}$'in foton-doku etkileşim yerleri arasında ortalama serbest yolu verir. Çünkü $-\ln(\xi)$'in istatiksel ortalaması 1'dir $(\langle -\ln(\xi)\rangle = 1)$. Eşitlik (4.19b)'yi elde etmek için bir başka yaklaşım vardır. Eşitlik (4.18) ile serbest yol s'nin olası dağılım fonksiyonu;

$$p(s_1) = \frac{dP\{s < s_1\}}{ds_1} = \mu_t \exp(-\mu_t s_1) \tag{4.20}$$

olur. Eşitlik (4.19b)'yi elde etmek için $P(s_1)$ Eşitlik (4.6)'da yerine koyulabilir, burada Eşitlik (4.6)'daki integral Eşitlik (4.18)'e dönüştürülebilir. Çok tabakalı turbid ortam içinde bir etkileşme ortaya çıkmadan önce ortamın çok katlı tabakaları üzerinde foton paketi özgür dolaşma deneyimi kazanabilir. Bu durumda Eşitlik (4.17)'nin benzeri,

$$P\{s \geq s_{toplam}\} = \exp\left(-\sum_i \mu_{ti} s_i\right) \tag{4.21}$$

dir. Burada i bir tabaka için indis,

μ_{ti} sembolü i. tabaka için etkileşme katsayısı ve s_i, i. tabaka içindeki basamak boyutudur.

Toplam basamak boyutu;

$$s_{toplam} = \sum_i s_i \tag{4.22}$$

dir. Toplam foton paketinin dolaştığı yer olan bütün tabakalar üzerindedir. Eşitlik (4.21) sınırlarda foton yansıması ve geçişi hesaba katmaz çünkü ayrı bir şekilde süreçlendirilir. ξ için Eşitlik (4.21) ile örneklem denklemi elde edilir;

$$\sum_i \mu_{it} s_i = -\ln(\xi) \tag{4.23}$$

Gördüğümüz gibi Eşitlik (4.19b) ve Eşitlik (4.23) eşitliğinin özel bir durumudur. Örneklem toplam basamak boyutu $-\ln(\xi)$ olarak yorumlanabilir, burada boyutsuz basamak boyutu s_i ve etkileşim katsayısı μ_{ti}'nin ürünü olarak tanımlanır. Çünkü bir cam tabakanın soğurma katsayısı ve saçılma katsayısı sıfırdır, bu Eşitlik (4.23)'ün sol tarafına katkı sağlamaz. Bundan sonra basitlik için s_1 veya s_{toplam} yerine basamak boyutu s kullanılır. Bu örneklem metodu zaman alan bir logaritma fonksiyonu hesaplamasını içerdiğine dikkat edilir. Logaritmik hesaplamadan kaçınmak için daha hızlı metodlar kullanılanılır [7].

4.3.3. Foton Paket Hareketi

Basamak boyutu s belirlendiği zaman foton paketi doku içinde hareketlendirilmek için hazır olur. Foton paketinin konumu;

$$x \leftarrow x + \mu_x s$$

$$y \leftarrow y + \mu_y s \qquad (4.24)$$

$$z \leftarrow z + \mu_z s$$

olarak yenilenir. Ok işaretleri yerine koyma niceliklerini gösterir. Sol taraftaki değişkenler yeni değerlere sahiptirler ve sağ taraftaki değişkenler eski değerlere sahiptirler. Gerçek bir C programında bu amaç için bir eşit işareti kullanılır. Eşitlik (4.24)'ün basit şekli kartezyen koordinatları kullanmak için büyük bir nedendir [7].

4.3.4. Foton Soğrulması

Foton bir basamak aldığı zaman etkileşim yerleri ile soğrulma yoluyla fotonun ağırlığındaki azalma hesaplanmalıdır. Fotonun yenilenen ağırlığının kesiti (W) grid elementlerde biriktirilir.

Biriktirilen foton ağırlığının miktarı (ΔW),

$$\Delta W = W \frac{\mu_a}{\mu_t} \qquad (4.25)$$

olarak hesaplanır. Yerel grid elementlerde biriktirilen toplam artan foton ağırlığı $A(r,z)\Delta W$ eklenerek yenilenir;

$$A(r,z) \leftarrow A(r,z) + \Delta W \qquad (4.26)$$

Foton ağırlığı,

$$W \leftarrow W - \Delta W \qquad (4.27)$$

olarak yenilenir. Yeni ağırlık W ile foton paketi etkileşim yerlerinde saçılmaya uğrayacaktır. Hem soğurma hem saçılma olarak, bütün foton paketi basamağın en sonunda etkileşme deneyimi kazandığına dikkat edilir [7].

4.3.5. Foton Saçılması

Foton paketi hareket ettiği zaman ve ağırlığı azaldığında foton paketi saçılmak için hazırdır. Bir sapma açısı $\theta \in [0,\pi)$ olur ve azimutal açı, $\psi \in [0,2\pi]$ istatiksel olarak örneklenir.

Sapma açısının kosinüsü $\cos\theta$ için olasılık dağılım saçılma fonksiyonu ile tanımlanır ki, bu ilk olarak galaksi ile ilgili saçılma için Henyey ve Greenstein tarafından amaç edinilmiştir;

$$p(\cos\theta) = \frac{1-g^2}{2\left(1+g^2-2g\cos\theta\right)^{3/2}} \tag{4.28}$$

burada g anizotropi $\langle\cos\theta\rangle$'ya eşit ve -1 ve 1 arasında değere sahiptir. 0 değeri izotropik saçılmayı gösterir ve 1'ye yakın değer ileri doğrultuda saçılmayı gösterir. Jacques ve arkadaşları (1987) doku içindeki tek saçılmayı iyi bir şekilde tanımlayan Henyey-Greenstein fonksiyonu deneysel olarak belirlemişlerdir. Dokular için g aralığının değeri 0.3 ve 0.98'dir. Ama görünür spektrumda genellikle $g \sim 0.9$'a yaklaşıktır. Eşitlik (4.6)'yı uygulayarak $\cos\theta$ için seçim olası sayısı ξ'nın fonksiyonu olarak ifade edilebilir;

$$\cos\theta = \begin{cases} \dfrac{1}{2g}\left\{1+g^2-\left[\dfrac{1-g^2}{1-g+2g\xi}\right]^2\right\} & \text{eğer } g \neq 0 \\ 2\xi - 1 & \text{eğer } g=0 \end{cases} \tag{4.29}$$

dir. 0 ve 2π üzerinde düzgün dağılan azimutal açı (ψ),

$$\psi = 2\pi\xi \tag{4.30}$$

ile verilir. Sapma açısı ve azimutal açı seçildiği zaman foton paketinin yeni doğrultusu hesaplanabilir;

$$\left.\begin{aligned}\mu_x' &= \frac{\sin\theta}{\sqrt{1-\mu_z^2}}\left(\mu_x\mu_z\cos\psi - \mu_y\sin\psi\right) + \mu_x\cos\theta \\ \mu_y' &= \frac{\sin\theta}{\sqrt{1-\mu_z^2}}\left(\mu_y\mu_z\cos\psi - \mu_x\sin\psi\right) + \mu_y\cos\theta \\ \mu_z' &= -\sin\theta\cos\psi\sqrt{1-\mu_z^2} + \mu_z\cos\theta\end{aligned}\right\} \quad (4.31)$$

olur. Eğer foton paketinin açısı doku yüzeyinin normaline çok yakın ise (örneğin $|\mu_z| > 0.99999$),

$$\left.\begin{aligned}\mu_x' &= \sin\theta\cos\psi \\ \mu_y' &= \sin\theta\sin\psi \\ \mu_z' &= \mathrm{SIGN}(\mu_z)\cos\theta\end{aligned}\right\} \quad (4.32)$$

olarak kullanılır. Burada $\mathrm{SIGN}(\mu_z)$, μ_z pozitif olduğunda 1'e döner ve μ_z negatif olduğunda -1'e döner. Sonunda en son foton doğrultusu $\mu_x = \mu_x'$, $\mu_y = \mu_y'$, $\mu_z = \mu_z'$ olarak yenilenir. θ ve ψ açılarının ve doğrultu kosinüslerinin yenilenmesi örneklerinde trigonometrik bağıntılar içerir. Çünkü trigonometrik operatörler yoğun hesaplamalardır, olası zaman onlardan kurtulmak istenilir [7].

4.3.6. Sınırda Yansıma ve Geçiş

Bir basamak boyunca, doku ve çevresel ortam arasında bulunan bir doku sınırına foton paketi çarpabilir, burada basamak boyutu Eşitlik (4.19b) ile hesaplanır. Örneğin, foton paketi hava ve doku ara yüzeyinde dokudan kaçabilir. Eğer durum böyle ise, foton paketi gözlenen yansıma olarak kaçabilir (veya arka sınır içeriyorsa geçiş) ya da sınır tarafından içten yansıyabilir. Basamak boyutu sınıra çarpmak için yeterince geniş olması konusuyla ilgili olarak farklı yöntemler vardır. İlk olarak daha küçük gösterilen basamak boyutu hesaplanır;

$$s_1 = \begin{cases}\dfrac{(z - z_0)}{(-\mu_z)} & \text{eğer } \mu_z < 0 \\ \dfrac{(z_1 - z)}{\mu_z} & \text{eğer } \mu_z > 0\end{cases} \quad (4.33)$$

Burada z_0 ve z_1 tabakaların üst ve alt sınırlarının z koordinatlardır. Daha küçük gösterilen basamak boyutu s_1 foton yayılımının doğrultusu içinde en son foton yeri ve sınırı arasındaki mesafedir. μ_z sıfır olduğu zaman foton doğrultusu sınıra paralel olduğu için foton sınıra çarpmayacaktır. Bu nedenle Eşitlik (4.33) μ_z 'nin sıfır olduğu durumu içermez. Burada s_1 foton paketini dokuyla etkileşimsiz olarak sınıra gönderilir. Gelecek (bir sonraki) basamakta yer alan devam eden basamak boyutu $s \leftarrow s - s_1$ olarak yenilenir. Eğer içsel yansıma oluyorsa foton paketi devam eden basamak boyutunda dolaşacaktır. İkinci olarak sınır üzerine gelen açıya α_i bağlı olan içten yansıyan foton paketinin olasılığı hesaplanır, burada $\alpha_i = 0$ dik geldiği anlamına gelir. α_i 'nin değeri,

$$\alpha_i = \cos^{-1}\left(|\mu_z|\right) \tag{4.34}$$

ile hesaplanır.

Snell yasası gelen açı α_i ve geçiş açısı α_t arasındaki bağıntıyı gösterir, ve fotonun geldiği ortamın kırılma indisi n_i ve geçiş için n_t;

$$n_i \sin\alpha_i = n_t \sin\alpha_t \tag{4.35}$$

dir. İç yansıma $R(\alpha_i)$ fresnel formülleri ile hesaplanır;

$$R(\alpha_i) = \frac{1}{2}\left[\frac{\sin^2(\alpha_i - \alpha_t)}{\sin^2(\alpha_i + \alpha_t)} + \frac{\tan^2(\alpha_i - \alpha_t)}{\tan^2(\alpha_i + \alpha_t)}\right] \tag{4.36}$$

İki dik polarizasyon doğrultusu için yansımaların ortalamasıdır. Üçüncü olarak , bir olası sayı ξ üreterek fotonun iç yansıma yapıp yapmadığı belirlenir ve iç yansıma ile olası sayı kıyaslanır, mesela;

Eğer $\xi \le R(\alpha_i)$ ise foton içsel şekilde yansır; (4.37a)

Eğer $\xi > R(\alpha_i)$ ise foton dokudan kaçar. (4.37b)

Eğer foton iç yansıma yaparsa foton paketi yüzeyde kalır ve onun doğrultu kosinüsleri (μ_x, μ_y, μ_z) z bileşeni ters çevrilerek yenilenmelidir;

$$(\mu_x, \mu_y, \mu_z) \leftarrow (\mu_x, \mu_y, -\mu_z) \tag{4.38}$$

Bu noktada, devam eden basamak boyutu tekrar kontrol edilmelidir. Eğer basamak boyutu diğer sınıra çarpmak için yeterli geniş ise, yukarıdaki süreç tekrarlanmalıdır. Eğer basamak boyutu doku-doku ara yüzeyine çarparsa, takip eden bölüm için uyumlu süreç uygulanmalıdır. Aksi halde, dokunun bu tabakası içinde uyum için basamak boyutu yeteri küçük ise, foton paketi küçük basamak boyutu ise hareket edecektir. Bu küçük basamak boyutunun sonunda soğurma ve saçılma süreçleri uygun bir şekilde meydana gelir. Diğer taraftan, eğer foton paketi dokudan kaçarsa, belirli grid elementteki (r, α_t) yansıma veya geçiş azalmaktadır. Yansıma $R_d(r, \alpha_t)$ veya geçiş $T_t(r, \alpha_t)$ kaçan fotonun ağırlığının W büyüklüğü ile yenilenmelidir ;

$$R_d(r, \alpha_t) \leftarrow R_d(r, \alpha_t) + W \qquad \text{eğer z=0 ise} \tag{4.39a}$$

$$T_t(r, \alpha_t) \leftarrow T_t(r, \alpha_t) + W \qquad \text{eğer z= dokunun altı ise} \tag{4.39b}$$

Foton tamamen kaçtığından dolayı, bu foton paketinin izi burada son bulur. Yeni bir foton dokuya doğru fırlatılabilir ve bundan sonra iz yaptırılabilir. Dikkat edilirse simülasyonda saçılmamış geçiş ve eğer varsa difüzyon geçiş ayrımsız olarak $T_t(r, \alpha_t)$'ya sayılır. Ya hep yada hiç olayı veya fotonun içsel yansıması yapmasını tercih etmek yerine her bir zamanda yüzey sınırına çarpan bir fotonun kısmi yansıma yaklaşımı kullanılabilir. En son durumdaki foton ağırlığının $1 - R(\alpha_i)$ bir kesiti başarılı bir şekilde dokudan kaçar, ve yerel yansıma ve geçiş artar, mesela, $R_d(r, \alpha_t) \leftarrow R_d(r, \alpha_t) + W(1 - R(\alpha_i))$ olur.

Geriye kalan foton ağırlığının hepsi yansıtılacaktır ve foton ağırlığı $W \leftarrow WR(\alpha_i)$ olarak yenilenir. Mcml programında her iki yaklaşım da kullanılabilir ve kullanıcılar saymak istedikleri fiziksel niceliklere bağlı her bir yaklaşımı kullanmak için seçim hakkına sahiptirler. Programda bir işaret bu iki yaklaşım arasında değişim için değiştirilebilir.

Ya hep ya hiç yaklaşımı daha hızlıdır, ama kısmi yansıma yaklaşımı ve geçişin değişimini azaltabilir. Kısmi yansıma yaklaşımı kullanılarak değişimin ne kadar olduğu araştırılmıyor. Eşitlik (4.15)'e benzer olarak, Eşitlik (4.34) – (4.36)'da trigonometrik operatörlerin sayısı hesaplama hızı yararına uygunlaştırılabilir [7].

4.3.7. Ara Yüzeyde Yansıma ve Geçiş

Eğer bir foton basamak boyutu doku-doku ara yüzeyine çarpmak için yeterli genişlikte olursa, bu basamak dokunun birkaç tabakalarına geçebilir.

μ_{a1}, μ_{s1}, n_1 ile birinci deri tabaksının (doku 1) içinde s basamak boyutu yapan bir foton paketi düşünülür, ama kısaltılmış basamak s_1'den sonra μ_{a2}, μ_{s2}, n_2 ile ikinci deri tabaksı (doku 2) ile ara yüze çarpar. En son bölümde tartışıldığı gibi foton paketi etkileşimlersiz ara yüzeye ilk olarak hareket ettirilir, ve bir sonraki basamak boyutunda olan devam eden foton basamak boyutu $s \leftarrow s - s_1$ olarak yenilenir.

Daha sonra Fresnel formüllerine uygun olarak foton paketinin yansıyıp veya geçtiği istatiksel olarak belirlenmelidir. Eğer foton paketi yansıyorsa son bölümde olduğu gibi aynı yolla süreçlendirilir. Ama foton paketi dokunun bir sonraki tabakasına geçerse durdurulma (sonlandırılma) yerine yayılmaya devam etmelidir. Eşitlik (4.23)'e dayanan, devam eden basamak boyutu yeni dokunun optiksel özelliklerine uygun olarak dönüştürülmelidir;

$$s \leftarrow \frac{s\mu_{t1}}{\mu_{t2}} \tag{4.40}$$

burada :

μ_{t1} : doku 1 için etkileşim katsayısı,

μ_{t2} : doku 2 için etkileşim katsayısıdır.

En son haldeki basamak boyutu s diğer sınır veya ara yüzey geçişleri için tekrar kontrol edilir. Yukarıdaki süreç dokunun bir tabakası içinde sabitlenmek için yeteri kadar küçük oluncaya kadar tekrarlanmalıdır. Bu küçük basamağın sonunda, soğrulma ve saçılma uygun şekilde süreçlendirilir. Eğer foton cam tabaka içindeyse devam eden foton basamak boyutu yenilenmeksizin cam tabakanın sınırında

hareket ettirilir çünkü cam içinde yol uzunluğu Eşitlik (4.23)'ün sol tarafına katkıda bulunmaz.

Şunu anlamak önemlidir ki, eğer bir foton paketi dokunun birkaç tabakasına geçerse, basamak boyutu için Eşitlik (4.19b) kullanılır ve Eşitlik (4.40)'un tekrarlanan kullanımları Eşitlik (4.23)'e dayanır [7].

4.3.8. Foton Sonlandırma

Bir foton paketi sonlandırıldıktan sonra, dokudan dışarıya yansıma veya geçiş ile doğal olarak sonlandırılabilir. Doku içinde halen daha yayılmaya devam eden foton paketi için, eğer foton ağırlığı W ise bir eşik değeri (örneğin $W_{th} = 0.0001$) altına düşmesi gibi etkileşimin birkaç basamağından sonra yeterli bir şekilde azaltılır, daha sonra foton yayılımının oldukça geç aşamasıyla ilgilenmedikçe daha ileri foton yayılımı küçük bilgi verir. Ama uygun sonlandırma foton birikim dağılım eğrisiz enerji (veya foton sayısı) korunumundan emin olmak için uygulanmış olmalıdır . $W \le W_{th}$ olduğu zaman foton paketi sonlandırmak için rulet adı verilen bir teknik kullanılır.

Rulet tekniği mW'nin bir ağırlığı ile uzun yaşamın m'si içinde (örneğin m=10) foton paketine bir şans verilir. Eğer foton paketi rulet uzun yaşamazsa, foton ağırlığı sıfıra kadar azalır ve foton sonlandırılır.

$$W \leftarrow \begin{cases} mW & \text{eğer } \xi \le 1/m \\ 0 & \text{eğer } \xi > 1/m \end{cases} \qquad (4.41)$$

Burada ξ: düzgün dağılan rastgele sayıdır. Bu metod enerjiyi korur ama tarafsız bir yöntem içinde fotonu sonlandırır.

Foton rulet ve rulet için zıt olan ayırma kombinasyonu değişimi azaltmak için doğru bir şekilde kullanılabilir [7].

4.4. Sayılan Fiziksel Nicelikler

Daha önce belirtildiği gibi, Monte Carlo simülasyonu boyunca foton yansıması, geçiş ve soğurma kaydedilir. Bu bölümde bu fiziksel niceliklerin süreçleri detaylı bir şekilde anlatılır. Niceliklerin birkaçının boyutları, onların formüllerinin en sonunda kare köşeli ayıraç içinde gösterilir.

z ve r doğrultularında en son hücreler özel dikkat ister. Çünkü fotonlar grid sistem ötesinde yayılabilir. Foton ağırlığı difüzyon yansıma veya geçiş dizisi veya soğurma dizisi olarak kaydedildiği zaman, fiziksel yer grid sistemde sabit kalamayabilir. Bu durumda taşan (over flow) yönün içinde en son hücre foton ağırlığını toplamak için kullanılır. Bu nedenle, z ve r yönlerinde ki en son hücreye karşılık gelen yerlerde gerçek değeri vermez. Ama genellikle sınır içinde olan α açısı onun için seçilir, örneğin $0 \le \alpha \le \pi/2$, bu nedenle difüzyon yansıma ve geçişin sayımında bir probleme neden olmaz [7].

4.4.1. Yansıma ve Geçiş

Bir foton paketi fırlatıldığında aynasal yansıma hemen hesaplanır. Aynasal yansımadan sonra foton ağırlığı dokuya geçittirilir. Simülasyon boyunca, bazı foton paketleri dokuya kaçabilir ve bunların ağırlıkları foton paketlerinin çıktıkları yerlere bağlı olarak uyumlu bir şekilde difüzyon yansıma dizisi veya geçiş dizisi olarak sayılır. Çoklu foton paketleri (N) izinden sonra, difüzyon yansıma için $R_d(r,\alpha)$ ve geçiş için $T_t(r,\alpha)$ dizileri sayılmış olur. Onlar programda sırasıyla $R_{d-r\alpha}[i_r,i_\alpha]$ ve $T_{t-r\alpha}[i_r,i_\alpha]$ tarafından içsel olarak sunulurlar. Bir grid elementin merkezinin koordinatları,

$$r = (i_r + 0.5)\Delta r \ \ [cm] \tag{4.42a}$$

$$\alpha = (i_\alpha + 0.5)\Delta\alpha \ \ [rad] \tag{4.42b}$$

ile hesaplanır. Burada;

i_r r için indis, i_α α için indis' tir.

Hassas veri iki boyutlu grid sistem içinde her bir grid elementte toplam foton ağırlığını verir. İki boyutlu grid sistemin her bir yönünde grid elementlerde foton ağırlığını elde etmek için diğer boyutta 2D dizileri toplanır;

$$R_{d-r}[i_r] = \sum_{i_\alpha=0}^{N_\alpha-1} R_{d-r\alpha}[i_r,i_\alpha] \tag{4.43}$$

$$R_{d-\alpha}[i_\alpha] = \sum_{i_r=0}^{N_r-1} R_{d-r\alpha}[i_r,i_\alpha] \tag{4.44}$$

$$T_{t-r}\left[i_r\right]=\sum_{i_\alpha=0}^{N_\alpha-1}T_{t-r\alpha}\left[i_r,i_\alpha\right] \tag{4.45}$$

$$T_{t-\alpha}\left[i_\alpha\right]=\sum_{i_r=0}^{N_r-1}T_{t-r\alpha}\left[i_r,i_\alpha\right] \tag{4.46}$$

ile verilir. Difüzyon yansıma ve geçişi elde etmek için 1D dizileri tekrar toplanır;

$$R_d=\sum_{i_r=0}^{N_r-1}R_{d-r}\left[i_r\right] \tag{4.47}$$

$$T_t=\sum_{i_r=0}^{N_r-1}R_{t-r}\left[i_r\right] \tag{4.48}$$

Tüm bu diziler her grid element başına toplam foton ağırlığını verir, ağırlık birimiyle N başlangıç foton paketlerine dayalıdır. $R_{d-r\alpha}\left[i_r,i_\alpha\right]$ ve $T_{t-r\alpha}\left[i_r,i_\alpha\right]$'yı bir katı açı başına foton yönü için dik birim alan başına foton olasılığına çevirmek için, bu ifadeler foton çıkış yönü $\left(\Delta a\cos\alpha\right)$ için bir dik düzlem üzerinde dairesel alanın izi ile bölünürler. Katı açı $\left(\Delta\Omega\right)$ bir dairesel halka etrafında α doğrultusu içinde grid çizgileri ayrımı ile ölçülür ve toplam foton paket sayısı N ile,

$$R_{d-r\alpha}\left[i_r,i_\alpha\right]\leftarrow\frac{R_{d-r\alpha}\left[i_r,i_\alpha\right]}{\left(\Delta a\,\cos\alpha\,\Delta\Omega\,N\right)}\quad\left[cm^{-2}sr^{-1}\right] \tag{4.49}$$

$$T_{t-r\alpha}\left[i_r,i_\alpha\right]\leftarrow\frac{T_{t-r\alpha}\left[i_r,i_\alpha\right]}{\left(\Delta a\,\cos\alpha\,\Delta\Omega\,N\right)}\quad\left[cm^{-2}sr^{-1}\right] \tag{4.50}$$

olur. Burada,

$$\Delta a=2\pi r\Delta r=2\pi\left(i_r+0.5\right)\left(\Delta r\right)^2\quad\left[cm^2\right] \tag{4.51}$$

$$\Delta\Omega=4\pi\sin\alpha\left(\frac{\Delta\alpha}{2}\right)=4\pi\sin\left[\left(i_\alpha+0.5\right)\Delta\alpha\right]\sin\left(\frac{\Delta\alpha}{2}\right)\quad\left[sr\right] \tag{4.52}$$

olur ve r Eşitlik (4.42a)'den hesaplanır, α ise Eşitlik (4.42b)'den hesaplanır. Radyal çözümlü difüzyon yansıma $R_{d-r}\left[i_r\right]$ ve toplam geçiş $T_{t-r}\left[i_r\right]$ dairesel halka (Δa)'nın alanına bölünür ve foton paketlerinin (N) toplam sayısı onları birim alan başına foton olasılığına dönüştürülür;

$$R_{d-r}[i_r] \leftarrow \frac{R_{d-r}[i_r]}{\Delta a\, N} \quad \left[cm^{-2}\right] \tag{4.53}$$

$$T_{t-r}[i_r] \leftarrow \frac{T_{t-r}[i_r]}{\Delta a\, N} \quad \left[cm^{-2}\right] \tag{4.54}$$

Açısal çözümlü difüzyon yansıma $R_{d-\alpha}[i_\alpha]$ ve toplam geçiş $T_{t-\alpha}[i_\alpha]$ katı açıya $(\Delta\Omega)$ bölünür ve foton paketlerinin toplam sayısı (N), onları birim katı açı başına foton olasılığına dönüştürür;

$$R_{d-\alpha}[i_\alpha] \leftarrow \frac{R_{d-\alpha}[i_\alpha]}{\Delta\Omega\, N} \quad \left[sr^{-1}\right] \tag{4.55}$$

$$T_{t-\alpha}[i_\alpha] \leftarrow \frac{T_{t-\alpha}[i_\alpha]}{\Delta\Omega\, N} \quad \left[sr^{-1}\right] \tag{4.56}$$

Toplam difüzyon yansıma ve geçiş olasılıkları vermek için foton paketlerinin toplam sayısına (N) bölünürler ;

$$R_d \leftarrow \frac{R_d}{N} \quad [-] \tag{4.57}$$

$$T_t \leftarrow \frac{T_t}{N} \quad [-] \tag{4.58}$$

olur ve burada $[-]$ boyutsuz birim anlamına gelir [7].

4.4.2. İçsel Foton Dağılımı

Simülasyon boyunca, soğurulmuş foton ağırlığı soğurma dizisine $A(r,z)$'ye sayılır. $A(r,z)$ içsel olarak bir 2D dizisi $A_{rz}[i_r, i_z]$ tarafından verilir, burada

i_r : r doğrultusunda grid elementler için indis,

i_z : z doğrultusunda grid elementler için indistir.

Bir grid elementin merkezinin koordinatları Eşitlik 4.42 ile hesaplanır ve,

$$z = (i_z + 0.5)\Delta z \tag{4.59}$$

olarak devam eder.

Hassas veri $A_{rz}[i_r, i_z]$ iki boyutlu grid sistemde her bir grid element içinde toplam foton ağırlığını verir. z doğrultusunda her bir grid elementte toplam foton ağırlığını elde etmek için, r doğrultusunda 2D dizisi toplanır;

$$A_z[i_z] = \sum_{i_r=0}^{N_r-1} A_{rz}[i_r, i_z] \tag{4.60}$$

Her bir tabakada soğrulan toplam foton ağırlığı $A_1[\text{tabaka}]$ ve doku içindeki soğrulan toplam foton ağırlığı A, $A_z[i_z]$'den hesaplanabilir;

$$A_z[i_z] = \sum_{i_z \ (\text{tabaka içinde})} A_z[i_z] \tag{4.61}$$

$$A = \sum_{i_z=0}^{N_z-1} A_z[i_z] \tag{4.62}$$

olur. Burada toplam aralık '' tabaka içindeki i_z '' tabaka içindeki z koordinatına doğru giden bütün i_z'leri içerir. Daha sonra, bu nicelikler yoğunlukları elde etmek için gereğine uygun bir şekilde ölçeklendirilirler;

$$A_{rz}[i_r, i_z] \leftarrow \frac{A_{rz}[i_r, i_z]}{\Delta a \ \Delta z \ N} \quad \left[cm^{-3}\right] \tag{4.63}$$

$$A_i[i_z] \leftarrow \frac{A_i[i_z]}{\Delta z \ N} \quad \left[cm^{-1}\right] \tag{4.64}$$

$$A_1[\text{tabaka}] \leftarrow \frac{A_1[\text{tabaka}]}{N} \quad [-] \tag{4.65}$$

$$A \leftarrow \frac{A}{N} \quad [-] \tag{4.66}$$

olur ve A niceliği doku tarafından soğurulan foton olasılığını verir.

1D dizisi $A_1[\text{tabaka}]$ her bir tabaka içindeki soğrulan foton olasılığını verir. Bu noktada; $A_{rz}[i_r, i_z]$ soğrulan foton olasılık yoğunluğunu (cm^{-3}) verir ve foton akısına

$\phi_{rz}\left(cm^{-2}\right)$ dönüştürülebilir, en son bölgenin olduğu yerdeki tabakanın soğurma katsayısı $\mu_a\left(cm^{-1}\right)$'ya bölünerek elde edilir;

$$\phi_{rz}\left[i_r, i_z\right] = \frac{A_{rz}\left[i_r, i_z\right]}{\mu_a} \quad \left[cm^{-2}\right] \tag{4.67}$$

olarak verilir. 1D dizisi $A_z\left[i_z\right]$, z doğrultusunda (cm^{-1}) birim uzunluk başına foton olasılığını verir. Boyutsuz bir nicelik $\phi_z\left[i_z\right]$'yi elde etmek için $A_z\left[i_z\right]$ soğurma katsayısına bölünebilir;

$$\phi_z\left[i_z\right] = \frac{A_z\left[i_z\right]}{\mu_a} \quad [-] \tag{4.68}$$

Bu nicelik anlamak için zor ya da ilk bakışta gereksiz gibi görünebilir. Bu eşitlik devam edilerek gösterilebilir. Eşitlik (4.60), Eşitlik (4.63) ve Eşitlik (4.64)'e göre, son dönüştürülen $A_z\left[i_z\right]$ ve $A_{rz}\left[i_r, i_z\right]$ devam eden bağıntılara sahiptirler;

$$A_z\left[i_z\right] = \sum_{i_r=0}^{N_r-1} A_{rz}\left[i_r, i_z\right] \Delta a\left(i_r\right) \tag{4.69}$$

Burada $\Delta a\left(i_r\right)$ Eşitlik (4.51)'de hesaplanır, ama onun Eşitlik (4.69)'da i_r'nin bir fonksiyonu olduğu baskılanır. Eşitlik (4.67) ve (4.68)'i kullanarak Eşitlik (4.79),

$$\phi_z\left[i_z\right] = \sum_{i_r=0}^{N_r-1} \phi_{rz}\left[i_r, i_z\right] \Delta a\left(i_r\right) \tag{4.70}$$

olarak dönüştürülebilir. Takip eden integralin sayısal çözümü;

$$\phi_z\left(z\right) = \int_0^{\infty} \phi_{rz}\left(r, z\right) 2\pi r \, dr$$

(4.71)

olur. Sonsuz geniş düz ışının güç yoğunluğunun bir farkıyla sonsuz geniş düz ışın için Eşitlik (4.71) temel olarak alınır. $\phi_z\left[i_z\right]$ güç yoğunluğu S olan bir sabitin farkıyla sonsuz geniş düz ışın için akıyı verir. Program mcml $\phi_{rz}\left[i_r, i_z\right]$ ve $\phi_z\left[i_z\right]$ yerine sadece $A_{rz}\left[i_r, i_z\right]$ ve $A_z\left[i_z\right]$'yi rapor eder [7].

4.4.3. Grid Sistemi ile İlgili Sorunlar

Monte Carlo simülasyonumuzda, her zaman bir grid sistem kurulur. Hesaplama sonuçları sonlu grid boyutu tarafından sınırlandırılır. Bu bölüm simulasyonda yapılabileceğin en iyisinin ne olduğunu tartışılacaktır.

4.4.3.1. Her bir grid element için ortalama değerin konumu

Bu simülasyon her bir grid element içinde sayılan fiziksel niceliklerin ortalama değerini sağlar. Şimdi, soru ortalanmış değer olan konumu nereye atamaktır? Aslında en iyi nokta yoktur çünkü fiziksel nicelikler için doğru cevap bilinmiyor. Ama her bir grid element içinde fiziksel niceliklerin doğrusal yaklaşımları altında, her bir grid nokta için en iyi nokta bulunabilir.

Bir çok durumda küçük grid boyutu için lineer yaklaşımlar haklı gösterilebilir, çünkü daha yüksek tarzdaki koşullar lineer koşuldan dikkate değer bir şekilde azdır. Bazı özel durumlar sonradan tartışılacaktır.

İlk olarak r yönündeki grid sistemini tartışalım çünkü sonsuz boyut foton ışınları için kıvrım olan bir değişken r uygulanacaktır.

r yönündeki grid sistemi toplam N grid elementler ile grid ayırımı gibi Δr kullanılır.

Her bir grid element için indis n ile belirtilir. Her bir grid elementin merkezi r_n ile gösterilir;

$$r_n = (n + 0.5)\Delta r \tag{4.72}$$

Monte Carlo simülasyonu her bir grid element içinde $Y(r)$ fiziksel niceliğinin ortalamasına gerçek bir şekilde yaklaşım sağlar, burada $Y(r)$ belirli bir z değeri için difüzyon yansıma, difüzyon geçiş ve içsel akı ($A_{rz}(r,z)$) olabilir ve,

$$\langle Y(r) \rangle = \frac{1}{2\pi\, r_n \Delta r} \int_{r_n - \frac{\Delta r}{2}}^{r_n + \frac{\Delta r}{2}} Y(r)\; 2\pi r\, dr \tag{4.73}$$

ile ifade edilir. Burada $2\pi\, r_n \Delta r \quad n = 0$ olduğu zaman halkanın veya çemberin alanıdır. Eğer her bir grid element içinde $Y(r)$ lineer bir şekilde yaklaşım ise, tahmin için bir en iyi nokta r_b çıkış noktası sağlanmalıdır;

$$\langle Y(r) \rangle = Y(r_b) \tag{4.74}$$

olur ve burada,

$$r_b = r_n + \frac{\Delta r}{12\, r_n} \Delta r \tag{4.75}$$

dir. Kanıt; $Y(r)$ ilk tür için açılmış r_b ile ilgili Taylor serisi;

$$Y(r) = Y(r_b) + (r - r_b) Y'(r_b) \tag{4.76}$$

bir yaklaşımdır. Eşitlik (4.76)'yı (4.73)'te yerine koyarsak;

$$\langle Y(r) \rangle = \frac{1}{2\pi\, r_n\, \Delta r} \int_{r_n - \frac{\Delta r}{2}}^{r_n + \frac{\Delta r}{2}} \left[Y(r_b) + (r - r_b) Y'(r_b) \right] 2\pi r\, dr$$

$$= \frac{Y(r_b)}{2\pi\, r_n\, \Delta r} \int_{r_n - \frac{\Delta r}{2}}^{r_n + \frac{\Delta r}{2}} 2\pi r\, dr \;\; \frac{Y'(r_b)}{2\pi\, r_n\, \Delta r} \int_{r_n - \frac{\Delta r}{2}}^{r_n + \frac{\Delta r}{2}} (r - r_b) 2\pi r\, dr$$

$$= \frac{Y(r_b)}{2\pi\, r_n\, \Delta r} \left[\pi\, r^2 \right]_{r_n - \Delta r/2}^{r_n + \Delta r/2} + \frac{Y'(r_b)}{2\pi\, r_n\, \Delta r} \left(\frac{\pi}{3} \right) \left[2\pi\, r^3 - 3\, r_b\, r^2 \right]_{r_n - \Delta r/2}^{r_n + \Delta r/2}$$

$$= \frac{Y(r_b)}{2\pi\, r_n\, \Delta r} \left[2\pi\, r_n\, \Delta r \right] + \frac{Y'(r_b)}{2\pi\, r_n\, \Delta r} \left(\frac{\pi}{3} \right) \left[2\, \Delta r \left(3\, r_n^2 + \frac{(\Delta r)^2}{4} - 3\, r_b\, r_n \right) \right]$$

$$= Y(r_b) + Y'(r_b) \left[r_n + \frac{(\Delta r)^2}{12\, r_n} - r_b \right]$$

$$\left\langle Y(r)\right\rangle = Y(r_b) + Y'(r_b)\left[r_n + \frac{(\Delta r)^2}{12\, r_n} - r_b\right] \tag{4.77}$$

elde edilir. Eğer Eşitlik (4.77)'de kare köşeli parantez içindeki terim sıfır olarak düşünülür ve r_b için çözülür ise;

$$r_b = r_n + \frac{(\Delta r)^2}{12\, r_n} \tag{4.78a}$$

elde edilir ve Eşitlik (4.77),

$$\left\langle Y(r)\right\rangle = Y(r_b) \tag{4.79}$$

Eşitlik (4.78a),

$$r_b = r_n + \frac{\Delta r}{12\, r_n}\Delta r \tag{4.78b}$$

olarak yeniden düzenlenebilir.

Eşitlik (4.72) Eşitlik (4.78b)'de yerine koyulabilir;

$$r_b = \left[(n+0.5) + \frac{1}{12(n+0.5)}\right]\Delta r \tag{4.78c}$$

$n = 0$ olduğu zaman, $r_b = \left[0.5 + \frac{1}{6}\right]\Delta r = \frac{2}{3}\Delta r$

$n = 1$ olduğu zaman, $r_b = \left[1.5 + \frac{1}{18}\right]\Delta r \approx 1.556\ \Delta r$

$n = 2$ olduğu zaman, $r_b = \left[2.5 + \frac{1}{30}\right]\Delta r \approx 2.533\ \Delta r$

$n = 3$ olduğu zaman, $r_b = \left[3.5 + \frac{1}{42}\right]\Delta r \approx 3.524\ \Delta r$

$n = 4$ olduğu zaman, $r_b = \left[4.5 + \frac{1}{54} \right] \Delta r \approx 4.519 \ \Delta r$

…

olarak devam eder. En iyi noktanın her bir grid elementin merkezinden saptığı ve grid kutusu için daha küçük indis, daha büyük sapma olduğu gözlenir. n indisi büyüdükçe en iyi nokta grid elementin merkezine yaklaşır.

Bu davranış Eşitlik (4.73)'deki $2 \pi r$ faktörü yoluyla olur. Benzer faktör z doğrultusu için ortaya çıkmaz ve z yönü için en iyi noktalar her bir grid elementin merkezleri olmalıdır.

Seçilmiş bir grid sistemle birlikte Monte Carlo simülasyonunun hesaplama sonuçları her zaman sonlu hassasiyet olmalıdır ki bu sonlu grid boyutu ile temel olarak sınırlandırılır. Yukarıdaki teorem sadece simüle edilmiş sonuçlarla en iyi verilmiş fonksiyon değerlerinin olduğu noktaları verir [7].

4.4.3.2. İlk foton-doku etkileşiminin etkileri

Yukarıda ki teorem $Y(r)$'nin diferansiyellenebildiğini varsayar, burada $Y(r)$ belirli bir z değerinde difüzyon yansıma $R_d(r)$, difüzyon geçiş $T_d(r)$ ve içsel akı $\phi_{rz}(r,z)$'yi verir.

Bu varsayım difüzyon yansıma ve difüzyon geçiş için elde tutulmalıdır. Ama içsel akı için, z ekseni üzerindeki akı uyarı karşılığı için bir delta fonksiyonudur (karşılıklar sonsuz dar foton ışını için). Bu nedenle r sıfıra eşit olduğu yerde $\phi_{rz}(r,z)$ fonksiyonun diferansiyellenebildiği zannedilmeyebilir, örneğin $\phi_{rz}(r=0,z)$ gibi. Bu problem için en iyi çözüm Gardnet ve arkadaşları (1992) tarafından sağlanmıştır. Onlar her zaman z-ekseni üzerinde olan ilk foton etkileşimlerine, etkileşimlerin geri kalanından ayrı olarak dikkat ederler.

Bu nedenle fonksiyon $\phi_{rz}(r,z)$ bir delta fonksiyonunu veren ilk foton-doku etkileşimini içermez. Bu yaklaşım, r sıfıra eşit durumunda diferansiyellenebilen $\phi_{rz}(r,z)$'den emindir ve bunun yanında daha iyi bir doğruluktur.

Mcml ‘nin şimdiki versiyonunda (versiyon10) Gardner ve arkadaşlarının yaklaşımı en son versiyonda bunu eklemek amaç edinilmesine rağmen halen daha tamamlanmamıştır. Ama mcml‘den sonuç r yönünde grid boyutunun uzaysal çözümü içinde doğru olmaya devam edecektir.

Hiç kimse yarı-sonsuz ortamda sadece soğurmayla ilgili sorunları simule etmek için Monte Carlo’yu kullanmayacağına rağmen, ne söylemek istenildiğini göstermek için bu basit örnek kullanılabilir. Bu durumda, Gardner ve arkadaşlarının yaklaşımı r‘nin bir delta fonksiyonu olan z ekseni üzerinde exponansiyel azalma verecektir.

Mcml‘nin 1.0 versiyonu grid elementlerin sonlu hacmi nedeniyle bir delta fonksiyonu olmayan ilk grid elementlerdeki aynı exponansiyel azalmayı verecektir. Ama, grid ayrımları Δr yeteri kadar küçük yapıldığı için, bu sonuç Gardner ve arkadaşlarınınkine yaklaşır.

Gardner ve arkadaşları (1992) uyumlu olarak, ilk etkileşmelerin ayrı bir şekilde sayılmamasıyla meydana gelen conv‘daki hata Δr grid ayrımından üç kat daha geniş olan yarıçapa sahip Gausyan ışınları için küçük olacaktır.

Orijinal grid noktaları etrafında integral yerine program conv‘da açılmış ikiz kenar yamuk şeklinde integralleme daha ileride hata azaltmalıdır. Tabikide z-ekseni üzerinde ki etkileşimler ayrı bir şekilde düşünüldüğü zaman, conv programı Gausyan ışınının yarıçapı üzerindeki bu kısıtlama için konu olmayacaktır.

Aksine, eğer orijinal grid noktaları üzerinde integral hesaplama tarafından integral yaklaşımı yapılıyorsa, foton ışınının yarıçapı uygun integrasyon doğruluğunu vermek için yeterince geniş olmaya devam etmelidir [7].

5. MATERYEL VE YÖNTEM

5.1. İnsan Derisi Modelleme

Bu çalışmada doku olarak sağlıklı insan derisi düşünülüp modellenerek incelendi. Modelleme için literatürden alınan melanin hacimsel kesiti f_{mel}, epidermis dokusunun kırılma indisi n ve 500-800nm arası dalga boyu ışık kullanılarak avuç içinin epidermis dokusunun optik özellikleri hesaplandı. Literatürden alınan veriler Tablo 5.1'de verilmiştir.

Tablo 5.1. Epidermis tabakası için literatürden alınan veriler [2]

Ülke	f_{mel}	n(-)
Afrika	0.0598	1.4
Nepal	0.0531	1.4
İran	0.0349	1.4
Çin	0.0239	1.4
Slovakya	0.0128	1.4
Finlandiya	0.0204	1.4
Kazakistan	0.0200	1.4
Rusya	0.0238	1.4



Şekil 5.1. Sağlıklı insan elinin avuç içi resmi [3]

Çalışmanın amacı dokuya gönderilen ışığın geçişi ve yansımasını incelemek olup özellikle melanin hacimsel kesitiyle ışığın doku tarafından soğrulmasının ilişkisini incelemektir. Bu nedenle çalışmamızda sekiz farklı ülke insanının optiksel özellikleri modellendi. Bu ülkeler Afrika, Nepal, İran, Çin, Kazakistan, Slovakya, Finlandiya ve Rusya'dır. Ülkelerin dünya haritası üzerindeki coğrafi konumları Şekil 5.2.'de verilmiştir.



Şekil 5.2. Afrika, İran, Nepal, Çin, Kazakistan, Slovakya, Finlandiya ve Rusya ülkelerinin dünya haritası üzerindeki coğrafi konumları [23]

Her ülke için ayrı ayrı anizotropi faktörü ($g(\lambda)$), Mie saçılma katsayısı ($\mu_s(\lambda_{Mie})$), Rayleigh saçılma katsayısı ($\mu_s(\lambda_{Rayleigh})$), epidermisin saçılma katsayısı ($\mu_{s,epi}$), dokunun geçmişinin (background) soğurma katsayı ($\mu_{a,back}$), melanin soğurma katsayısı ($\mu_{a,mel}$) ve epidermisin soğurma katsayısı ($\mu_{a,epi}$) olan derinin optiksel özellikleri seçilen dalga boyları için modellenerek Matlab programında hesaplandı. Hesaplama sonuçları Tablo 5.2 – 5.9'da verilmiştir.

Tablo 5.2. Afrika ülkesi için modellenen epidermis dokusunun optiksel özellikleri

λ [nm]	$g(\lambda)$ [–]	$\mu_s(\lambda_{Mie})$ $[cm^{-1}]$	$\mu_s(\lambda_{Rayleigh})$ $[cm^{-1}]$	$\mu_{s,epi}$ $[cm^{-1}]$	$\mu_{a,back}$ $[cm^{-1}]$	$\mu_{a,mel}$ $[cm^{-1}]$	$\mu_{a,epi}$ $[cm^{-1}]$
500	0.7650	17.8885	32.0000	49.8885	1.2858	679.1627	41.8228
520	0.7708	16.8665	27.3537	44.2202	1.1317	596.0090	36.7053
540	0.7766	15.9382	23.5210	39.4592	1.009	525.6210	32.3731
560	0.7824	15.0920	20.3366	35.4286	0.8891	465.6695	28.6830
580	0.7882	14.3182	17.6733	31.9915	0.7932	414.3131	25.5217
600	0.7940	13.6083	15.4321	29.0404	0.7103	370.0840	22.7988
620	0.7998	12.9552	13.5352	26.4903	0.6384	331.8025	20.4420
640	0.8056	12.3526	11.9209	24.2736	0.5757	298.5139	18.3924
660	0.8114	11.7954	10.5403	22.3358	0.5208	269.4403	16.6022
680	0.8172	11.2789	9.3539	20.6328	0.4726	243.9435	15.0322
700	0.8230	10.7990	8.3299	19.1288	0.4301	221.4968	13.6498
720	0.8288	10.3522	7.4422	17.7943	0.3924	201.6632	12.4284
740	0.8346	9.9353	6.6697	16.6050	0.3589	184.0782	11.3453
760	0.8404	9.5457	5.9948	15.5406	0.3291	168.4359	10.3818
780	0.8462	9.1810	5.4032	14.5842	0.3024	154.4788	9.5221
800	0.8520	8.8388	4.8828	13.7216	0.2785	141.9889	8.7527

Tablo 5.3. Nepal ülkesi için modellenen epidermis dokusunun optiksel özellikleri

λ [nm]	$g(\lambda)$ [–]	$\mu_s(\lambda_{Mie})$ $[cm^{-1}]$	$\mu_s(\lambda_{Rayleigh})$ $[cm^{-1}]$	$\mu_{s,epi}$ $[cm^{-1}]$	$\mu_{a,back}$ $[cm^{-1}]$	$\mu_{a,mel}$ $[cm^{-1}]$	$\mu_{a,epi}$ $[cm^{-1}]$
500	0.7650	17.8885	32.0000	49.8885	1.2858	679.1627	37.2818
520	0.7708	16.8665	27.3537	44.2202	1.1317	596.0090	32.7197
540	0.7766	15.9382	23.5210	39.4592	1.009	525.6210	28.8582
560	0.7824	15.0920	20.3366	35.4286	0.8891	465.6695	25.5690
580	0.7882	14.3182	17.6733	31.9915	0.7932	414.3131	22.7511
600	0.7940	13.6083	15.4321	29.0404	0.7103	370.0840	20.3240
620	0.7998	12.9552	13.5352	26.4903	0.6384	331.8025	18.2232
640	0.8056	12.3526	11.9209	24.2736	0.5757	298.5139	16.3962
660	0.8114	11.7954	10.5403	22.3358	0.5208	269.4403	14.8005
680	0.8172	11.2789	9.3539	20.6328	0.4726	243.9435	13.4009
700	0.8230	10.7990	8.3299	19.1288	0.4301	221.4968	12.1687
720	0.8288	10.3522	7.4422	17.7943	0.3924	201.6632	11.0799
740	0.8346	9.9353	6.6697	16.6050	0.3589	184.0782	10.1144
760	0.8404	9.5457	5.9948	15.5406	0.3291	168.4359	9.2555
780	0.8462	9.1810	5.4032	14.5842	0.3024	154.4788	8.4891
800	0.8520	8.8388	4.8828	13.7216	0.2785	141.9889	7.8033

Tablo 5.4. İran ülkesi için modellenen epidermis dokusunun optiksel özellikleri

λ [nm]	$g(\lambda)$ [–]	$\mu_s(\lambda_{Mie})$ $[cm^{-1}]$	$\mu_s(\lambda_{Rayleigh})$ $[cm^{-1}]$	$\mu_{s,epi}$ $[cm^{-1}]$	$\mu_{a,back}$ $[cm^{-1}]$	$\mu_{a,mel}$ $[cm^{-1}]$	$\mu_{a,epi}$ $[cm^{-1}]$
500	0.7650	17.8885	32.0000	49.8885	1.2858	679.1627	24.9437
520	0.7708	16.8665	27.3537	44.2202	1.1317	596.0090	21.8929
540	0.7766	15.9382	23.5210	39.4592	1.009	525.6210	19.3101
560	0.7824	15.0920	20.3366	35.4286	0.8891	465.6695	17.1100
580	0.7882	14.3182	17.6733	31.9915	0.7932	414.3131	15.2250
600	0.7940	13.6083	15.4321	29.0404	0.7103	370.0840	13.6014
620	0.7998	12.9552	13.5352	26.4903	0.6384	331.8025	12.1960
640	0.8056	12.3526	11.9209	24.2736	0.5757	298.5139	10.9737
660	0.8114	11.7954	10.5403	22.3358	0.5208	269.4403	9.9061
680	0.8172	11.2789	9.3539	20.6328	0.4726	243.9435	8.9697
700	0.8230	10.7990	8.3299	19.1288	0.4301	221.4968	8.1453
720	0.8288	10.3522	7.4422	17.7943	0.3924	201.6632	7.4167
740	0.8346	9.9353	6.6697	16.6050	0.3589	184.0782	6.7707
760	0.8404	9.5457	5.9948	15.5406	0.3291	168.4359	6.1960
780	0.8462	9.1810	5.4032	14.5842	0.3024	154.4788	5.6831
800	0.8520	8.8388	4.8828	13.7216	0.2785	141.9889	5.2242

Tablo 5.5. Çin ülkesi için modellenen epidermis dokusunun optiksel özellikleri

λ [nm]	$g(\lambda)$ [–]	$\mu_s(\lambda_{Mie})$ $[cm^{-1}]$	$\mu_s(\lambda_{Rayleigh})$ $[cm^{-1}]$	$\mu_{s,epi}$ $[cm^{-1}]$	$\mu_{a,back}$ $[cm^{-1}]$	$\mu_{a,mel}$ $[cm^{-1}]$	$\mu_{a,epi}$ $[cm^{-1}]$
500	0.7650	17.8885	32.0000	49.8885	1.2858	679.1627	17.4870
520	0.7708	16.8665	27.3537	44.2202	1.1317	596.0090	15.3493
540	0.7766	15.9382	23.5210	39.4592	1.009	525.6210	13.5393
560	0.7824	15.0920	20.3366	35.4286	0.8891	465.6695	11.9974
580	0.7882	14.3182	17.6733	31.9915	0.7932	414.3131	10.6763
600	0.7940	13.6083	15.4321	29.0404	0.7103	370.0840	9.5383
620	0.7998	12.9552	13.5352	26.4903	0.6384	331.8025	8.5532
640	0.8056	12.3526	11.9209	24.2736	0.5757	298.5139	7.6964
660	0.8114	11.7954	10.5403	22.3358	0.5208	269.4403	6.9480
680	0.8172	11.2789	9.3539	20.6328	0.4726	243.9435	6.2916
700	0.8230	10.7990	8.3299	19.1288	0.4301	221.4968	5.7135
720	0.8288	10.3522	7.4422	17.7943	0.3924	201.6632	5.2027
740	0.8346	9.9353	6.6697	16.6050	0.3589	184.0782	4.7498
760	0.8404	9.5457	5.9948	15.5406	0.3291	168.4359	4.3468
780	0.8462	9.1810	5.4032	14.5842	0.3024	154.4788	3.9872
800	0.8520	8.8388	4.8828	13.7216	0.2785	141.9889	3.6653

Tablo 5.6. Slovakya ülkesi için modellenen epidermis dokusunun optiksel özellikleri

λ [nm]	$g(\lambda)$ [–]	$\mu_s(\lambda_{Mie})$ $[cm^{-1}]$	$\mu_s(\lambda_{Rayleigh})$ $[cm^{-1}]$	$\mu_{s,epi}$ $[cm^{-1}]$	$\mu_{a,back}$ $[cm^{-1}]$	$\mu_{a,mel}$ $[cm^{-1}]$	$\mu_{a,epi}$ $[cm^{-1}]$
500	0.7650	17.8885	32.0000	49.8885	1.2858	679.1627	9.9626
520	0.7708	16.8665	27.3537	44.2202	1.1317	596.0090	8.7461
540	0.7766	15.9382	23.5210	39.4592	1.009	525.6210	7.7160
560	0.7824	15.0920	20.3366	35.4286	0.8891	465.6695	6.8383
580	0.7882	14.3182	17.6733	31.9915	0.7932	414.3131	6.0862
600	0.7940	13.6083	15.4321	29.0404	0.7103	370.0840	5.4883
620	0.7998	12.9552	13.5352	26.4903	0.6384	331.8025	4.8773
640	0.8056	12.3526	11.9209	24.2736	0.5757	298.5139	4.3893
660	0.8114	11.7954	10.5403	22.3358	0.5208	269.4403	3.9630
680	0.8172	11.2789	9.3539	20.6328	0.4726	243.9435	3.5890
700	0.8230	10.7990	8.3299	19.1288	0.4301	221.4968	3.2597
720	0.8288	10.3522	7.4422	17.7943	0.3924	201.6632	2.9686
740	0.8346	9.9353	6.6697	16.6050	0.3589	184.0782	2.7105
760	0.8404	9.5457	5.9948	15.5406	0.3291	168.4359	2.4808
780	0.8462	9.1810	5.4032	14.5842	0.3024	154.4788	2.2758
800	0.8520	8.8388	4.8828	13.7216	0.2785	141.9889	2.0924

Tablo 5.7.Finlandiya ülkesi için modellenen epidermis dokusunun optiksel özellikleri

λ [nm]	$g(\lambda)$ [–]	$\mu_s(\lambda_{Mie})$ $[cm^{-1}]$	$\mu_s(\lambda_{Rayleigh})$ $[cm^{-1}]$	$\mu_{s,epi}$ $[cm^{-1}]$	$\mu_{a,back}$ $[cm^{-1}]$	$\mu_{a,mel}$ $[cm^{-1}]$	$\mu_{a,epi}$ $[cm^{-1}]$
500	0.7650	17.8885	32.0000	49.8885	1.2858	679.1627	15.1145
520	0.7708	16.8665	27.3537	44.2202	1.1317	596.0090	13.2672
540	0.7766	15.9382	23.5210	39.4592	1.009	525.6210	11.7031
560	0.7824	15.0920	20.3366	35.4286	0.8891	465.6695	10.3706
580	0.7882	14.3182	17.6733	31.9915	0.7932	414.3131	9.2290
600	0.7940	13.6083	15.4321	29.0404	0.7103	370.0840	8.2455
620	0.7998	12.9552	13.5352	26.4903	0.6384	331.8025	7.3941
640	0.8056	12.3526	11.9209	24.2736	0.5757	298.5139	6.6536
660	0.8114	11.7954	10.5403	22.3358	0.5208	269.4403	6.0068
680	0.8172	11.2789	9.3539	20.6328	0.4726	243.9435	5.4394
700	0.8230	10.7990	8.3299	19.1288	0.4301	221.4968	4.9398
720	0.8288	10.3522	7.4422	17.7943	0.3924	201.6632	4.4983
740	0.8346	9.9353	6.6697	16.6050	0.3589	184.0782	4.1068
760	0.8404	9.5457	5.9948	15.5406	0.3291	168.4359	3.7584
780	0.8462	9.1810	5.4032	14.5842	0.3024	154.4788	3.4476
800	0.8520	8.8388	4.8828	13.7216	0.2785	141.9889	3.1693

Tablo 5.8.Kazakistan ülkesi için modellenen epidermis dokusunun optiksel özellikleri

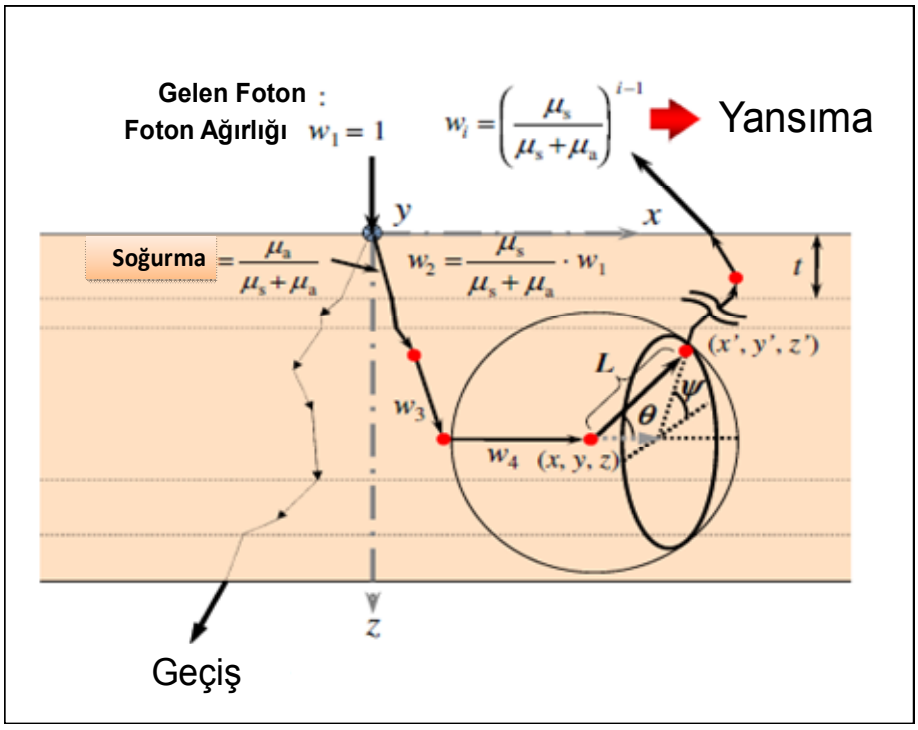
λ [nm]	$g(\lambda)$ [–]	$\mu_s(\lambda_{Mie})$ $[cm^{-1}]$	$\mu_s(\lambda_{Rayleigh})$ $[cm^{-1}]$	$\mu_{s,epi}$ $[cm^{-1}]$	$\mu_{a,back}$ $[cm^{-1}]$	$\mu_{a,mel}$ $[cm^{-1}]$	$\mu_{a,epi}$ $[cm^{-1}]$
500	0.7650	17.8885	32.0000	49.8885	1.2858	679.1627	14.8433
520	0.7708	16.8665	27.3537	44.2202	1.1317	596.0090	13.0292
540	0.7766	15.9382	23.5210	39.4592	1.009	525.6210	11.4933
560	0.7824	15.0920	20.3366	35.4286	0.8891	465.6695	10.1847
580	0.7882	14.3182	17.6733	31.9915	0.7932	414.3131	9.0636
600	0.7940	13.6083	15.4321	29.0404	0.7103	370.0840	8.0978
620	0.7998	12.9552	13.5352	26.4903	0.6384	331.8025	7.2617
640	0.8056	12.3526	11.9209	24.2736	0.5757	298.5139	6.5345
660	0.8114	11.7954	10.5403	22.3358	0.5208	269.4403	5.8992
680	0.8172	11.2789	9.3539	20.6328	0.4726	243.9435	5.3420
700	0.8230	10.7990	8.3299	19.1288	0.4301	221.4968	4.8514
720	0.8288	10.3522	7.4422	17.7943	0.3924	201.6632	4.4178
740	0.8346	9.9353	6.6697	16.6050	0.3589	184.0782	4.0333
760	0.8404	9.5457	5.9948	15.5406	0.3291	168.4359	3.6912
780	0.8462	9.1810	5.4032	14.5842	0.3024	154.4788	3.3859
800	0.8520	8.8388	4.8828	13.7216	0.2785	141.9889	3.1127

Tablo 5.9. Rusya ülkesi için modellenen epidermis dokusunun optiksel özellikleri

λ [nm]	$g(\lambda)$ [–]	$\mu_s(\lambda_{Mie})$ $[cm^{-1}]$	$\mu_s(\lambda_{Rayleigh})$ $[cm^{-1}]$	$\mu_{s,epi}$ $[cm^{-1}]$	$\mu_{a,back}$ $[cm^{-1}]$	$\mu_{a,mel}$ $[cm^{-1}]$	$\mu_{a,epi}$ $[cm^{-1}]$
500	0.7650	17.8885	32.0000	49.8885	1.2858	679.1627	17.4193
520	0.7708	16.8665	27.3537	44.2202	1.1317	596.0090	15.2898
540	0.7766	15.9382	23.5210	39.4592	1.009	525.6210	13.4868
560	0.7824	15.0920	20.3366	35.4286	0.8891	465.6695	11.9509
580	0.7882	14.3182	17.6733	31.9915	0.7932	414.3131	10.6349
600	0.7940	13.6083	15.4321	29.0404	0.7103	370.0840	9.5014
620	0.7998	12.9552	13.5352	26.4903	0.6384	331.8025	8.5201
640	0.8056	12.3526	11.9209	24.2736	0.5757	298.5139	7.6666
660	0.8114	11.7954	10.5403	22.3358	0.5208	269.4403	6.9211
680	0.8172	11.2789	9.3539	20.6328	0.4726	243.9435	6.2672
700	0.8230	10.7990	8.3299	19.1288	0.4301	221.4968	5.6914
720	0.8288	10.3522	7.4422	17.7943	0.3924	201.6632	5.1826
740	0.8346	9.9353	6.6697	16.6050	0.3589	184.0782	4.7314
760	0.8404	9.5457	5.9948	15.5406	0.3291	168.4359	4.3300
780	0.8462	9.1810	5.4032	14.5842	0.3024	154.4788	3.9718
800	0.8520	8.8388	4.8828	13.7216	0.2785	141.9889	3.6512

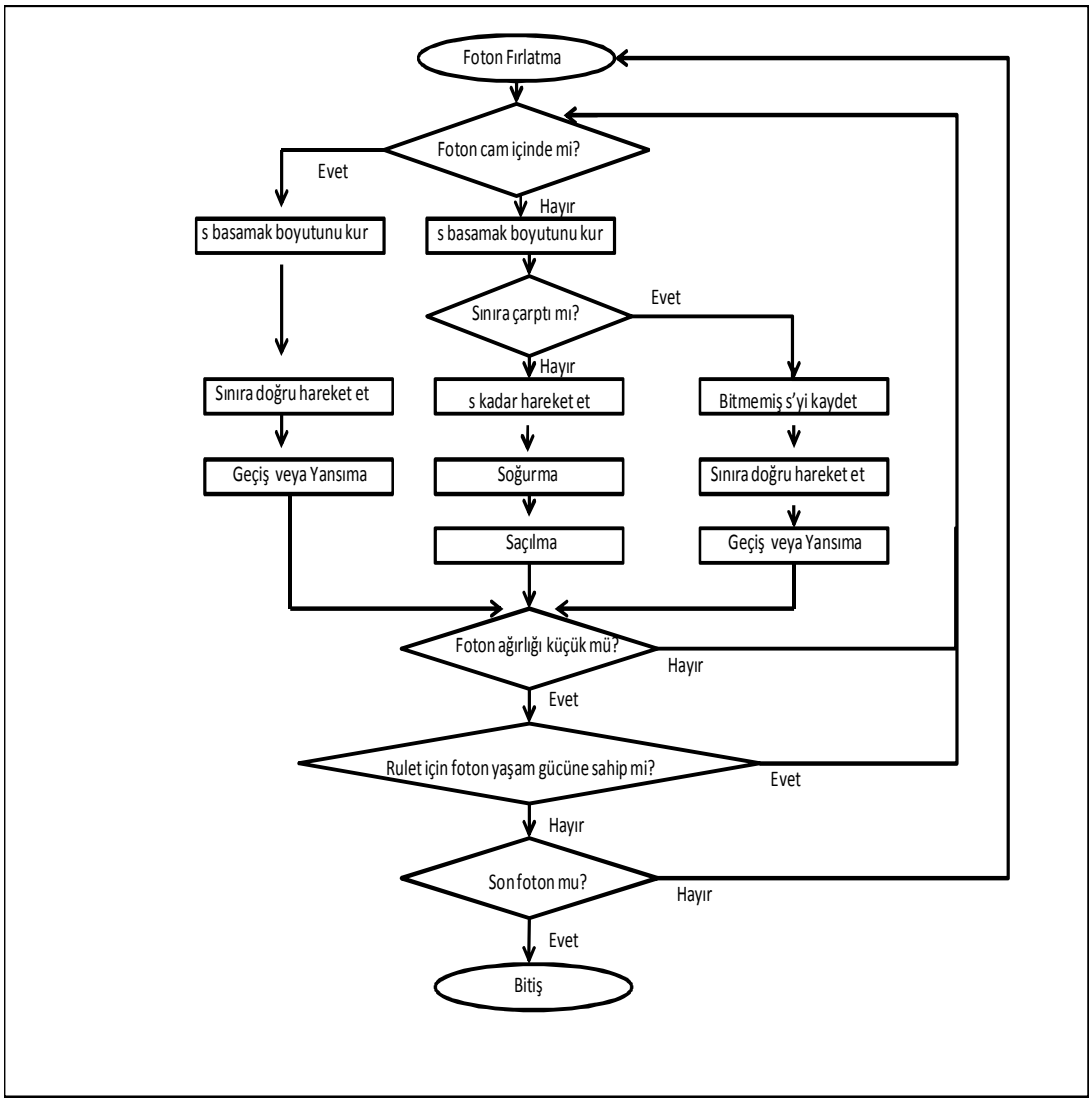
5.2. Monte Carlo Simulasyonu

Çok katlı deri dokusu için Monte Carlo simulasyonu için literatüre sunulan MC kodları günümüze kadar bir çok çalışmada farklı amaçlar için kullanılmıştır. Yapılan her çalışmada simulasyon sonuçları ve deneysel sonuçlar birbirine yakın çıkmıştır. Bu çalışmada önceden modellediğimiz epidermis dokusu için MC kodları literatürden alındı ve derlenerek simulasyon gerçekleştirildi [8]. Simulasyonumuz tek katlı dokuya göre derlenip her bir ülkenin anizotropi katsayısı, saçılma katsayısı, soğurma katsayısı ve kırılma indisi verileri belirlenen 500-800 nm dalga boyu aralığında gerçekleştirildi. Simulasyonda foton sayısı keyfi seçilebilir ve biz foton sayısını 100000 olarak belirledik. MC simulasyonunu kısaca anlatan şematik bir gösterim Şekil 5.3'de verilmiştir.



Şekil 5.3. Çok tabakalı model içinde ışığın yayılımının Monte Carlo simulasyonunun şematik görünümü [6]

Foton bir basamak aldığı zaman etkileşim yerleri ile soğrulma yoluyla fotonun ağırlığındaki azalma hesaplanmalıdır. Fotonun yenilenen ağırlığının kesiti (W) grid elementlerde biriktirilir [7].



Şekil 5.4. Epidermis dokusu için Monte Carlo simulasyonunda uygun görülen algoritma [7]

Çalışmamızda deri dokumuzun sadece epidermis tabakası için MC simulasyonu yapıldı ve simulasyona ait algoritma Şekil 5.4'de verilmiştir.

Algoritma dört ana bölüme bölünebilir; başlangıç foton fırlatma, doku içine foton hareketi ve foton doku etkileşimi, sınırda foton göçü ve foton sonlandırma [10]. Simulasyonumuz C++ programında derlendi ve amacımız yarı sonsuz dokuya gönderilen ışık için yansıma ve soğurma miktarını elde etmekti. Yapılan çalışmada her bir ülke için elde edilen çıkış verileri Tablo 5.10 - 5.17' de verilmiştir.

Tablo 5.10. Afrika ülkesi için derlenen MC simulasyonunun sonuç verileri

λ (nm)	Yansıyan Işık	Geçen Işık
500	0,03552	0,96448
520	0,03561	0,96439
540	0,03511	0,96489
560	0,03515	0,96485
580	0,03491	0,96509
600	0,03465	0,96535
620	0,03485	0,96515
640	0,03480	0,96520
660	0,03461	0,96539
680	0,03440	0,96560
700	0,03425	0,96575
720	0,03408	0,96592
740	0,03418	0,96582
760	0,03409	0,96591
780	0,03381	0,96619
800	0,03369	0,96631

Tablo 5.11. Nepal ülkesi için derlenen MC simulasyonunun sonuç verileri

λ (nm)	Yansıyan Işık	Geçen Işık
500	0,03695	0,96305
520	0,03682	0,96318
540	0,03648	0,96352
560	0,03621	0,96379
580	0,03593	0,96407
600	0,03571	0,96429
620	0,03579	0,96421
640	0,03590	0,96410
660	0,03602	0,96398
680	0,03570	0,96430
700	0,03534	0,96466
720	0,03526	0,96474
740	0,03523	0,96477
760	0,03533	0,96467
780	0,03464	0,96536
800	0,03469	0,96531

Tablo 5.12. İran ülkesi için derlenen MC simulasyonunun sonuç verileri

λ (nm)	Yansıyan Işık	Geçen Işık
500	0,04256	0,95744
520	0,04207	0,95793
540	0,04208	0,95792
560	0,04158	0,95842
580	0,04156	0,95844
600	0,04112	0,95888
620	0,04112	0,95888
640	0,04053	0,95947
660	0,04042	0,95958
680	0,04018	0,95982
700	0,03988	0,96012
720	0,03964	0,96036
740	0,03983	0,96017
760	0,03941	0,96059
780	0,03894	0,96106
800	0,03911	0,96089

Tablo 5.13. Çin ülkesi için derlenen MC simulasyonunun sonuç verileri

λ (nm)	Yansıyan Işık	Geçen Işık
500	0,05033	0,94967
520	0,04941	0,95059
540	0,04922	0,95078
560	0,04896	0,95104
580	0,0486	0,9514
600	0,0482	0,9518
620	0,04736	0,95264
640	0,04748	0,95252
660	0,04722	0,95278
680	0,04663	0,95337
700	0,04657	0,95343
720	0,04558	0,95442
740	0,04577	0,95423
760	0,04551	0,95449
780	0,04485	0,95515
800	0,0445	0,9555

Tablo 5.14. Finlandiya ülkesi için derlenen MC simulasyonunun sonuç verileri

λ (nm)	Yansıyan Işık	Geçen Işık
500	0,05441	0,94559
520	0,05330	0,94670
540	0,05353	0,94647
560	0,05262	0,94738
580	0,05242	0,94758
600	0,05219	0,94781
620	0,05170	0,94830
640	0,05119	0,94881
660	0,05089	0,94911
680	0,05041	0,94959
700	0,04990	0,95010
720	0,04975	0,95025
740	0,04962	0,95038
760	0,04884	0,95116
780	0,04873	0,95127
800	0,04812	0,95188

Tablo 5.15. Kazakistan ülkesi için derlenen MC simulasyonunun sonuç verileri

λ (nm)	Yansıyan Işık	Geçen Işık
500	0,05491	0,94509
520	0,05425	0,94575
540	0,05382	0,94618
560	0,05352	0,94648
580	0,05314	0,94686
600	0,05294	0,94706
620	0,05237	0,94763
640	0,05143	0,94857
660	0,05145	0,94855
680	0,05118	0,94882
700	0,05085	0,94915
720	0,05066	0,94934
740	0,05010	0,94990
760	0,04922	0,95078
780	0,04931	0,95069
800	0,04838	0,95162

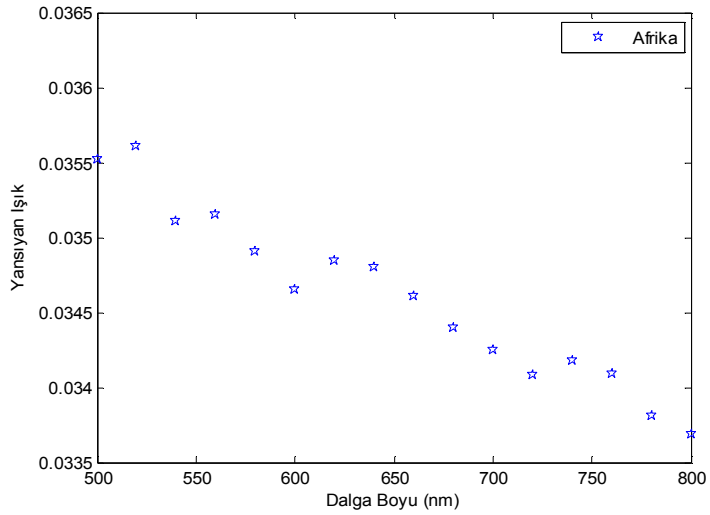
Tablo 5.16. Slovakya ülkesi için derlenen MC simulasyonunun sonuç verileri

λ (nm)	Yansıyan Işık	Geçen Işık
500	0,07034	0,92966
520	0,06877	0,93123
540	0,06834	0,93166
560	0,06777	0,93223
580	0,06693	0,93307
600	0,06719	0,93281
620	0,06580	0,93420
640	0,06549	0,93451
660	0,06559	0,93441
680	0,06483	0,93517
700	0,06363	0,93637
720	0,06296	0,93704
740	0,06282	0,93718
760	0,06243	0,93757
780	0,06105	0,93895
800	0,06039	0,93961

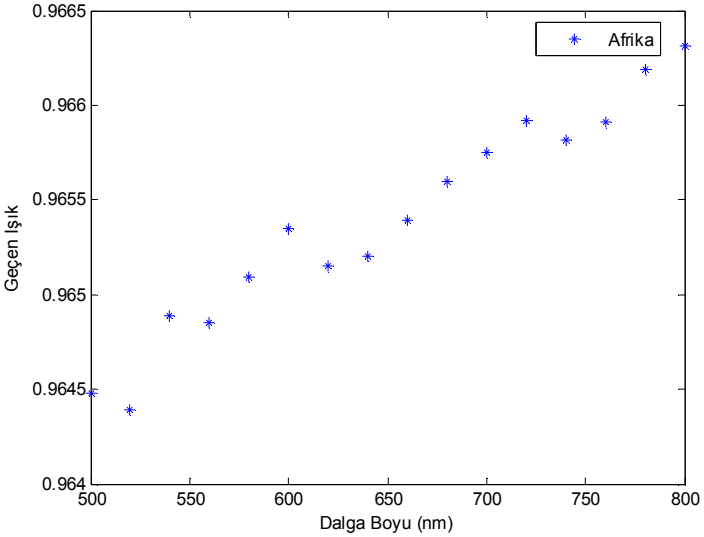
Tablo 5.17. Rusya ülkesi için derlenen MC simulasyonunun sonuç verileri

λ (nm)	Yansıyan Işık	Geçen Işık
500	0,05043	0,94957
520	0,04959	0,95041
540	0,04944	0,95056
560	0,04905	0,95095
580	0,04888	0,95112
600	0,04851	0,95149
620	0,04734	0,95266
640	0,04741	0,95259
660	0,04732	0,95268
680	0,04642	0,95358
700	0,04642	0,95358
720	0,04563	0,95437
740	0,04577	0,95423
760	0,04544	0,95456
780	0,04464	0,95536
800	0,04471	0,95529

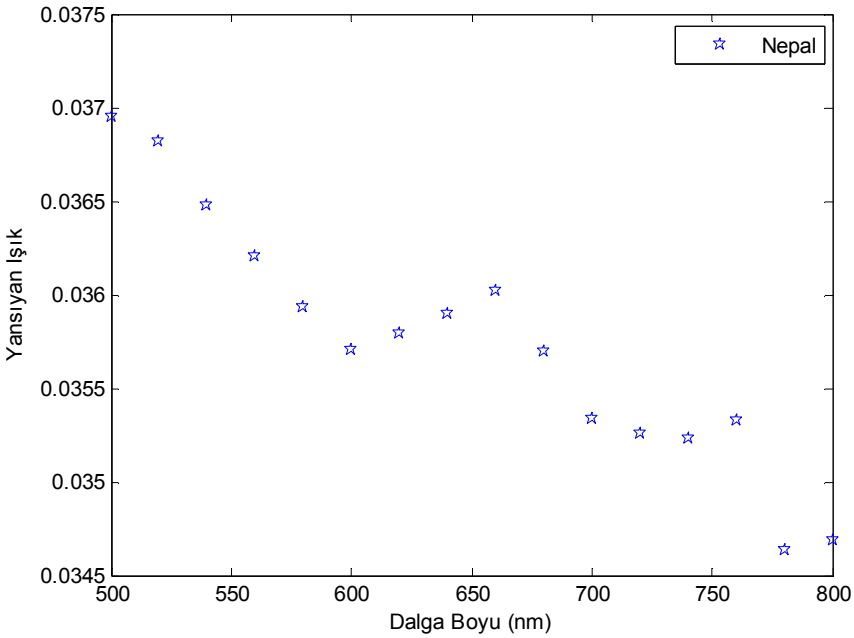
Derlenen MC simulasyonunda elde edilen sonuç verileri ile her ülke için dalga boyuna göre yansıma ve soğurma değişimini gösteren grafikler çizildi. Bu grafikler Şekil 5.5 - 5.20'de verilmiştir. MC simulasyonu C++ programında derlenip, grafikler Matlab programında çizildi. Bu işlemler için kullanılan bilgisayar markası Samsung R522 olup işletim sistemi Windows Vista'dır.



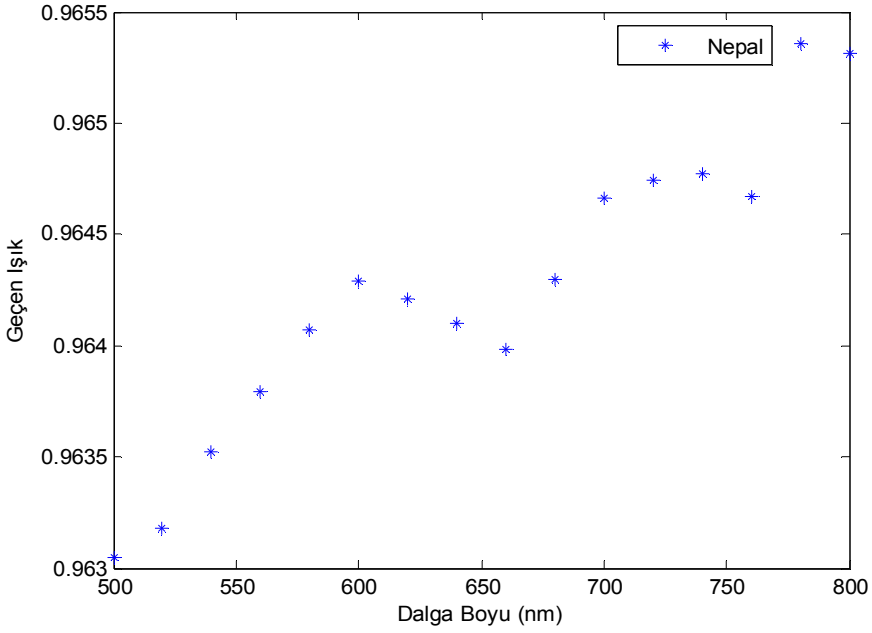
Şekil 5.5.Afrika ülkesine ait epidermis tabakası için yansıyan ışığın dalga boyuna göre değişimini gösteren grafik



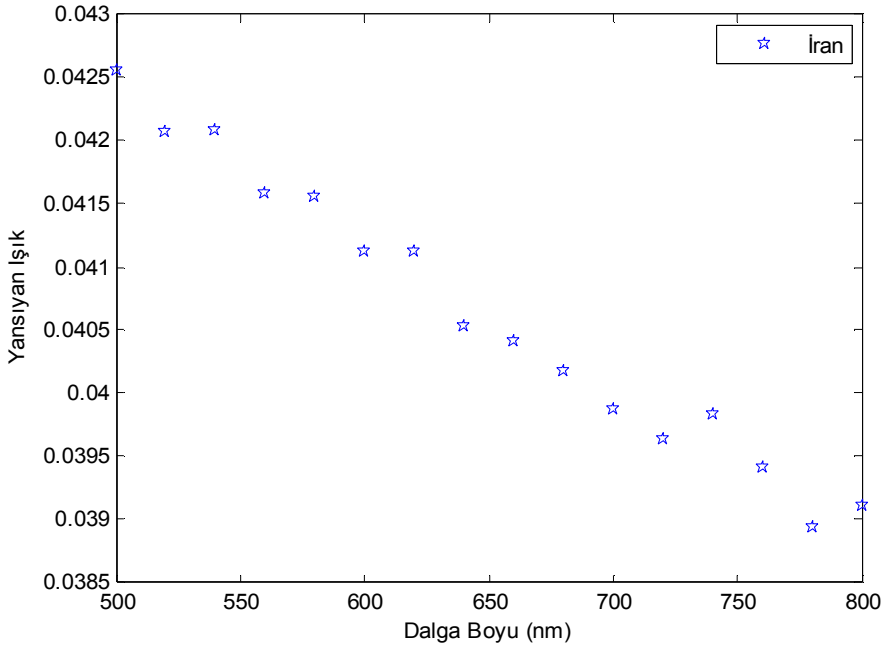
Şekil 5.6. Afrika ülkesine ait epidermis tabakası için geçen ışığın dalga boyuna göre değişimini gösteren grafik



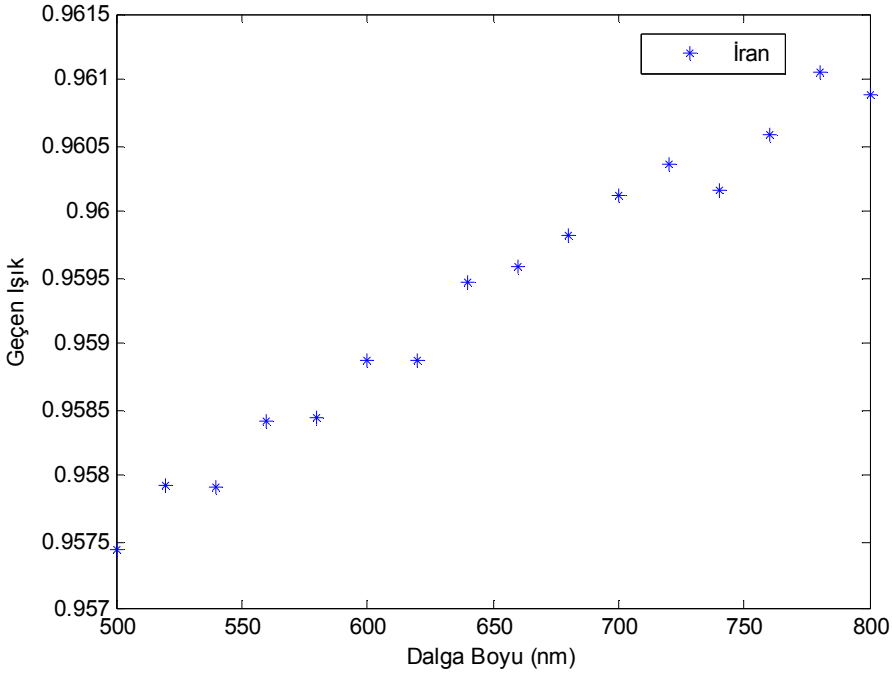
Şekil 5.7. Nepal ülkesine ait epidermis tabakası için yansıyan ışığın dalga boyuna göre değişimini gösteren grafik



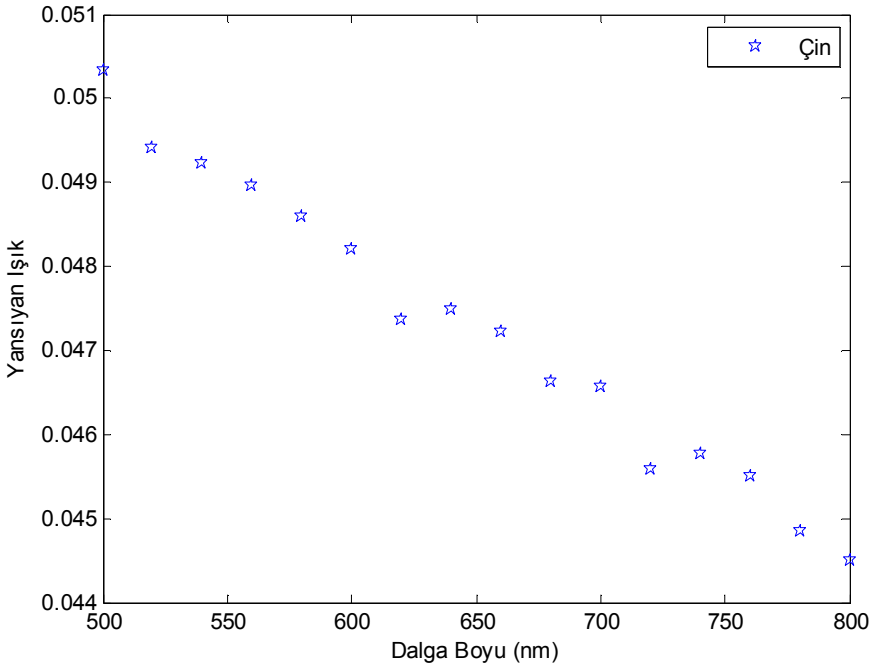
Şekil 5.8. Nepal ülkesine ait epidermis tabakası için geçen ışığın dalga boyuna göre değişimini gösteren grafik



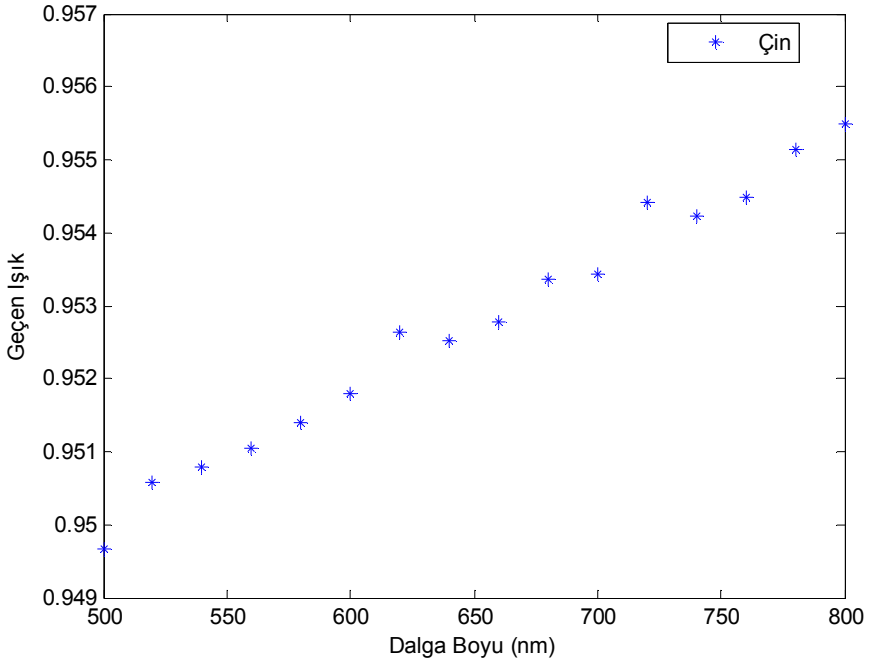
Şekil 5.9. İran ülkesine ait epidermis tabakası için yansıyan ışığın dalga boyuna göre değişimini gösteren grafik



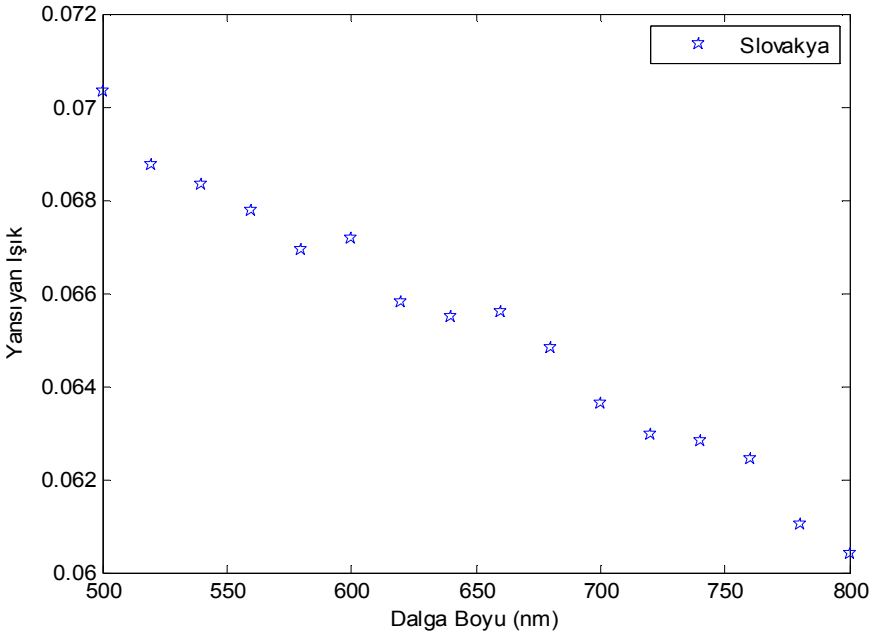
Şekil 5.10. İran ülkesine ait epidermis tabakası için geçen ışığın dalga boyuna göre değişimini gösteren grafik



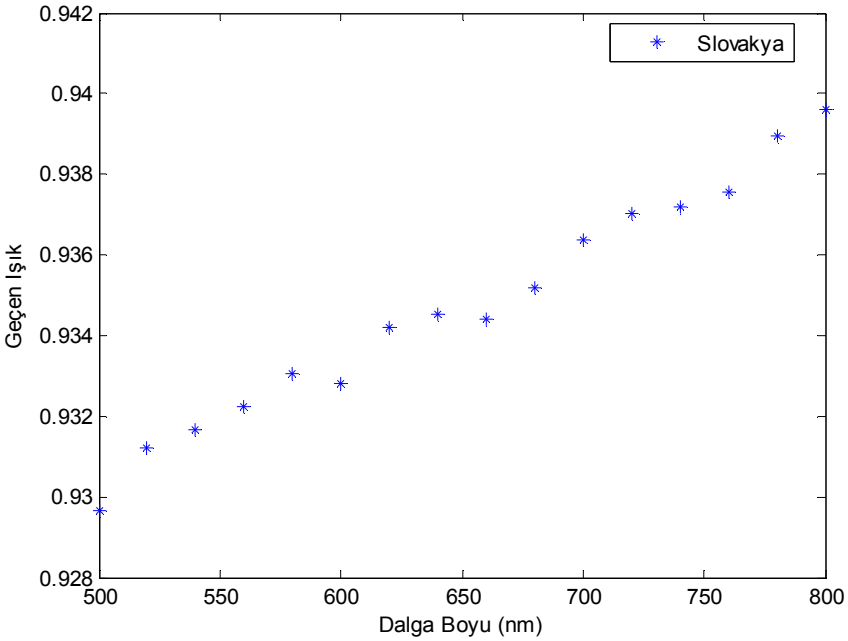
Şekil 5.11. Çin ülkesine ait epidermis tabakası için yansıyan ışığın dalga boyuna göre değişimini gösteren grafik



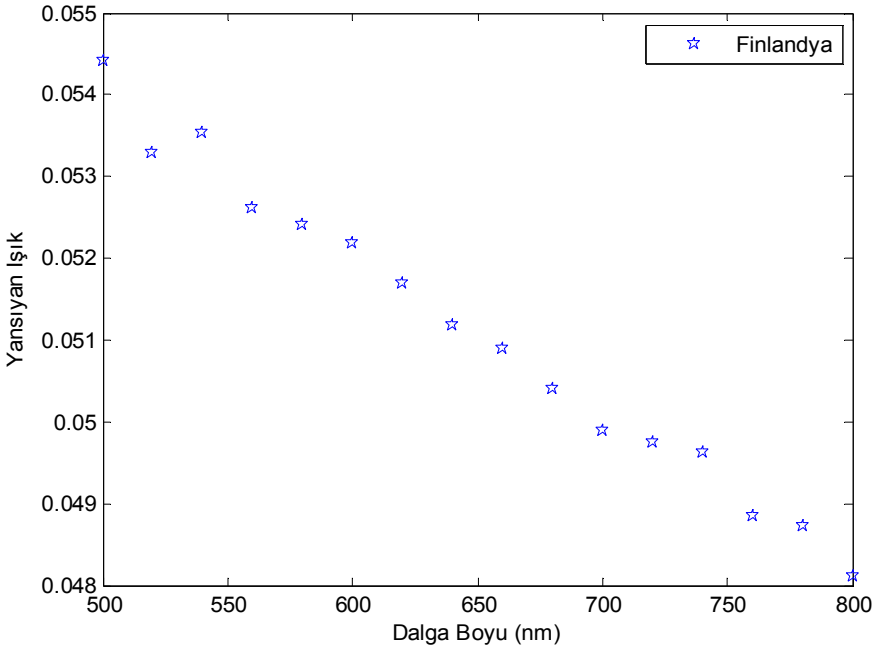
Şekil 5.12. Çin ülkesine ait epidermis tabakası için geçen ışığın dalga boyuna göre değişimini gösteren grafik



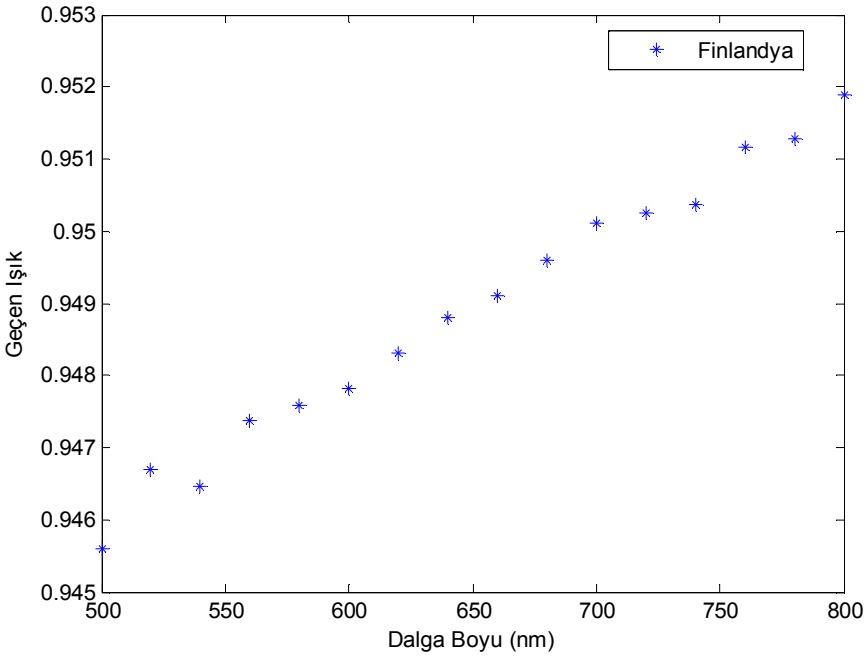
Şekil 5.13.Slovakya ülkesine ait epidermis tabakası için yansıyan ışığın dalga boyuna göre değişimini gösteren grafik



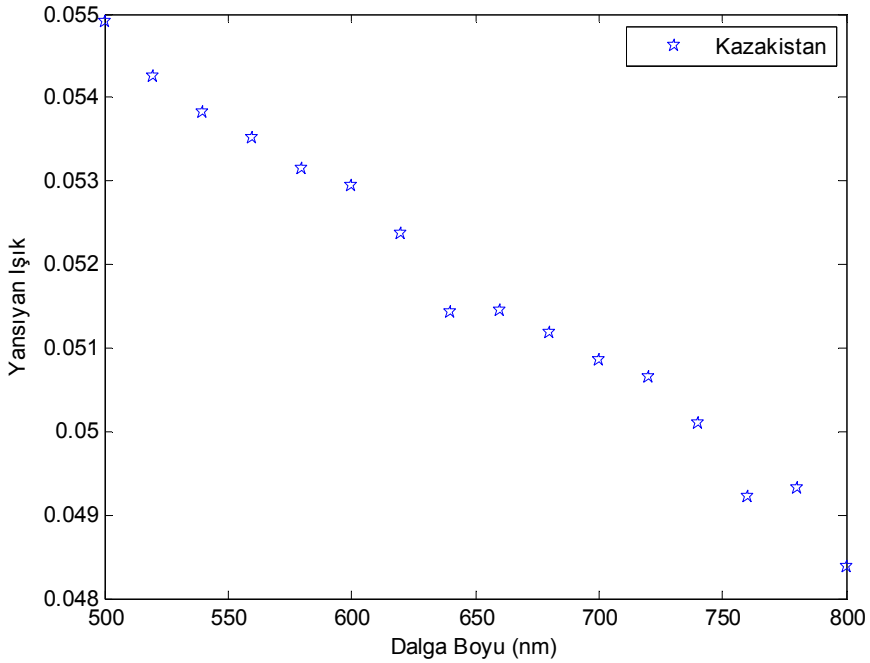
Şekil 5.14.Slovakya ülkesine ait epidermis tabakası için geçen ışığın dalga boyuna göre değişimini gösteren grafik



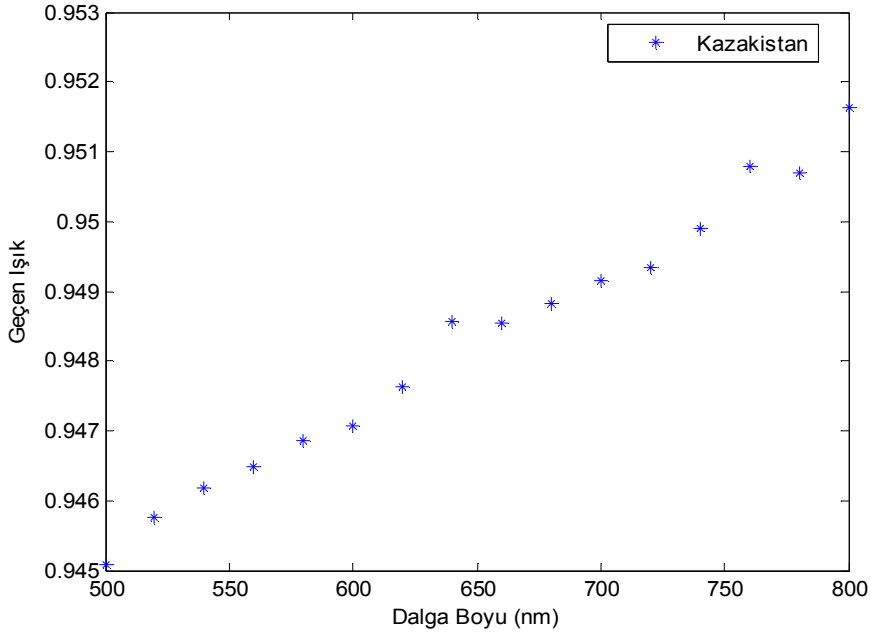
Şekil 5.15.Finlandiya ülkesine ait epidermis tabakası için yansıyan ışığın dalga boyuna göre değişimini gösteren grafik



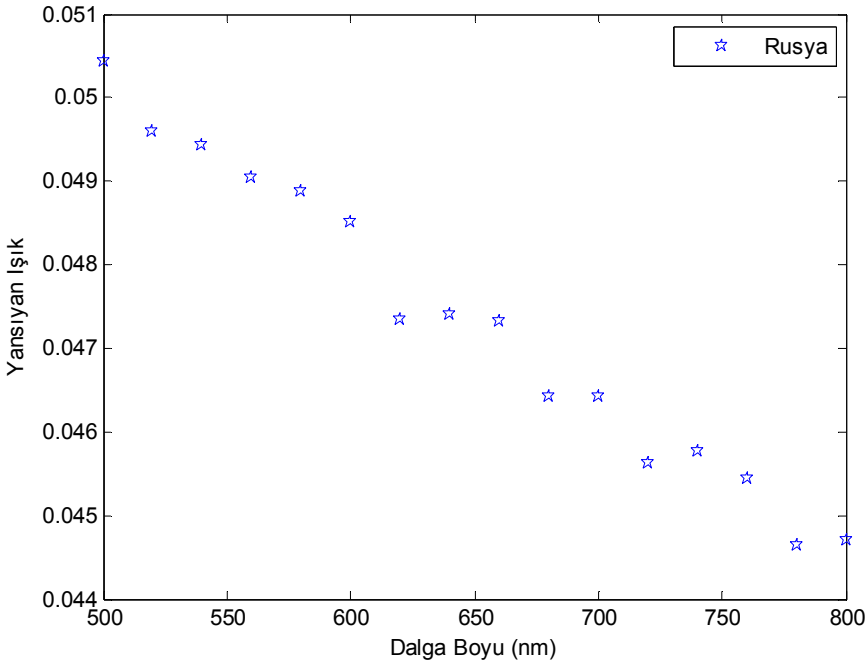
Şekil 5.16. Finlandiya ülkesine ait epidermis tabakası için geçen ışığın dalga boyuna göre değişimini gösteren grafik



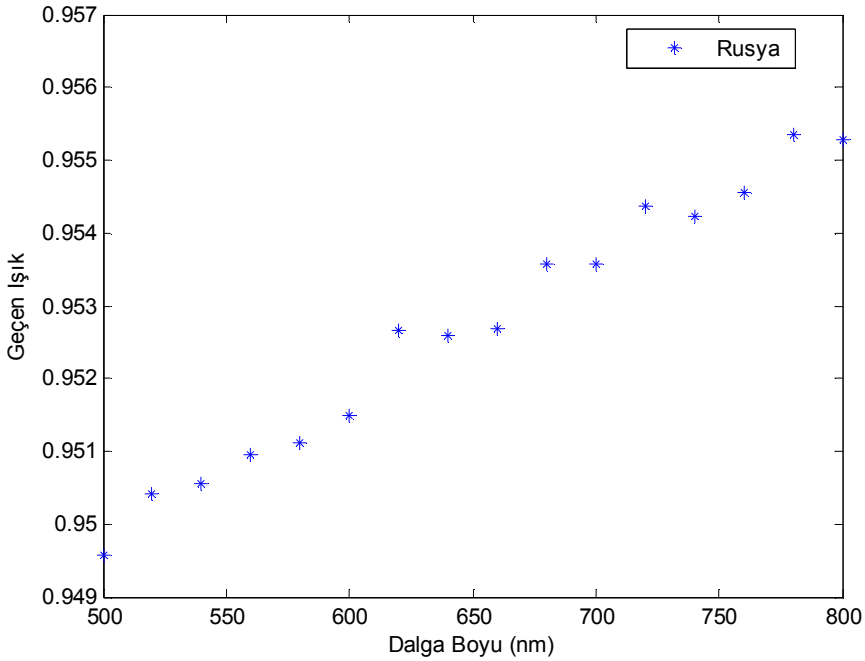
Şekil 5.17. Kazakistan ülkesine ait epidermis tabakası için yansıyan ışığın dalga boyuna göre değişimini gösteren grafik



Şekil 5.18.Kazakistan ülkesine ait epidermis tabakası için geçen ışığın dalga boyuna göre değişimini gösteren grafik



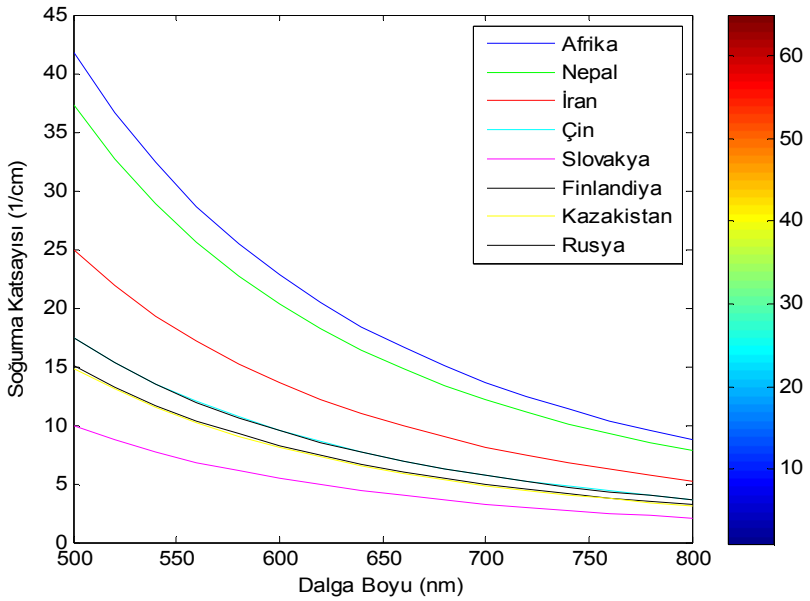
Şekil 5.19. Rusya ülkesine ait epidermis tabakası için yansıyan ışığın dalga boyuna göre değişimini gösteren grafik



Şekil 5.20. Rusya ülkesine ait epidermis tabakası için geçen ışığın dalga boyuna göre değişimini gösteren grafik

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

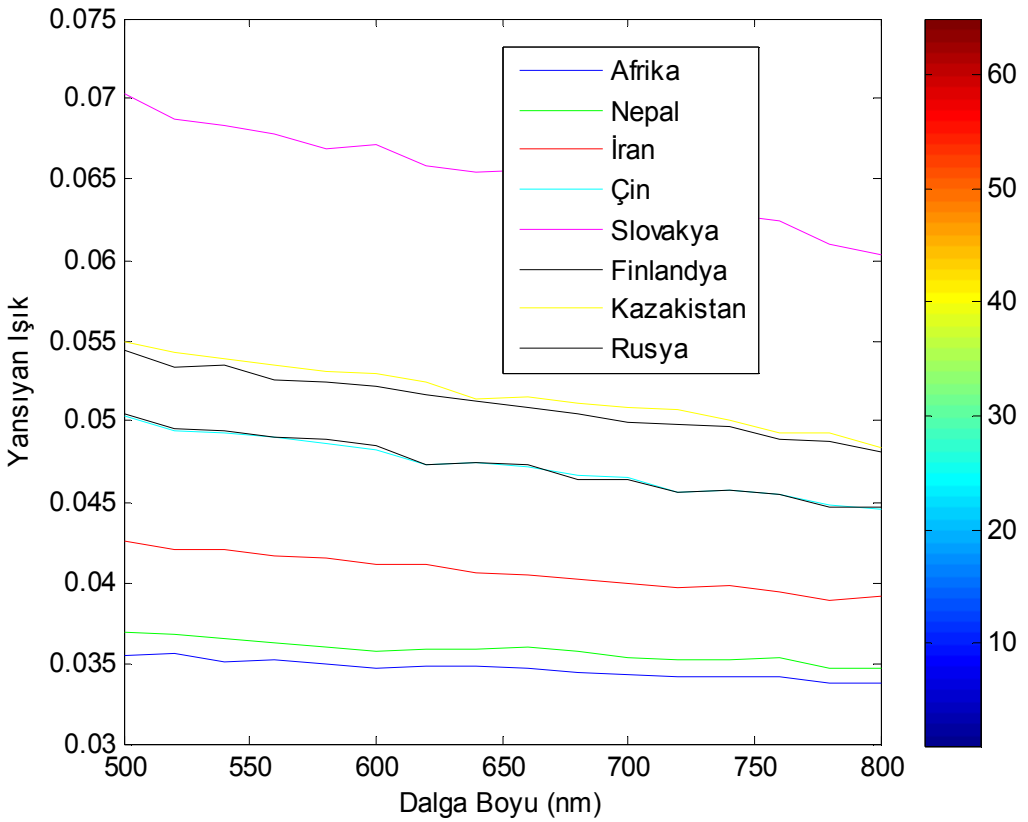
İnsan derisi modelleme çalışmamızda amacımız sekiz farklı ülke için 500-800nm dalga boyu arasındaki deriye gönderilen ışık için epidermisin soğurma katsayısını hesaplamak ve ülkeler arasındaki farklılığı gözlemlemekti. Hesaplardan elde elde ettiğimiz sonuca göre melanin hacim kesit değeri daha yüksek olan ülkelerin diğerlerine göre daha yüksek soğurma katsayısına sahip olduğudur. Bu sonuç beklenen bir sonuçtur çünkü melanin deride ışığı soğurma da en etkili faktördür ve her ülkeye göre hacim kesiti farklılık gösterir. Özellikle ekvatora daha yakın yerleşim alanlarında deri rengi daha koyu renktedir. Derideki bu renk ton farklılığı melanin hacim kesiti ile orantılıdır. Çalışmamız sonucunda sekiz ülkenin epidermis soğurma katsayısının ışın dalga boyuna göre değişimini gösteren grafik Şekil 6.1.'de verilmiştir. Çalışmamızda Afrika ülkesi en yüksek, Slovakya ise en düşük epidermis soğurma katsayısına sahiptir ve ışığın dalga boyu arttıkça epidermisin soğurma katsayısının azaldığı gözlemlenmiştir.



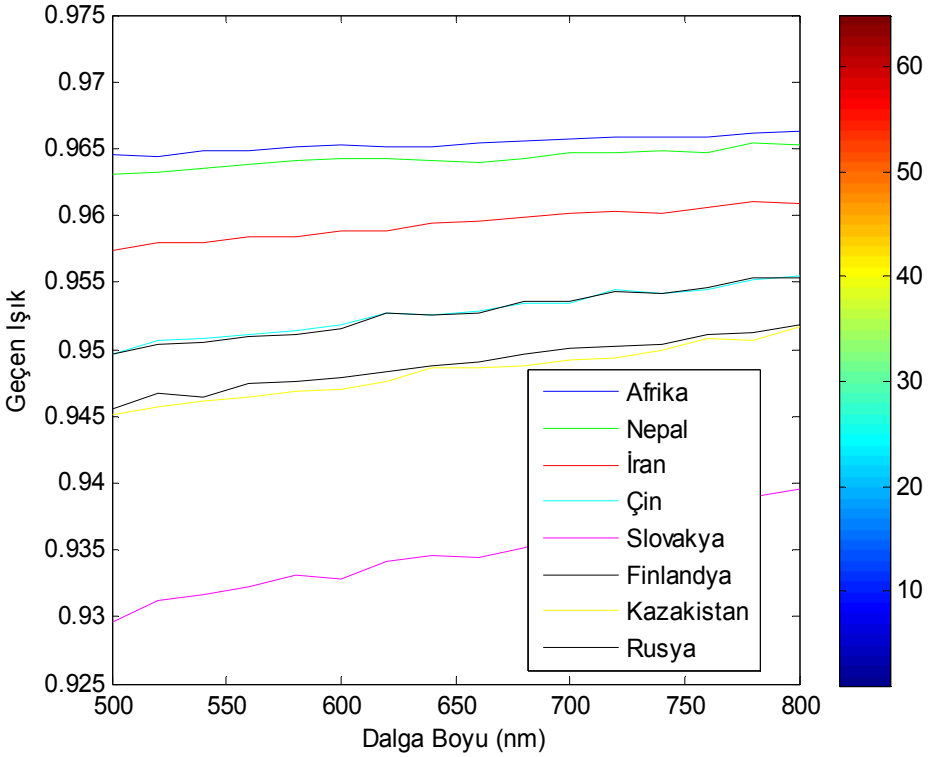
Şekil 6.1.Sekiz ülkenin deri modelleme çalışması sonucunda epidermis tabakası için soğurma katsayısının ışığın dalga boyuna göre değişimini gösteren grafik

Melanin tipiksel olarak yaklaşık 400nm-1000nm dalga boyu aralığında en yüksek soğurma özelliğine sahiptir. Bu nedenle çalışmamızda dalga boyu aralığımız uygun aralıkta seçildi.

İnsan derisi modelleme çalışmamızdan elde ettiğimiz dokunun optiksel özelikleri olan anizotropi katsayısı, saçılma katsayısı, soğurma katsayısı, kırılma indisi kullanılarak 500-800nm dalga boyu aralığında Monte Carlo sümulasyonu yapıldı. Simulasyon sonucunda sekiz farklı ülkenin farklı dalga boyu için yansıyan ışık ve geçen ışık miktarı verileri elde edildi. Epidermis tabakası için Monte Carlo simulasyonundan elde edilen yansıyan ve geçen ışık miktarının epidermise gönderilen ışığın dalgaboyuna göre değişimi Şekil 6.2. ve Şekil 6.3.'de verilmiştir.



Şekil 6.2. Sekiz ülkenin MC simulasyonu sonucunda epidermis tabakası için yansıyan ışık miktarının ışığın dalga boyuna göre değişimini gösteren grafik



Şekil 6.3. Sekiz ülkenin MC simulasyonu sonucunda epidermis tabakası için geçen ışık miktarının ışığın dalga boyuna göre değişimini gösteren grafik

Çalışmamıza göre her ülke farklı yansıyan ve geçen ışık miktarına sahip olup, yüksek epidermis soğurma katsayısına sahip ülkelerde yansıyan ışık miktarının diğer ülkeler göre daha az, geçen ışık miktarının ise daha fazla olduğu gözlemlendi.

Yansıyan ışık miktarı en fazla sırasıyla Slovakya, Kazakistan, Finlandiya, Çin, Rusya, İran, Nepal ve Afrika'dır. Geçen ışık miktarı en fazla sırasıyla Afrika, Nepal, İran, Rusya, Çin, Finlandiya, Kazakistan ve Slovakya'dır.

En fazla geçen ışık miktarı Afrika ülkesinin epidermis tabakasına sahip olduğu, en az ise Slovakya ülkesine ait olduğu görüldü. Monte Carlo simulasyonu çalışmamızda elde ettiğimiz sonuç beklediğimiz bir sonuçtur. Çünkü yüksek soğurma katsayısına sahip bir dokunun ışığı daha çok geçirmesi beklenir.

Bu çalışma medikal ve dermatolojide teşhis amaçlı olarak, kozmetikte ise cilt tipi için uygun ürün üretimi veya seçiminde kullanılmak için geliştirilebilir.

KAYNAKLAR

[1] Prahl S. A., Keijzer M., Jacques S. L., Welch A. J., A Monte Carlo Model of Light Propagation in Tissue SPIE Institute Series,1989.

[2] Bersha K. S., Spectral Imaging and Analysis of Human Skin, Master Thesis Report, University of Eastern Finland , Master Erasmus Mundus in Color in Informatics and Media Technology (CIMET), Finland, 2010.

[3] Baranoski G. V. G., Krishnaswamy A., Simulation of Light Interaction with Human Skin, Natural Phenomena Simulation Group, School of Computer Science, University of Waterloo, Eurographics, Canada, 2005.

[4] web.inonu.edu.tr/~msenol/dosyalar/deriyapi.doc (Ziyaret Tarihi: Ocak 2013).

[5] de Jode M. L., Monte Carlo Simulations of Light Distributions in an Embedded Tumour Model: Studies of Selectivity in Photodynamic Therapy, Lasers Med Sci Springer-Verlag, 2000,**15,** 49–56.

[6] Maeda T. , Arakawa N., Takahashi M., Aizu Y., Monte Carlo Simulation of Spectral Reflectance Using a Multilayered Skin Tissue Model, Optical Review, 2010,**17**, 223–229.

[7] Wang L.,Jacques S. L.,Monte Carlo Modeling of Light Transport in Multi-layered Tissues in Standard C, University of Texas M. D. Anderson Cancer Center, http://omlc.ogi.edu/software/mc/mcml/MCman.pdf,(Ziyaret Tarihi:Haziran 2011).

[8] Prahl S., http://omlc.ogi.edu/software/mc/ , (Ziyaret Tarihi: Ocak 2011).

[9] Barajasyzx O., Ballangrudyz A. M. Milleryk G. G.,Moorey R. B., Tulipz J., Monte Carlo modelling of angular radiance in tissue phantoms and human prostate: PDT light dosimetry, Phys. Med. Biol. ,1997, **42**, 1675–1687.

[10] Patwardhan S. V., Dhawan A. T., Fellow, IEEE, Relue P. A., Monte Carlo Simulation of Light - Tissue Interaction: Three – Dimensional Simulation for Trans – Illumination Based Imaging of Skin Lesions, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2005, **52**, 1227-1236.

[11] Krishnaswamy A., Baranoski G., A Biophysically – Based Spectral Model of Light Interaction with Human Skin, Eurographics , 2004, **23**, 331-340.

[12] Wang L., Jacques S. L., Zheng L., Conv- Convolution for responses to a finite diameter photon beam incident on multi-layered tissues, Elsevier, Computer Methods and Programs in Biomedicine ,1997, **54**, 141-150.

[13] Churmakov D. Y., Meglinski, Piletsky S. A. , Greenhalgh D. A., Analysis of skin tissues spatial fluorescence distribution by the Monte Carlo simulation, Journal of Physics D:Applied Physics ,2003, **36**, 1722–1728.

[14] Krishnaswamy A., Baranoski G., A Study on Skin Optics, Natural Phenomena Simulation Group, CS-2004-01, 1-17, 2004.

[15] Taiel M. B., Ibrahim A. T., Badwai M. İ.,The Sensitivity of Reflected Waves as a Function of Optical Properties in Human Layers Tissues, Canadian Journal on Biomedical Engineering & Technology, 2010.

[16] http://www.saglik.im/hemoglobin/ , (Ziyaret Tarihi: Şubat 2013).

[17] www.shorelaser.com , (Ziyaret Tarihi: Temmuz 2011).

[18] http://www.breault.com/resources/kbasePDF/bropn1177_rsm.pdf ,(Ziyaret Tarihi: Şubat 2013).

[19] Carroll L., Humphreys T. R., Laser-Tissue Interactions, Elsevier, Clinics in Dermatology , 2006, **24**, 2–7.

[20] Cammarata F., Wautelet M., Medical Lasers and Laser–Tissue Interactions, Phys. Educ. ,1999, **34**, 156-161.

[21] Urso P., Lualdi M., Colombo A., Carrara M., Tomatis S., Marchesini R., Skin And Cutaneous Melanocytic Lesion Simulation in Biomedical Optics with Multilayered Phantoms, Physics in Medicine and Biology, doi:10.1088/0031-9155/52/10/N02.

[22] Jacques S. L., Compiled by Salerud G., Oregon Medical Laser Center News, https://www.imt.liu.se/edu/courses/TBMT36/pdf/Skin%20Optics%20Summary.pdf. (Ziyaret Tarihi: Ocak 2012).

[23] https://maps.google.com/ (Ziyaret Tarihi: Nisan 2013).

ÖZGEÇMİŞ

1985 yılında Kars'ın Selim ilçesinde doğdu. İlköğretim ve Lise eğitimini Kocaeli'nde tamamladı. İlköğretimi Dumlupınar İlköğretim Okulu'nda, liseyi Derince 19 Mayıs Yabancı Dil Ağırlıklı Lise'de okudu. 2006 yılında Kocaeli Üniversitesi Fizik bölümüne girip, 2010 yılında Lisans eğitimini tamamlamıştır. 2010 yılında Fen Bilimleri Enstitüsünde Fizik Bölümünde yüksek lisansa başladı ve eğitimine devam etmektedir.