

SIMULASI MONTE CARLO UNTUK MENEMUKAN PENCIRI SPEKTRAL PENYAKIT DIABETES MELLITUS

Nama Mahasiswa : Nashruddin Anshori
NRP : 2409 100 140
Jurusan : Teknik Fisika
Pembimbing : Dr.rer.nat. Ir. Aulia M. T.
Nasution, M.Sc.

Abstrak

Diagnosis penyakit diabetes mellitus adalah didasarkan atas kadar glukosa darah yang berbeda dari kondisi normal. Salah satu metode non-invasive dalam mengidentifikasi kadar glukosa darah adalah dengan menggunakan teknik Diffuse Reflectance Spectroscopy (DRS). Ada dua pendekatan dalam DRS, yaitu eksperimental dan komputasional. Pendekatan komputasional dilakukan dengan menggunakan algoritma Monte Carlo yang dianggap sebagai "golden standard". Dalam studi komputasional ini disimulasikan pemodelan tissue kulit dan penjalaran cahaya didalamnya, yang menggambarkan perilaku perubahan kadar glukosa darah (50; 100; 150; dan 200 mg/dl), serta ketebalan reticular dermis (0,1; 0,3; dan 0,5 cm). Hasil simulasi menunjukkan bahwa sensitifitas perubahan nilai reflektansi terhadap perubahan kadar glukosa darah serta ketebalan reticular dermis yang terbesar terdapat pada tiga panjang gelombang terpilih, secara berurutan adalah (645, 820, dan 930 nm) dan (765, 845, dan 885 nm). Dapat disimpulkan bahwa, tiga panjang gelombang tersebut adalah penciri spektral yang dapat digunakan untuk pengukuran yang sensitif dalam diagnostik penyakit diabetes mellitus.

Kata kunci: Diabetes Mellitus, Non-Invasive, Diffuse Reflectance Spectroscopy, Monte Carlo, DRS.

Halaman ini sengaja dikosongkan

MONTE CARLO SIMULATION TO FIND SPECTRAL FINGER-PRINTS OF DIABETES MELLITUS

Name : Nashruddin Anshori
NRP : 2409 100 140
Department : Engineering Physics
Supervisor : Dr.rer.nat. Ir. Aulia M. T. Nasution, M.Sc.

Abstract

Diagnostics of diabetes mellitus is based on blood glucose levels that are different from the one of normal condition. One of the methods of non-invasive blood glucose levels monitoring is using Diffuse Reflectance Spectroscopy (DRS) technique. There are two approaches in the DRS, i.e. experimental and computational approaches. Computational approach is done using Monte Carlo method, which is considered the "golden standard". In this computational study, the propagation of light in skin tissue model have been simulated, which mimics the behavior of blood's glucose level changes (i.e. 50, 100, 150, and 200 mg / dl), as well as the thickness of the reticular dermis (i.e. 0.1, 0.3, and 0.5 cm). Results show that the triad wavelengths of (645, 820, and 930 nm) and (765, 845, and 885 nm) are the most sensitive to detect the changes in blood glucose levels and the reticular dermis's thickness, respectively. In conclusion the above three triads of wavelengths can thus being utilized as spectral finger-prints for sensitive measurements of the occurrence of diabetes mellitus in patients.

Key word: Diabetes Mellitus, Non-Invasive, Diffuse Reflectance Spectroscopy, Monte Carlo, DRS.

This page is left blank by an intention

BAB II

DASAR TEORI

Dalam bab ini dipaparkan beberapa konsep teoritis yang menjadi dasar perhitungan dan pemodelan *tissue* untuk studi komputasional.

2.1 Diabetes Mellitus

Diabetes Mellitus merupakan penyakit yang terjadi akibat tubuh tidak dapat mengontrol kadar glukosa darah. Nilai normal kadar glukosa darah adalah 60-120 mg/dl (DDCT, 1993). Jika kadar glukosa darah diatas 120 mg/dl disebut *hyperglycemia*, sedangkan jika nilainya dibawah 60 mg/dl disebut *hypoglycemia*. Dalam hal ini hormon yang berperan dalam metabolisme glukosa adalah insulin dan glukagon (Tuchin, 2009). Insulin berfungsi untuk mengubah glukosa menjadi glikogen yang disimpan dalam hati. Sementara itu, glukagon berfungsi untuk mengubah glikogen menjadi glukosa. Penyakit ini dapat dibagi menjadi dua sebagaimana diberikan dalam tabel 2.1. Pada diabetes tipe 1, kelainan disebabkan terjadi kerusakan pada sel b di pankreas yang berfungsi untuk menghasilkan hormon insulin, sehingga produksi insulin tidak optimal (Tuchin, 2009). Oleh karena itu, untuk pengobatannya diperlukan terapi berupa injeksi hormon insulin dalam konsentrasi tertentu. Sementara itu, pada diabetes tipe 2 sel b tidak rusak namun konstentrasi insulin tidak cukup untuk mengendalikan kadar glukosa darah. Kedua tipe penyakit tersebut bersifat kronis dan dapat menimbulkan komplikasi yang serius (Dua, 2006).

Oleh karena itu, monitoring kadar glukosa darah sangat penting bagi penderita diabetes mellitus untuk menghindari komplikasi serius. Monitoring dapat dilakukan secara *invasive* maupun *non-invasive*. Secara *invasive*, pengukuran dilakukan dengan mengambil darah penderita. Cara ini kurang nyaman karena rasa sakit ketika pengambilan darah dan tidak efisien dalam penggunaan alat. Secara *non-invasive*, pengukuran dilakukan tanpa menggunakan sampel darah, sehingga mudah dan

efektif (Tuchin, 2009). Berikut ini adalah tabel yang berisi tipe dan penanganan penyakit diabetes mellitus :

Tabel 2.1. Tipe dan penanganan penyakit diabetes mellitus (Mcnichols, 2000).

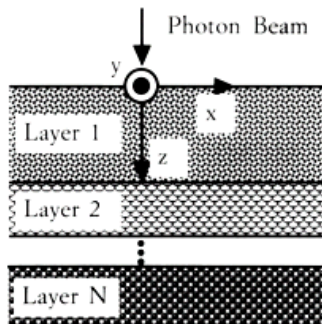
Tipe Diabetes Mellitus	Strategi Manajemen	Komplikasi	Terapi	Efek Akut
Tipe I Ketergantungan insulin atau <i>juveline-onset</i>	Injeksi insulin secara rutin atau <i>pumping insulin</i>	Penyakit <i>vascular</i> , penyakit jantung, penyakit ginjal (<i>nephropathy</i>), dan penyakit mata (<i>retinopathy</i>)	Tidak ada diet transplan dialisis, diet laser koagulasi, dan <i>neovascularisation</i>	<i>Hyperglycemia</i> yang mengakibatkan <i>ketoacidosis</i> , koma, dan kematian <i>hypoglycemia</i> yang mengakibatkan <i>diabetic shock</i> , koma, dan kematian
Tipe II Tidak ketergantungan insulin atau <i>adult-onset</i>	Diet atau oral medikasi	<i>Anesthesia (neuropathy)</i> , Kesulitan dalam penyembuhan luka	Menutup luka tubuh terutama di bagian kaki atau <i>ulcer</i>	<i>Hypoglycemia</i> , <i>Nausea</i> , dan lemah tubuh

Beberapa metode *non-invasive* yang telah dikembangkan antara lain : *Optical Coherence Tomography*, *Diffuse Reflectance Spectroscopy*, *Photoacoustics Spectroscopy* dan *Thermo-Optical Spectroscopy* (Tuchin, 2009). *Diffuse Reflectance Spectroscopy (DRS)* adalah metode sederhana yang dapat mengkuantifikasi kandungan suatu materi berdasarkan perbedaan parameter optis komponen penyusunnya. Metode ini relevan dalam penentuan kadar glukosa darah yang juga ditengarai mengalami perubahan karakteristik optis.

2.2 Tissue Optik

Tissue adalah materi turbid yang terdiri dari sel-sel dengan ukuran bervariasi, yang dihubungkan oleh serat kolagen dengan beberapa ruang *extracell* (Van, 1992). Setiap *tissue* memiliki sifat optis yang berbeda antara lain: penyerapan, pemantulan, hamburan, perubahan polarisasi, dan fluoresensi.

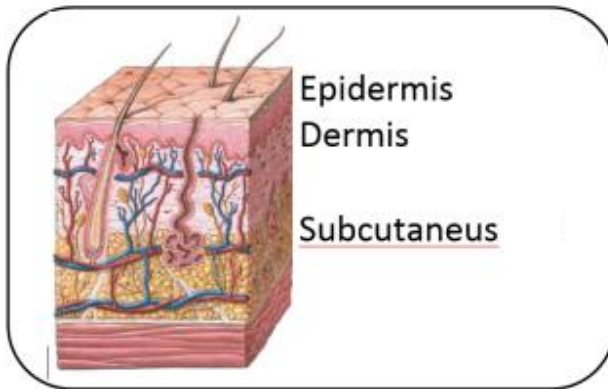
Sebenarnya, *tissue* adalah materi turbid yang bersifat heterogen (Bashkatov, 2005). Namun para ilmuwan membuat model pendekatan sesuai gambar 2.1, yaitu *tissue* dimodelkan sebagai susunan layer-layer yang memiliki karakteristik optis bersifat homogen (Wang, 2009).



Gambar 2.1. Model “*multilayered*” *tissue* (Wang, 1992).

Jenis *tissue* yang digunakan dalam penelitian ini adalah *tissue* kulit. Manusia memiliki 3 bagian utama *tissue* kulit, yaitu

epidermis, dermis, dan *subcutaneus*. Sebagai layer pertama epidermis tidak mengandung pembuluh darah kapiler maupun vena. Ketebalan layer ini juga bervariasi sesuai dengan volume air yang terkandung didalamnya. Sub-bagian dari epidermis adalah *stratum corneum* yang memiliki komponen utama berupa keratin yang bersifat keras. Sub-bagian berikutnya adalah *stratum lucidum*, *stratum granulosum*, *stratum spinosum*, dan *stratum basale*. Dalam *stratum basale* terdapat komponen utama penghasil zat warna kulit (melanin), yaitu sel melanosom (Wang, 2009). Berikut ini adalah gambar struktur organ kulit manusia.



Gambar 2.2. Struktur organ kulit manusia (Wang, 2009).

Layer kedua adalah dermis yang komponen penyusun utamanya berupa kolagen dan serat elastin. Layer ini memiliki sel-sel yang lebih sedikit dan serat-serat yang lebih banyak daripada epidermis. Layer ini dibagi menjadi empat sub-bagian, yaitu *pappilary dermis*, *upper blood net dermis*, *reticular dermis*, dan *deep blood net dermis* (Nunez, 2009).

Berikutnya adalah layer *subcutaneous* yang bersifat elastik dan terdiri atas sejumlah besar sel-sel lemak yang bekerja sebagai *shock absorber* bagi pembuluh darah dan ujung saraf (Wang, 2009).

Diagnostik penyakit diabetes mellitus secara *non-invasive* dapat menggunakan *tissue* kulit, dengan cara mengidentifikasi kadar glukosa darah didalamnya. Selain itu, menurut Perez (1994)

presentase penderita yang mengalami penebalan layer *reticular* dermis mencapai 30 persen. Oleh karena itu, informasi nilai penebalan layer *reticular* dermis dapat digunakan sebagai penciri sekunder, bahwa penderita penyakit tersebut telah mengalami komplikasi pada organ kulit.

2.3 Fenomena Perambatan Cahaya Dalam *Tissue*

Fenomena radiasi cahaya pada materi turbid dapat dijelaskan menurut persamaan berikut (Prahl, 1988) :

$$(s \cdot \nabla)L(r, s) = -\mu_t L(r, s) + \mu_s \int_{4\pi} p(s, s') L(r, s) dw' \quad (2.1)$$

Persamaan tersebut menjelaskan bahwa radiasi cahaya yang mengenai *tissue*, sebanding dengan laju berkurangnya intensitas akibat penyerapan dan hamburan. $L(r, s)$ adalah intensitas cahaya datang, $\mu_t = \mu_a + \mu_s$ adalah koefisien transmisi *tissue*, dan $p(s, s')$ adalah fungsi fase yang menyatakan probabilitas cahaya dihamburkan dari arah s menuju s' sebesar dw' (Prahl, 1988).

Karakteristik optis *tissue* yang digunakan dalam penelitian ini adalah :

1. Indeks Bias (n).

Indeks bias didefinisikan sebagai rasio kecepatan cahaya dalam ruang hampa (c) dengan kecepatan cahaya di medium (v). Dirumuskan menurut persamaan berikut (Wondim, 2011) :

$$n = \frac{c}{v} \quad (2.2)$$

Indeks bias juga direpresentasikan dalam bentuk bilangan kompleks sesuai persamaan berikut (Wondim, 2011) :

$$N(\lambda) = n(\lambda) + ik(\lambda) \quad (2.3)$$

Nilai indeks bias riil bertanggungjawab terhadap efek hamburan, sedangkan nilai imajiner mempengaruhi penyerapan *tissue*.

2. Koefisien Penyerapan (μ_a).

Koefisien penyerapan ditentukan oleh penyerap yang diidealkan sebagai suatu bidang. Luas penampang efektif pertikel penyerap sebanding dengan efisiensi penyerapan dan luas

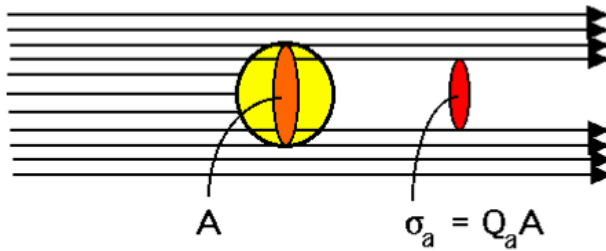
penampang partikel. Berikut ini adalah persamaan luas penampang efektif partikel penyerap (Wondim, 2011) :

$$\sigma_a = Q_a \times A \quad (2.4)$$

keterangan : (σ_a) adalah luas penampang efektif partikel penyerap, (Q_a) adalah efisiensi penyerapan, dan (A) adalah luas penampang partikel penyerap. Sementara itu, koefisien penyerapan (μ_a) dari materi yang mengandung banyak partikel penyerap dengan kepadatan volume (V) dan luas penampang efektif (σ_a) adalah (Wondim, 2011) :

$$\mu_a = V \times \sigma_a \quad (2.5)$$

Berikut ini adalah gambar 2.3, yang menggambarkan proses penyerapan cahaya oleh partikel :



Gambar 2.3. Luas penampang (A) dan luas penampang efektif (σ_a) partikel penyerap (Wondim, 2011).

Sementara itu, persamaan koefisien penyerapan menurut pendekatan indeks bias partikel adalah (Wondim, 2011) :

$$\mu_a(\lambda) = \frac{4\pi k(\lambda)}{\lambda} \quad (2.6)$$

keterangan : (λ) adalah panjang gelombang dan $k(\lambda)$ adalah nilai indeks bias imajiner partikel. Secara eksperimental, menurut hukum Beer Lambert, transmisi cahaya dalam materi turbid dirumuskan oleh persamaan berikut (Wondim, 2011) :

$$dl = -\mu_a I dx \quad (2.7)$$

Jika dilakukan integrasi pada persamaan 2.7, maka diperoleh :

$$\ln(l) = -\mu_a x \quad (2.8)$$

Selanjutnya, penggunaan kondisi batas berikut :

$$I(x = 0) = I_0 \quad (2.9)$$

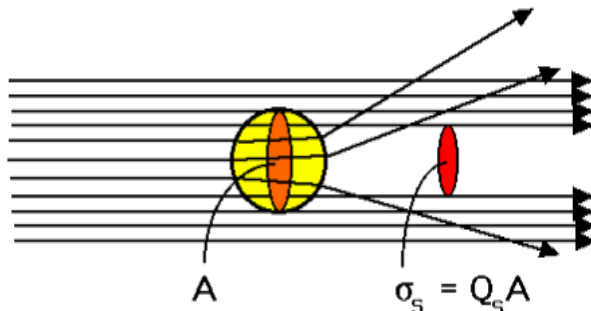
$$I(\lambda) = I_0(\lambda)e^{-\mu_a x} \quad (2.10)$$

$$I(\lambda) = I_0(\lambda)e^{-\varepsilon(\lambda)Cx} \quad (2.11)$$

keterangan : $\varepsilon(\lambda)$ adalah koefisien penyerapan molar, (C) adalah konsentrasi penyerap, (I) adalah intensitas cahaya yang ditransmisikan, (I_0) adalah intensitas cahaya datang, dan (x) adalah ketebalan materi.

3. Koefisien Hamburan (μ_s).

Tissue memiliki banyak struktur sel yang bervariasi dan ukuran yang berbeda-beda. Penentuan koefisien hamburan partikel dalam *tissue* yang memiliki ukuran lebih besar daripada panjang gelombang cahaya dapat didekati dengan teori Mie. Sementara itu, penentuan koefisien hamburan partikel dalam *tissue* yang berukuran lebih kecil daripada panjang gelombang cahaya dapat didekati dengan Rayleigh *scattering*. Berikut ini adalah gambar 2.4, yang memaparkan luas penampang efektif partikel penghambur :



Gambar 2.4. Luas penampang (A) dan luas penampang efektif (σ_s) partikel penghambur (Wondim, 2011).

Nilai luas penampang efektif (σ_s) partikel sebanding dengan efisiensi hamburan (Q_s) dan luas penampang partikel penghambur (A).

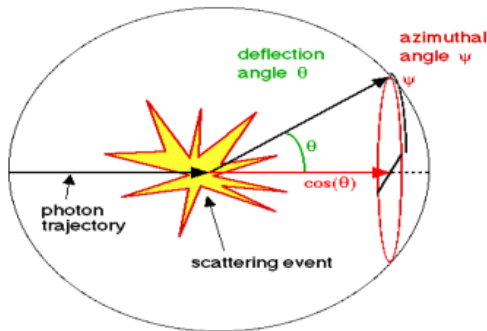
$$\sigma_s = Q_s \times A \quad (2.12)$$

Nilai koefisien hamburan adalah (Wondim, 2011) :

$$\mu_s = V \times \sigma_s \quad (2.13)$$

4. *Anisotropy* (g).

Merupakan sifat ketidakseragaman antar partikel dalam *tissue*. Sifat ini menyebabkan cahaya yang dihamburkan dapat memiliki banyak sudut penghambur, sehingga *anisotropy* juga dapat didefinisikan sebagai rerata cosinus dari semua sudut hamburan. Distribusi dari sudut hamburan digambarkan oleh fungsi probabilitas fase hamburan $P(\theta)$. Berikut ini adalah gambar 2.5, yang memaparkan proses penghamburan cahaya oleh partikel :



Gambar 2.5. Proses penghamburan cahaya oleh partikel (Wondim, 2011).

Perhitungan nilai *anisotropy* diberikan menurut persamaan berikut (Wondim, 2011) :

$$g = \int_0^{\pi} p(\theta) \cos(\theta) \cdot 2 \sin(\theta) d\theta = \cos(\theta) \quad (2.14)$$

keterangan :

$$\int_0^{\pi} p(\theta) 2\pi \sin(\theta) d(\theta) = 1 \quad (2.15)$$

keterangan : $-1 \leq g \leq 1$. Jika materi bersifat isotropik, maka foton menyebar dengan efisiensi yang sama untuk semua sudut defleksi dengan $g = 0$. Fenomena ini dirumuskan dengan persamaan berikut (Wondim, 2011) :

$$P(\theta) = \frac{1}{4\pi} \quad (2.16)$$

2.4 Teori Mie

Teori Mie adalah pendekatan analitis dalam menjabarkan fenomena interaksi cahaya dengan partikel yang memiliki ukuran lebih besar daripada panjang gelombang cahaya. Pendekatan ini dapat digunakan untuk menentukan luas penampang efektif partikel dan nilai *anisotropy*. Persamaan dasar yang digunakan adalah (Bashkatov, 2005) :

$$n_r = \frac{n_p}{n_m} \quad (2.17)$$

keterangan : (n_r) adalah nilai indeks bias relatif, (n_p) adalah indeks bias partikel, dan (n_m) adalah indeks bias medium. Propertis lain yang digunakan dalam teori Mie adalah *diffraction size* (x) yang merupakan nilai koefisien difraksi partikel dalam medium (Bashkatov, 2005).

$$x = \frac{2\pi r n_m}{\lambda} \quad (2.18)$$

keterangan : r adalah jejari partikel penghambur, sedangkan persamaan luas penampang efektif penyerapan, hamburan, dan *anisotropy* secara berurutan adalah (Bashkatov, 2005) :

$$\sigma_a = \frac{\lambda^2}{2\pi n_p^2} \sum_{n=1}^{\infty} (2n+1) \times \left[\begin{array}{l} \text{Re}(a_n + b_n) \\ -(|a_n|^2 + |b_n|^2) \end{array} \right] \quad (2.19)$$

$$\sigma_s = \frac{\lambda^2}{2\pi n_p^2} \sum_{n=1}^{\infty} (2n+1)(|a_n|^2 + |b_n|^2) \quad (2.20)$$

$$g = \frac{\lambda^2}{\pi n_p^2 \sigma_s} \left[\begin{array}{l} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{n(n+2)}{n+1} \text{Re}\{a_n a_n^* + b_n b_{n+1}^*\} \\ + \sum_{n=1}^{\infty} \frac{2n+1}{n(n+1)} \text{Re}\{a_n b_n^*\} \end{array} \right] \quad (2.21)$$

keterangan : (a_n) dan (b_n) adalah koefisien Mie, sedangkan (a_n^*) dan (b_n^*) adalah konjugat kompleksnya. Nilai (a_n) dan (b_n) adalah (Bashkatov, 2005) :

$$a_n = \frac{m\Psi_n(mx)\Psi'_n(x) - \Psi_n(x)\Psi'_n(mx)}{m\Psi_n(mx)\xi'_n(x) - \xi_n(x)\Psi'_n(mx)} \quad (2.22)$$

$$b_n = \frac{\Psi_n(mx)\Psi'_n(x) - m\Psi_n(x)\Psi'_n(mx)}{\Psi_n(mx)\xi'_n(x) - m\xi'_n(x)\Psi'_n(mx)} \quad (2.23)$$

2.5 Algoritma Monte Carlo

Monte Carlo adalah metode numerik yang bekerja dengan cara memperhitungkan setiap kejadian fisis yang mungkin terjadi secara alamiah. Metode ini digunakan untuk menyelesaikan masalah-masalah kompleks yang sulit untuk diselesaikan dengan pendekatan analitis (Prahl, 1988). Algoritma Monte Carlo dibangun berdasarkan proses variabel acak alamiah, misalnya proses perambatan cahaya dalam materi *tissue*. Ketika cahaya mengenai *tissue*, maka kemungkinan setiap foton dipantulkan, diserap, atau dihamburkan dapat didekati secara stokastik menggunakan metode tersebut (Prahl, 1988). Setiap kejadian ditempatkan dalam keadaan probabilitas antara 0 hingga 1. Semakin banyak foton yang digunakan, maka akan ada banyak kemungkinan perlakuan berulang dan semakin mendekati keadaan sebenarnya. Tahapan-tahapan dalam algoritma Monte Carlo adalah :

1. Inisialisasi Foton.

Monte Carlo dimulai dengan meluncurkan foton ke dalam *tissue*. Dalam hal ini foton jatuh secara tegak lurus terhadap permukaan *tissue*. Kemudian foton akan mengalami pemantulan *specular*, sehingga bobot foton berkurang menjadi (Prahl, 1988) :

$$w = 1 - R_{sp} \quad (2.24)$$

keterangan : (w) adalah bobot foton dan (R_{sp}) adalah fraksi pemantulan *specular* karena indeks bias yang berbeda antara udara (n_1) dan media turbid (n_2), yang dirumuskan menurut persamaan berikut ini (Prahl, 1988) :

$$R_{sp} = \frac{(n_1 - n_2)^2}{(n_1 + n_2)^2} \quad (2.25)$$

2. Pembentukan Step Size.

Dalam hal ini dilakukan proses pembentukan step foton. Step adalah panjang lintasan foton ketika mengalami perubahan

keadaan, yaitu pengurangan bobot atau perubahan arah. Nilainya berbeda untuk setiap foton, berbanding lurus dengan $\ln \zeta$, dan berbanding terbalik dengan koefisien transmisi (μ_t). Berikut ini adalah persamaan step *size* foton (Prahl, 1988) :

$$\Delta s = \frac{-\ln \zeta}{\mu_t} \quad (2.26)$$

keterangan : (ζ) adalah variabel acak dengan nilai 0 hingga 1 dan adalah koefisien transmisi $\mu_t = \mu_a + \mu_s$.

3. Pergerakan Foton.

Pergerakan foton dalam koordinat kartesian ditentukan menurut vektor (μ_x, μ_y, μ_z) yang bersesuaian dengan sumbu x , y , dan z , sehingga lokasi foton terbaru (x', y', z') ditentukan dari lokasi foton sebelumnya (x, y, z) sesuai persamaan berikut (Prahl, 1988) :

$$x' = x + \mu_x \Delta s, \quad y' = y + \mu_y \Delta s, \quad z' = z + \mu_z \Delta s \quad (2.27)$$

Jika foton berada dalam materi, maka akan terjadi proses penyerapan. Kemudian foton akan dihamburkan dan dilakukan proses pembentukan step *size* baru, dengan syarat bobot foton tidak kecil dan memenuhi aturan *survive roulette*. Jika syarat tidak terpenuhi, maka program akan menginisialisasi foton baru. Jika foton mengenai bidang batas layer, maka sisa step *size* disimpan. Kemudian foton akan mengalami pemantulan atau penerusan dan berlanjut sama seperti sebelumnya.

4. Proses Penyerapan Cahaya (*absorp*).

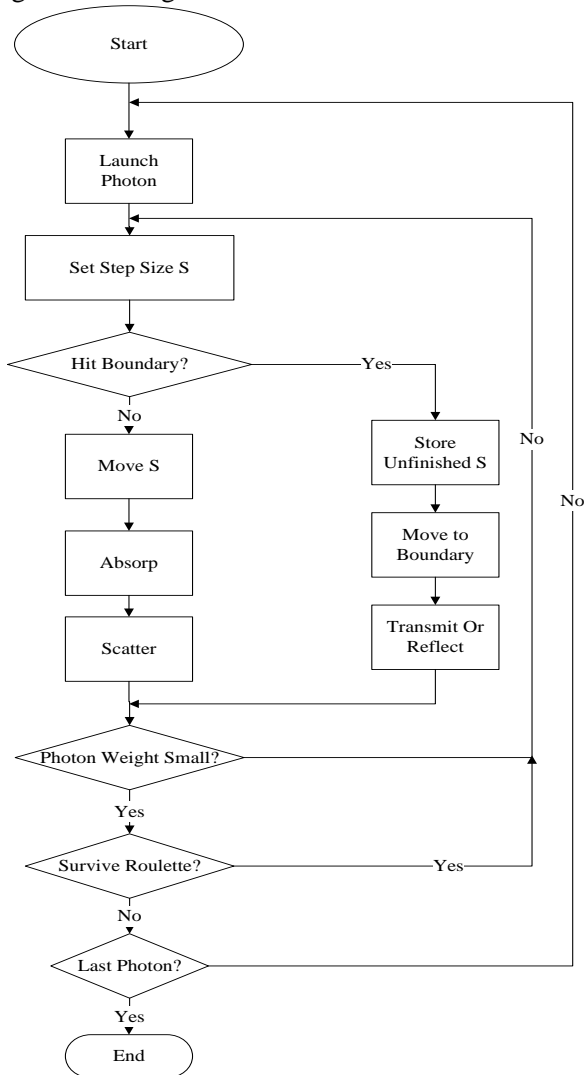
Penyerapan cahaya dilakukan oleh partikel dalam tissue pada setiap akhir pergerakan foton sebesar nilai stepnya. Akibat proses penyerapan, bobot foton berkurang sebesar (Δw), menurut persamaan berikut (Prahl, 1988):

$$\Delta w = \frac{\mu_a}{\mu_a + \mu_s} \quad (2.28)$$

5. Proses Penghamburan Cahaya (*scatter*).

Proses penghamburan cahaya terjadi setelah foton mengalami penyerapan. Pada proses ini arah pergerakan foton diubah secara

acak sebesar (ζ) dengan sudut hamburan (θ). Berikut ini merupakan diagram alir algoritma Monte Carlo :



Gambar 2.6. Diagram alir algoritma step size Monte Carlo (Prahl, 1988).

Jika materi bersifat isotropik, maka persamaan yang digunakan adalah (Prahl, 1988) :

$$\cos \theta = 2\zeta - 1 \quad (2.29)$$

keterangan : (ζ) adalah angka acak antara 0 hingga 1. Sementara itu untuk materi yang tidak isotropik, maka digunakan fungsi Henyey-Greenstein, yaitu (Prahl, 1988) :

$$\cos \theta = \frac{1}{2g} \left\{ 1 + g^2 - \left[\frac{1 - g^2}{1 - g + 2g\zeta} \right]^2 \right\} \quad (2.30)$$

keterangan : (g) adalah nilai *anisotropy*.

Jika foton tersebar pada sudut (θ, φ) dari arah (μ_x, μ_y, μ_z), maka arah foton baru adalah (Prahl, 1988) :

$$\mu'_x = \sin\theta \cos\varphi, \quad \mu'_y = \sin\theta \sin\varphi, \quad \mu'_z = \frac{\mu_z}{|\mu_z|} \cos\theta \quad (2.31)$$

6. Terminasi Foton.

Terminasi foton adalah tahapan yang menjelaskan syarat keadaan foton agar musnah. Aturan yang digunakan dalam proses ini adalah *survive roulette*. Misalnya, foton akan memenuhi keadaan *roulette* jika bobotnya kurang dari 0,001. Ketika keadaan tersebut terjadi, menurut aturan ini, maka foton diberikan kesempatan untuk hidup sebesar m kali bobot terakhirnya, selanjutnya foton dianggap musnah.

Halaman ini sengaja dikosongkan

BAB III METODOLOGI PENELITIAN

Dalam bab ini dijelaskan mengenai proses pemodelan *tissue* untuk menemukan penciri spektral penyakit diabetes mellitus. Proses tersebut diawali dengan pengujian *software* Monte Carlo. Pengujian ini dimaksudkan untuk mengetahui keabsahan algoritma *software* tersebut. Selanjutnya, dilakukan proses pemilihan model *tissue* kulit untuk mendapatkan konfigurasi layer terbaik. Model terpilih digunakan untuk mensimulasikan perubahan variabel penciri penyakit diabetes mellitus. Berikut ini adalah penjelasan setiap tahapan tersebut :

3.1 Verifikasi Algoritma Software MCML

Dalam penelitian ini digunakan *software monte carlo* karya Steven Jacques (Prahl, 2007). Dalam rangka mengetahui keabsahan algoritma Monte Carlo, maka dilakukan pengujian dengan cara membandingkan hasil simulasi *software* tersebut dengan data hasil penelitian terkait. Parameter yang dibandingkan adalah *Diffuse Reflectance* dan *Transmittance* (Wang,1992).

3.1.1 Verifikasi Terhadap *Infinitely Narrow Beam*

Dalam pengujian ini hasil penelitian yang digunakan sebagai data pembanding adalah kepunyaan Wang (1992). Model *tissue* yang digunakan terdiri atas tiga layer. Nilai parameter optis setiap layer adalah sebagai berikut :

Tabel 3.1. Nilai parameter optis *tissue* tiga layer (Wang, 1992).

Layer ke-	Indeks Bias	Koefisien Penyerapan (cm^{-1})	Koefisien Hamburan (cm^{-1})	<i>Anisotropy</i>	Ketebalan (cm)
1	1,37	1	100	0,9	0,1
2	1,37	1	10	0	0,1
3	1,37	2	10	0,7	0,2

Jumlah foton yang digunakan adalah satu juta buah. Nilai indeks bias permukaan bagian atas dan bawah adalah 1,0. Nilai

interval vektor z (kedalaman *tissue*) dan r (jarak antara sinar datang dan sinar keluar dari *tissue*) adalah 0,01 cm. Sementara itu, jumlah grid elemen vektor z , r , dan α (sudut reflektansi dan transmitansi) secara berurutan adalah 40, 50 dan 1.

3.1.2 Verifikasi Terhadap *Gaussian Beam*

Dalam pengujian ini data perbandingan diambil dari hasil penelitian Xue (2000). Model *tissue* yang digunakan berjumlah lima layer dengan nilai parameter optis sebagai berikut :

Tabel 3.2. Nilai parameter optis *tissue* lima layer (Xue, 2000).

Layer ke-	Indeks Bias	Koefisien Penyerapan (cm^{-1})	Koefisien Hamburan (cm^{-1})	<i>Anisotropy</i>	Ketebalan (cm)
1	1,5	4,3	107	0,79	0,01
2	1,4	2,7	187	0,82	0,02
3	1,4	3,3	192	0,82	0,02
4	1,4	2,7	187	0,82	0,09
5	1,4	3,4	194	0,82	0,06

Penelitian tersebut menggunakan spesifikasi cahaya berupa *gaussian beam*, energi sebesar 1 J, dan diameter *beam* 0,2 cm.

3.2 Pemodelan *Tissue Kulit*

Tissue kulit dimodelkan sebagai sebuah susunan layer yang bersifat homogen (Wang, 1992). Jumlah layer yang telah ada adalah 3-9 lapis (Meglinski, 2002; Nunez, 2009; Wang, 2009; Yussof, 2012). Model 3 layer tersusun atas tiga bagian utama, yaitu : epidermis, dermis, dan *subcutaneous*. Epidermis merupakan layer yang tidak mengandung pembuluh darah kapiler dan terdiri atas lima sub-bagian, yaitu : *stratum corneum*, *stratum lucidum*, *stratum granulosum*, *stratum spinosum*, dan *stratum basale* (Nunez, 2009). Dalam *stratum basale* terdapat komponen penghasil melanin (zat warna kulit), yaitu sel *melanosom*. Sementara itu, layer dermis mengandung pembuluh darah kapiler dan vena. Berdasarkan distribusi pembuluh darah, dermis dapat

dibagi menjadi empat sub-bagian, yaitu : *pappilary* dermis, *upper blood net* dermis, *reticular* dermis, dan *deep blood net* dermis (Nunez, 2009). *Subcutaneus* merupakan layer elastis yang terbentuk dari sel-sel lemak yang bekerja sebagai *shock absorber* bagi pembuluh darah dan ujung saraf (Wang, 2009). Tabel 2.1 berisi perbandingan model *tissue* kulit antara 3, 8, 9, dan 10 layer.

Tabel 3.3. Model *tissue* kulit (Nunez, 2009; Yussof, 2012).

3 Layer	8 layer	9 layer	10 layer
Epidermis	<i>Stratum Corneum</i>	<i>Stratum Corneum</i>	<i>Stratum Corneum</i>
	Stratum "L.G.S.,"	<i>Stratum Lucidum</i>	<i>Stratum Lucidum</i>
		<i>Stratum Granulosum</i>	<i>Stratum Granulosum</i>
		<i>Stratum Spinosum</i>	<i>Stratum Spinosum</i>
	<i>Stratum Basale</i>	<i>Stratum Basale</i>	<i>Stratum Basale</i>
Dermis	<i>Papillary Dermis</i>	<i>Papillary Dermis</i>	<i>Papillary Dermis</i>
	<i>Upper Blood Net Dermis</i>	<i>Upper Blood Net Dermis</i>	<i>Upper Blood Net Dermis</i>
	<i>Reticular Dermis</i>	<i>Reticular Dermis</i>	<i>Reticular Dermis</i>
	<i>Deep Blood Net Dermis</i>	<i>Deep Blood Net Dermis</i>	<i>Deep Blood Net Dermis</i>
<i>Subcutaneous</i>	<i>Subcutaneous</i>		

Pengembang model 9 layer yaitu saudara Nunez (2009), memfokuskan penelitiannya pada layer epidermis dan dermis, sehingga mengasumsikan layer *subcutaneus* hanya berfungsi sebagai pemantul cahaya. Sementara itu, dalam penelitian ini

dibentuk model 10 layer dengan menambahkan lapisan *subcutaneous* pada model 9 layer yang bertujuan untuk mengamati perilaku perubahan optis pada semua bagian kulit. Pada model 8 layer, diasumsikan stratum *lucidum*, stratum *granulosum*, dan stratum *spinosum* terbentuk dari sel-sel yang hampir mirip dan memiliki kandung air yang sama (Nunez, 2009; Wang, 2009), sehingga sub-bagian tersebut dapat dianggap sebagai sebuah layer dengan karakteristik optis yang homogen bernama stratum "L.G.S.". Sementara itu, melanin hanya terdapat pada layer stratum *basale* untuk model 8, 9, dan 10 layer, serta terdapat pada layer epidermis untuk model 3 layer (Nunez, 2009; Yussof, 2012). Dibawah ini adalah tabel yang berisi ketebalan setiap layer dalam *tissue* kulit standar (keadaan normal), serta fraksi volume air dan darah :

Tabel 3.4. Nilai fraksi volume air, fraksi volume darah, dan ketebalan setiap layer dalam *tissue* kulit (Meglinski, 2002; Nunez, 2009).

Layer	Fraksi Volume Air (%)	Fraksi Volume Darah (%)	Ketebalan (cm)
Stratum <i>Corneum</i>	5	0	0,002
Stratum <i>Lucidum</i>	20	0	0,001
Stratum <i>Granulosum</i>	20	0	0,001
Stratum <i>Spinosum</i>	20	0	0,0045
Stratum <i>Basale</i>	20	0	0,0015
<i>Papillary</i> Dermis	50	0,4	0,0015
<i>Upper Blood Net</i> Dermis	50	3	0,008
<i>Reticular</i> Dermis	70	0,4	0,15
<i>Deep Blood Net</i> Dermis	70	1	0,008
<i>Subcutaneous</i>	70	0,5	0,6

Berdasarkan metode yang dilakukan oleh Nunez (2009) dalam penentuan fraksi volume darah pada setiap layer, maka perhitungan fraksi volume air dan darah untuk setiap layer dalam *tissue* adalah:

$$f_i = \frac{f \times f_{is} \times y_{is} \times y_s}{y_i \times \sum f_{is} \times y_{is}} \quad (3.1)$$

keterangan :

f_i = Fraksi volume air/darah layer ke-i.

f = Fraksi volume air/darah *tissue*.

f_{is} = Fraksi volume air/darah layer ke-i standar.

y_{is} = Ketebalan layer yang mengandung air/darah ke-i standar.

y_s = Penjumlahan ketebalan layer yang mengandung air/darah standar.

y_i = Ketebalan layer yang mengandung air/darah ke-i.

Dalam rangka mendapatkan model yang paling mendekati *tissue* kompleks, maka disimulasikan penjalaran cahaya didalamnya menggunakan Monte Carlo (Wang, 1992). Selanjutnya, nilai reflektansi hasil simulasi model tersebut dibandingkan dengan nilai reflektansi hasil data pengukuran saudara Nunez (2009) untuk mengetahui perbedaan pola reflektansi dan nilai RMSE.

3.2.1 Perhitungan Karakteristik Optis *Tissue* Kulit

Parameter optis *tissue* kulit yang digunakan dalam penelitian ini adalah indeks bias, koefisien penyerapan, koefisien hamburan, dan *anisotropy* (Wang, 1992). Berikut ini adalah penjelasan mengenai parameter-parameter tersebut :

1. Indeks Bias (n).

Indeks bias didefinisikan sebagai rasio antara kecepatan cahaya dalam ruang hampa (c) dan kecepatan cahaya di medium (v). *Stratum corneum* adalah lapisan yang tersusun atas zat tanduk (keratin) dengan nilai indeks bias yang diasumsikan konstan, yaitu : $n(\lambda) = 1,5$ (Meglinski, 2002). Sementara itu,

untuk layer epidermis dan dermis indeks biasanya adalah (Yussof, 2012) :

$$n(\lambda) = 1,3696 + \frac{3,968}{\lambda^2} + \frac{2,5588}{\lambda^4} \quad (3.2)$$

Layer *subcutaneus* tersusun atas sel lemak yang diasumsikan memiliki nilai indeks bias konstan, yaitu : $n(\lambda) = 1,44$ (Yussof, 2012). Sementara itu, nilai indeks bias air adalah (Bashkatov, 2005) :

$$n(\lambda) = 1,31848 + \frac{6,662}{(\lambda - 129,2)} \quad (3.3)$$

Plasma darah terdiri atas air 91%, protein 6,5-8%, dan molekul lainnya 2%. Nilai indeks bias plasma darah untuk setiap panjang gelombang adalah (Bashkatov, 2005) :

400 nm $< \lambda <$ 485 nm,

$$n(\lambda) = 1,3254 + 8,4052 \times \frac{10^3}{\lambda^2} - 3,5972 \times \frac{10^8}{\lambda^4} - 2,3617 \times \frac{10^{13}}{\lambda^6} + 0,1515 \times G \quad (3.4)$$

490 nm $< \lambda <$ 1320 nm,

$$n(\lambda) = 1,3194 + 1,4578 \times \frac{10^4}{\lambda^2} - 1,7383 \times \frac{10^9}{\lambda^4} + 0,1515 \times G \quad (3.5)$$

Berdasarkan metode yang digunakan oleh Shuang (Wang, 2011) dalam menentukan koreksi paramater optis, maka nilai indeks bias untuk setiap layer adalah :

1. Layer epidermis dan sub-bagiannya.

$$n = f_1 \times n_{\text{air}} + (1-f_1) \times n_{\text{epidermis}}$$

2. Layer dermis, *subcutaneus*, dan sub-bagiannya.

$$n = f_2 \times n_{\text{darah}} + f_1 \times (1-f_2) \times n_{\text{air}}$$

$$+ (1-f_1) \times (1-f_2) \times n_{\text{dermis/subcutaneus}}$$

2. Koefisien Penyerapan (μ_a).

Koefisien penyerapan adalah probabilitas foton diserap oleh kromofor (molekul penyerap) dalam *tissue* per unit panjang lintasan foton. Salah satu kromofor pada layer epidermis adalah melanin yang terbagi menjadi dua, yaitu *eumelanin* dan *pheomelanin* (Jacques, 2013).

koefisien penyerapan *eumelanin* adalah :

$$\mu_a(\lambda) = 2,26 \times 10^9 \times \lambda^{-2,46} \quad (3.6)$$

koefisien penyerapan *pheomelanin* adalah :

$$\mu_a(\lambda) = 9,96 \times 10^{12} \times \lambda^{-3,81} \quad (3.7)$$

Kromofor lainnya adalah *bheta-caroten* dan *birilubin*. *Bheta-caroten* terdapat di lapisan epidermis dan plasma darah (Krishnaswamy, 2004). Nilai koefisien penyerapannya adalah :

$$\mu_a(\lambda) = \frac{C_{Be}}{537} \times \epsilon_{Be}(\lambda) \quad (3.8)$$

Birilubin merupakan sel eritrosit yang telah rusak dan hanya terdapat di plasma darah (Krishnaswamy, 2004).

$$\mu_a(\lambda) = \frac{C_{Bi}}{585} \times \epsilon_{Bi}(\lambda) \quad (3.9)$$

Koefisien penyerapan layer *subcutaneus* dan molekul air adalah berupa data yang diperoleh dari referensi secara berurutan, yaitu Veen (2004) dan Irvine (1968). Sedangkan koefisien penyerapan layer epidermis dan dermis adalah (Yussof, 2012) :

$$\mu_a(\lambda) = 7,84 \times 10^{-8} \times \lambda^{-3,255} \quad (3.10)$$

Koefisien penyerapan darah berupa data yang diperoleh menggunakan teori Mie (sub-bab 3.2.2). Koreksi nilai koefisien penyerapan untuk setiap layer adalah (Wang, 2011) :

1. Layer stratum *corneum*.

$$\mu_a^{\text{stratum}} = f_1 \times \mu_a^{\text{air}} + (1-f_1) \times \mu_a^{\text{epidermis}}$$

2. Layer stratum *lucidum*, *granulosum*, dan *spinosum*.

$$\mu_a = f_1 \times \mu_a^{\text{air}} + (1-f_1) \times (\mu_a^{\text{epidermis}} + \mu_a^{\text{bheta-caroten}})$$

3. Layer epidermis dan stratum *basale*.

$$\mu_a = f_1 \times \mu_a^{\text{air}} + (1-f_1) \times (f_3 \times (\mu_a^{\text{eumelanin}} + \mu_a^{\text{pheomelanin}}) + (1-f_3) \times (\mu_a^{\text{epidermis}} + \mu_a^{\text{bhetacaroten}}))$$

4. Layer dermis, *subcutaneus*, dan sub-bagiannya.

$$\mu_a = f_3 \times (\mu_a^{\text{darah}} + \mu_a^{\text{bilirubin}} + \mu_a^{\text{bhetacaroten}}) + (1-f_3) \times f_1 \mu_a^{\text{air}} + (1-f_1) \times (1-f_2) \times \mu_a^{\text{dermis/subcutaneus}}$$

3. Koefisien Hamburan (μ_s).

Koefisien hamburan adalah probabilitas foton dihamburkan oleh partikel dalam *tissue* per panjang lintasan foton. Berikut ini adalah persamaan yang digunakan untuk koefisien hamburan :

1. Layer epidermis dan sub-bagiannya (Jacques, 2013),

$$\mu_s(\lambda) = \frac{66,7(0,29(\frac{\lambda}{500})^{-4} + 0,71(\frac{\lambda}{500})^{-0,689}}{[1 - (0,62 + 0,29 \times 10^{-3} \times \lambda)]} \quad (3.11)$$

2. Layer dermis dan sub-bagiannya (Jacques, 2013),

$$\mu_s(\lambda) = \frac{43,6(0,41(\frac{\lambda}{500})^{-4} + 0,59(\frac{\lambda}{500})^{-0,562}}{[1 - (0,62 + 0,29 \times 10^{-3} \times \lambda)]} \quad (3.12)$$

3. Layer *subcutaneus* dan sub-bagiannya (Jacques, 2013),

$$\mu_s(\lambda) = \frac{34,2(0,26(\frac{\lambda}{500})^{-4} + 0,74(\frac{\lambda}{500})^{-0,567}}{[1 - (0,62 + 0,29 \times 10^{-3} \times \lambda)]} \quad (3.13)$$

Sementara itu, koefisien hamburan darah berupa data yang diperoleh menggunakan teori Mie (sub-bab 3.2.2). Koreksi nilai koefisien hamburan untuk setiap layer adalah (Wang, 2011) :

1. Layer epidermis dan sub-bagiannya.

$$\mu_s = \mu_s^{\text{epidermis}}$$

2. Layer dermis, *subcutaneous*, dan sub-bagiannya.

$$\mu_s = f_2 \times \mu_s^{\text{darah}} + (1-f_2) \times \mu_s^{\text{dermis/subcutaneus}}$$

4. *Anisotropy* (g).

Anisotropy (g) didapatkan dengan menghitung nilai rerata dari kosinus semua sudut hamburan. Layer epidermis dan dermis memiliki geometri yang mirip, sehingga nilai *anisotropy* dianggap sama (Yussof, 2012), yaitu :

$$g(\lambda) = 0,62 + 0,29 \times 10^{-3} \times \lambda \quad (3.14)$$

Layer *subcutaneus* memiliki nilai *anisotropy* yang konstan terhadap panjang gelombang, yaitu : $g(\lambda) = 0,75$ (Yussof, 2012). Menurut Bashkatov (2005), *anisotropy* darah berupa data yang diperoleh menggunakan teori Mie (sub-bab 3.2.2). Koreksi nilai *anisotropy* untuk setiap layer adalah (Wang, 2011) :

1. Layer epidermis dan sub-bagiannya.

$$g = g^{\text{epidermis}}$$
2. Layer dermis, *subcutaneus*, dan sub-bagiannya.

$$g = f_2 \times g^{\text{darah}} + (1-f_2) \times g^{\text{dermis/subcutaneus}}$$

keterangan :

- G = Kadar glukosa darah (mg/dl).
 λ = Panjang gelombang (nm).
 $\mu_a(\lambda)$ = Koefisien penyerapan darah (1/cm).
 $\mu_s(\lambda)$ = Koefisien hamburan darah (1/cm).
 C_{Be} = Konstentrasi *bheta*caroten (g/L).
 C_{Bi} = Konstentrasi *bilirubin* (g/L).
 $\mathcal{E}_{Be}(\lambda)$ = *Extinction coefficient of bheta*caroten (Dua, 2006).
 $\mathcal{E}_{Bi}(\lambda)$ = *Extinction coefficient of bilirubin* (Dua, 2006).
 f_1 = Fraksi volume air.
 f_2 = Fraksi volume darah.
 f_3 = Fraksi volume melanin.

3.2.2 Teori Mie

Teori Mie merupakan salah satu metode analitik yang digunakan untuk mendapatkan karakteristik optis molekul terlarut yang memiliki ukuran lebih besar daripada panjang gelombang cahaya. Pendekatan ini telah banyak digunakan oleh ilmuwan karena memiliki akurasi yang baik (Bashkatov, 2005; Clancy, 2005; Zhestkov, 2004). Oleh karena itu, dalam penelitian ini metode tersebut digunakan untuk memperoleh nilai koefisien penyerapan, koefisien hamburan, dan *anisotropy* darah. Perhitungan tersebut menggunakan parameter-parameter berikut :

$$n_e = n_o + \alpha \times C_{Hb} \quad (3.15)$$

$$x_e = \beta \times C_{Hb} \quad (3.16)$$

$$n_o(\lambda) = 1,32548 + \frac{6,662}{(\lambda - 129,2)} \quad (3.17)$$

keterangan :

- n_e = Indeks bias eritrosit riil (Bashkatov, 2005).
 x_e = Indeks bias eritrosit imajiner (Bashkatov, 2005).
 C_{Hb} = Kadar hemoglobin, yaitu 0,135 g/ml (Bashkatov, 2005).
 α = Koefisien tergantung panjang gelombang (ml/g),
 (Bashkatov, 2005).
 β = Koefisien tergantung panjang gelombang (ml/g),
 (Bashkatov, 2005).

Selanjutnya, nilai tersebut digunakan pada persamaan 3.18. Nilai indeks bias plasma darah (n_p) ditentukan menggunakan persamaan 3.4 dan 3.5, yaitu :

$$m = \frac{n_e + ix_e}{n_p} \quad (3.18)$$

$$x = \frac{2\pi \times n_p \times a}{\lambda} \quad (3.19)$$

keterangan :

(m) adalah indeks bias kompleks molekul eritrosit relatif terhadap plasma darah, (x) adalah *diffraction size* eritrosit, dan (a) adalah radius eritrosit, yaitu 2,76 μm (Clancy, 2005). Molekul eritrosit dianggap berbentuk *sphere* dan antara satu dengan lainnya bersifat homogen, sedangkan keadaan sebenarnya adalah berbentuk *flat biconcave* dan bersifat heterogen (Clancy, 2005; Zhestkov, 2004). Nilai (m) dan (x) digunakan sebagai input dalam perhitungan teori Mie. Perhitungan telah ditulis oleh Mätzler (2002) dalam sebuah program pada *software* matlab. Hasil simulasi tersebut adalah efisiensi hamburan (Q_{sca}), efisiensi penyerapan (Q_{abs}), dan *anisotropy* (g). Selanjutnya, dilakukan perhitungan koefisien penyerapan dan koefisien hamburan menurut persamaan berikut (Clancy, 2005) :

$$\mu_a = Q_{abs} \times A \times \rho \quad (3.20)$$

$$\mu_s = Q_{sca} \times A \times \rho \quad (3.21)$$

keterangan :

- A = Luas penampang eritrosit (πr^2).
 r = 2,76 μm (Clancy, 2005).

μ_a = Koefisien penyerapan darah (1/cm).

μ_s = Koefisien hamburan darah (1/cm).

ρ = H/v (Clancy, 2005).

H = *Hemotrocit*, yaitu 0,45 (Bashkatov, 2005).

v = Rerata volume eritrosit, yaitu $90,48 \mu\text{m}^3$ (Clancy, 2005).

3.3 Pemilihan Model *Tissue Kulit*

Dalam tahap ini dilakukan proses pemilihan model *tissue kulit*. Parameter dalam pemilihan adalah pola reflektansi dan nilai RMSE antara hasil simulasi dengan data pengukuran yang dilakukan Nunez (2009). Simulasi ini menggunakan foton sebanyak satu juta buah. Spektrum panjang gelombang, yaitu 430-1100 nm dengan interval 5 nm. Sampel yang digunakan sebanyak satu buah dengan nilai sebagai berikut :

Tabel 3.5. Nilai variabel sampel dalam simulasi pemilihan model *tissue kulit* (Nunez, 2009).

Variabel	Nilai
Fraksi Melanin	0,0329%
Fraksi Darah	0,6829%
Tebal Stratum <i>Corneum</i>	0,002 cm
Tebal Stratum <i>Lucidum</i>	0,001 cm
Tebal Stratum <i>Granulosum</i>	0,001 cm
Tebal Stratum <i>Spinosum</i>	0,0045 cm
Tebal Stratum <i>Basale</i>	0,0015 cm
Tebal <i>Papillary Dermis</i>	0,0015 cm
Tebal <i>Upper Blood Net Dermis</i>	0,008 cm
Tebal <i>Reticular Dermis</i>	0,1 cm
Tebal <i>Deep Blood Net Dermis</i>	0,008 cm
Tebal <i>Subcutaneous</i>	0,6 cm
Konsentrasi <i>Bilirubin</i>	0,05 g/L
Konsentrasi <i>Bhetacaroten</i>	$2,1 \times 10^4$ g/L
Konsentrasi Glukosa	100 mg/dl
Konsentrasi Hemoglobin	150 g/L
Fraksi air	21%

3.4 Simulasi Terhadap Perubahan Variabel Penciri Penyakit Diabetes Mellitus

Pada tahap ini dilakukan simulasi untuk mendapatkan perubahan nilai reflektansi terhadap perubahan variabel optis terkait. Simulasi ini menggunakan foton sebanyak satu juta buah dan spektrum panjang gelombang 430-1100 nm dengan interval 5 nm. Variabel optis penciri penyakit diabetes mellitus adalah :

1. Kadar Glukosa Darah.

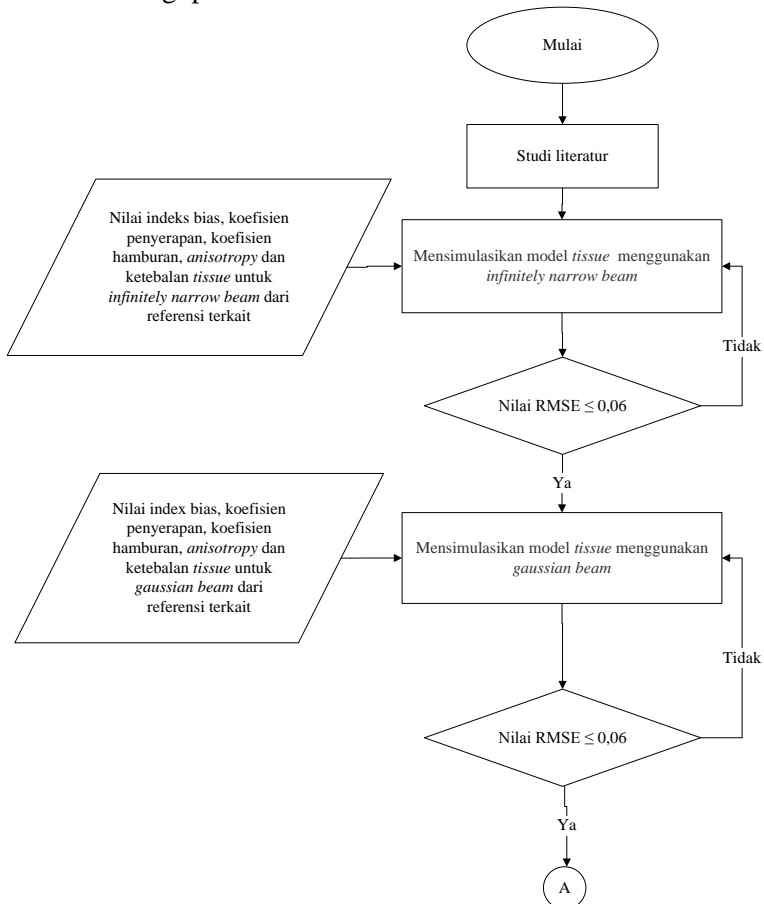
Dalam simulasi ini variabel yang diobservasi adalah glukosa darah. Penderita diabetes mellitus tidak memiliki kadar glukosa dalam rentang 60-120 mg/dl (DCCT, 1993). Perubahan kadar glukosa berpengaruh pada indeks bias darah, koefisien penyerapan, koefisien hamburan, dan *anisotropy* secara berurutan sesuai persamaan 3.4, 3.5, 3.20, dan 3.21. Nilai variabel yang digunakan dalam simulasi ini adalah :

Tabel 3.6. Nilai variabel dalam simulasi perubahan kadar glukosa darah.

Variabel	Nilai
Fraksi Melanin	13,5 %
Fraksi Darah	0,6829 %
Tebal Stratum <i>Corneum</i>	0,002 cm
Tebal Stratum <i>Lucidum</i>	0,001 cm
Tebal Stratum <i>Granulosum</i>	0,001 cm
Tebal Stratum <i>Spinosum</i>	0,0045 cm
Tebal Stratum <i>Basale</i>	0,0015 cm
Tebal <i>Papillary</i> Dermis	0,0015 cm
Tebal <i>Upper Blood Net</i> Dermis	0,008 cm
Tebal <i>Reticular</i> Dermis	0,15 cm
Tebal <i>Deep Blood Net</i> Dermis	0,008 cm
Tebal <i>Subcutaneous</i>	0,6 cm
Konsentrasi <i>Bilirubin</i>	0,05 g/L
Konsentrasi <i>Bhetacaroten</i>	$2,1 \times 10^4$ g/L
Konsentrasi Glukosa	50, 100, 150, dan 200 mg/dl
Konsentrasi Hemoglobin	150 g/L
Fraksi air	21%

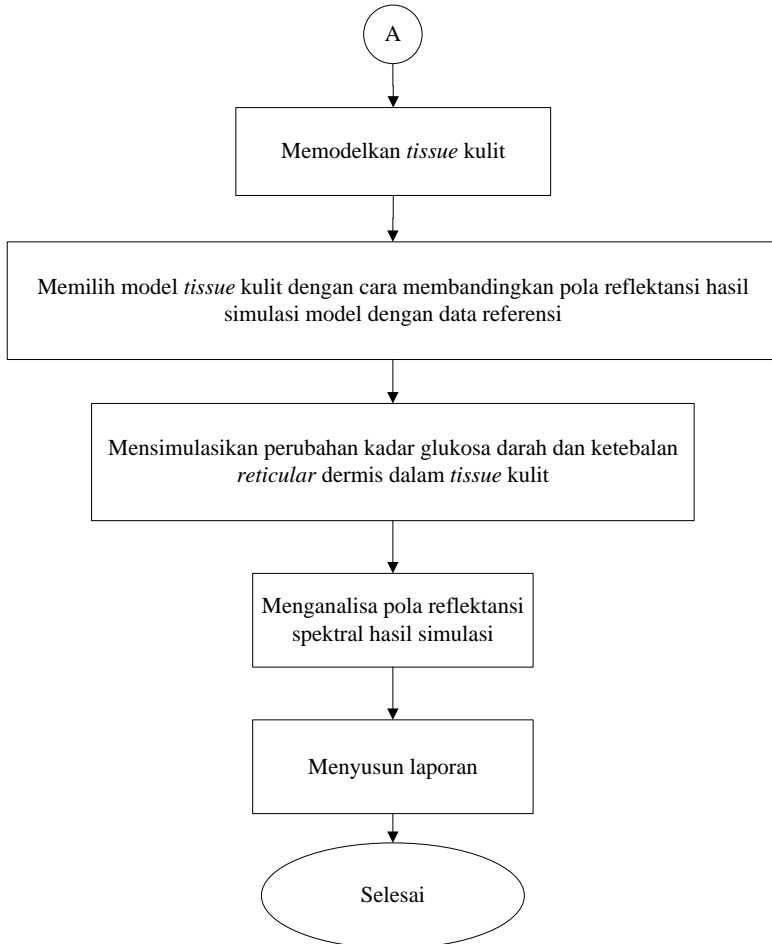
2. Ketebalan *Reticular* Dermis.

Berdasarkan penelitian Perez (1994), 30 persen penderita diabetes mellitus mengalami penebalan dermal. Oleh karena itu, dalam penelitian ini variabel ketebalan *reticular* dermis digunakan sebagai penciri sekunder akan adanya komplikasi pada organ kulit, dengan nilai 0,1; 0,3; dan 0,5 cm (Nunez, 2009). Sementara itu, nilai variabel lainnya sesuai tabel 3.6, dengan kadar glukosa darah diasumsikan 100 mg/dl. Berikut ini adalah gambar diagram alir metodologi penelitian :



Gambar 3.1. Diagram alir penelitian bagian 1.

Berikut ini adalah gambar lanjutan dari diagram alir metodologi penelitian :



Gambar 3.2. Diagram alir penelitian bagian 2.

BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Hasil Verifikasi Algoritma Software Monte Carlo

Berdasarkan metodologi dalam bab 3, verifikasi dilakukan dengan mensimulasikan *tissue* untuk dua keadaan berkas cahaya, yaitu *infinitely narrow beam* dan *gaussian beam* sebanyak tiga kali. Batas toleransi yang digunakan adalah nilai RMSE sebesar 0,06 (Nunez, 2009). Berikut ini adalah penjelasan hasil pengujian:

4.1.1 Hasil Pengujian Software Menggunakan *Infinitely Narrow Beam*.

Diperoleh hasil bahwa nilai RMSE rerata *diffuse reflectance* dan *transmittance*, secara berurutan adalah 0,01130 dan 0,00872. Kedua nilai tersebut dalam batas toleransi, sehingga pada tahap pengujian ini *software* tersebut lulus verifikasi. Berikut ini adalah tabel yang berisi hasil pengujian :

Tabel 4.1. Nilai RMSE hasil pengujian *software* menggunakan *infinitely narrow beam*.

Parameter	RMSE 1	RMSE 2	RMSE 3	Rerata
<i>Diffuse Reflectance</i>	0,01610	0,01021	0,01208	0,01130
<i>Transmittance</i>	0,00845	0,00854	0,00916	0,00872

4.1.2 Hasil Pengujian Software Menggunakan *Gaussian Beam*.

Berikut ini adalah tabel yang berisi hasil pengujian *software* menggunakan *gaussian beam* :

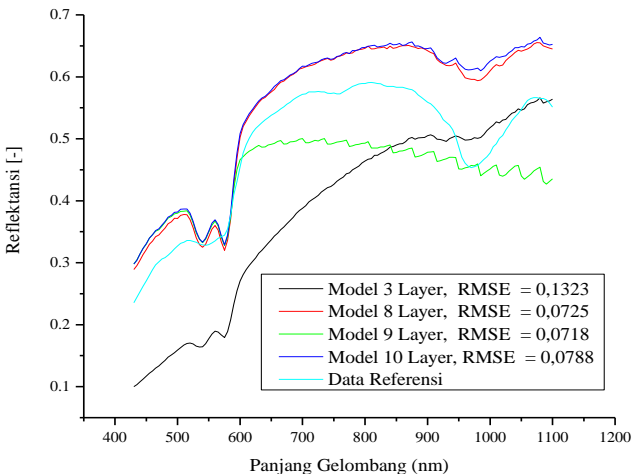
Tabel 4.2. Nilai RMSE hasil pengujian *software* menggunakan *gaussian beam*.

Parameter	RMSE 1	RMSE 2	RMSE 3	Rerata
<i>Diffuse Reflectance</i>	0,05324	0,05502	0,05332	0,05386
<i>Transmittance</i>	0,00449	0,00446	0,00458	0,00495

Hasil tersebut menyatakan bahwa nilai RMSE *diffuse reflectance* dan *transmittance* rerata, secara berurutan adalah 0,05386 dan 0,00495. Nilai tersebut dalam batas toleransi, sehingga *software* tersebut lulus verifikasi pada pengujian menggunakan *gaussian beam*.

4.2 Hasil Pemilihan Model *Tissue Kulit*

Pada bagian ini dipaparkan hasil simulasi empat model *tissue* kulit yaitu 3, 8, 9, dan 10 layer. Dapat dilihat pada gambar 4.1, bahwa hasil simulasi telah dibandingkan dengan data hasil pengukuran dari referensi (Nunez, 2009). Model yang memiliki nilai RMSE terkecil dan terbesar secara berurutan adalah 9 dan 3 layer. Hasil ini menunjukkan bahwa semakin tinggi koreksi pada perhitungan setiap layer, maka model semakin mendekati *tissue* kompleks (Wang, 2010). Berikut ini adalah gambar hasil simulasi pemilihan model *tissue* kulit :



Gambar 4.1. Nilai reflektansi hasil simulasi model *tissue* kulit dan data referensi menggunakan *infinitely narrow beam*.

Berdasarkan hasil tersebut model 8 layer lebih baik daripada 9 layer dikarenakan konfigurasi pada model 8 layer lebih lengkap. Model 8 layer dikembangkan dari tiga bagian utama, yaitu : epidermis, dermis, dan *subcutaneus*. Sementara itu, model 9 layer hanya memperhitungkan dua bagian, yaitu epidermis dan dermis. Model dengan bagian yang lebih lengkap menghasilkan pola reflektansi yang lebih mendekati *tissue* kompleks.

Model 8 layer lebih baik daripada model 10 layer karena konfigurasi layernya memiliki jumlah *interface* yang lebih efektif. *Interface* adalah batas antara dua permukaan layer dalam *tissue*. Model 10 layer memiliki sembilan *interface*, sedangkan model 8 layer hanya memiliki tujuh *interface*. Model dengan sedikit *interface* memiliki probabilitas foton untuk mengalami reflektansi adalah lebih kecil daripada model dengan banyak *interface*. Oleh karena itu, model dengan *interface* lebih banyak menghasilkan nilai reflektansi lebih besar. Dapat disimpulkan bahwa konfigurasi 8 layer adalah model terbaik.

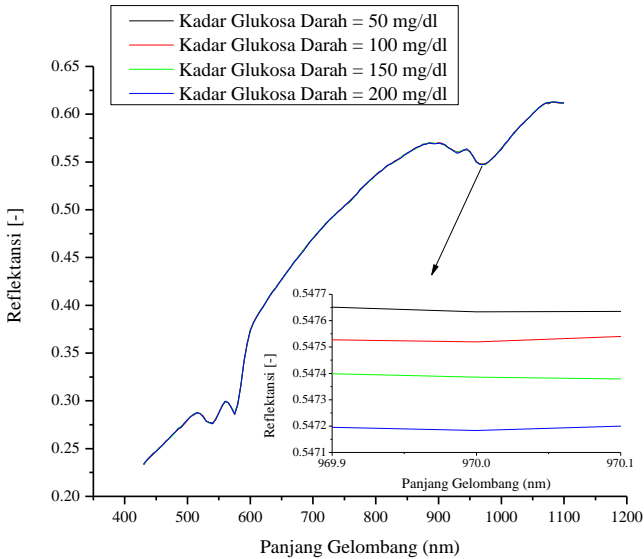
4.3 Hasil Simulasi Terhadap Perubahan Variabel Penciri Penyakit Diabetes Mellitus

Pada bagian ditampilkan hasil simulasi terhadap perubahan variabel penciri penyakit diabetes mellitus, yaitu kadar glukosa darah dan ketebalan *reticular* dermis :

1. Kadar Glukosa Darah.

Nilai reflektansi hasil simulasi terhadap perubahan kadar glukosa darah terdapat pada gambar 4.2. Berdasarkan gambar tersebut terlihat bahwa perubahan kadar glukosa dalam rentang 0-200 mg/dl mengakibatkan sedikit perubahan pada karakteristik optis darah. Berdasarkan hasil penelitian Tuchin (2006), bahwa karakteristik optis darah mengalami sedikit perubahan dalam rentang kadar glukosa 0-1000 mg/dl, namun mengalami perubahan secara signifikan dalam rentang 0-100.000 mg/dl. Hal ini dikarenakan nilai tersebut diperoleh dari pendekatan analitis, yang menganggap bahwa molekul eritrosit dalam darah berbentuk *sphere* (Zhestkov, 2004), sedangkan keadaan sebenarnya adalah berbentuk *flat biconcave*. Selain itu, antara satu molekul eritrosit dengan lainnya dianggap bersifat homogen (Clancy, 2005), se-

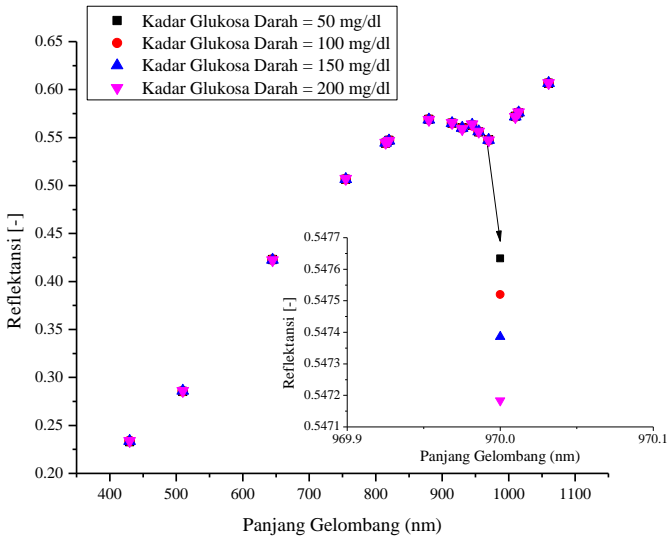
dangkan keadaan sebenarnya adalah bersifat heterogen. Berikut ini adalah gambar hasil simulasi terhadap perubahan kadar glukosa darah :



Gambar 4.2. Nilai reflektansi hasil simulasi terhadap perubahan kadar glukosa darah menggunakan *infinitely narrow beam*.

Selanjutnya, dilakukan pemilihan terhadap panjang gelombang yang memiliki perubahan nilai reflektansi yang linier terhadap perubahan kadar glukosa darah. Panjang gelombang hasil pemilihan terdapat pada gambar 4.3. Berdasarkan hasil tersebut, diketahui bahwa perubahan nilai reflektansi yang linier terhadap perubahan kadar glukosa darah terdapat pada panjang gelombang secara diskrit. Sementara itu, menurut Tuchin (2006) panjang gelombang penciri terdapat dalam spektrum, yaitu 600-1300 nm. Perbedaan ini disebabkan oleh nilai step perubahan kadar glukosa darah yang digunakan adalah kecil, yaitu 50 mg/dl, sehingga menghasilkan nilai yang fluktuatif dan terdapat kecenderungan nilai reflektansi yang tidak linier. Nilai step tersebut lebih kecil daripada yang digunakan oleh Tuchin (2006), yaitu

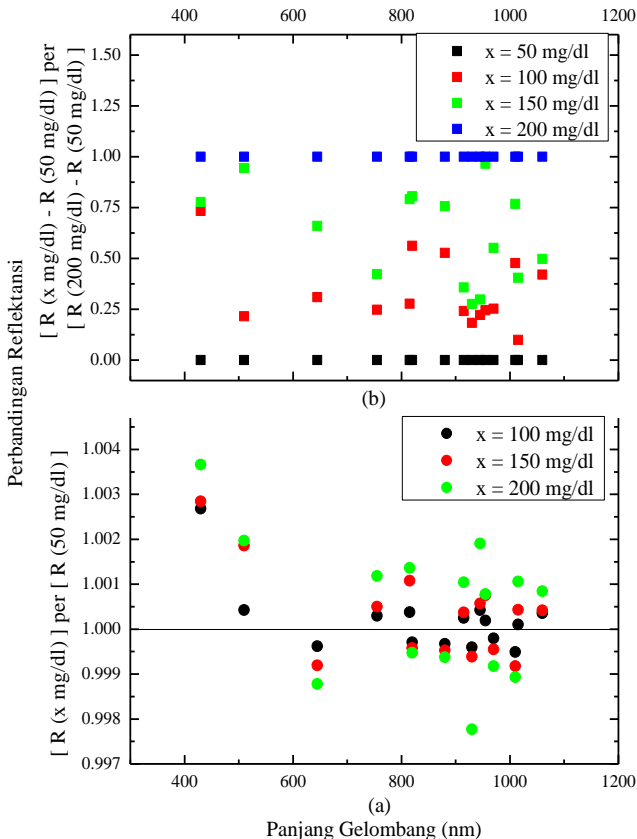
500 mg/dl. Meskipun demikian, nilai step yang lebih kecil memiliki tingkat keakuratan perubahan nilai reflektansi lebih tinggi. Berikut ini adalah gambar hasil simulasi perubahan kadar glukosa darah fungsi panjang gelombang pilihan :



Gambar 4.3. Nilai reflektansi hasil simulasi terhadap perubahan kadar glukosa darah fungsi panjang gelombang pilihan menggunakan *infinitely narrow beam*.

Pada gambar 4.4 ditampilkan nilai reflektansi relatif terhadap (a) kadar glukosa darah 50 mg/dl dan (b) rentang nilai kadar glukosa darah minimal (50 mg/dl) dan maksimal (200 mg/dl) untuk panjang gelombang pilihan. Secara keseluruhan penambahan kadar glukosa dalam darah mengakibatkan penurunan nilai koefisien hamburan dan penyerapan darah hampir diseluruh spektrum panjang gelombang (Tuchin, 2006). Hal ini dikarenakan penambahan glukosa darah mengurangi nilai indeks bias riil dan imajiner molekul eritrosit relatif terhadap plasma darah. Sementara itu, penambahan kadar glukosa dalam darah mengaki-

batkan kenaikan nilai indeks bias plasma darah dan *anisotropy*. Berikut ini adalah gambar yang berisi nilai reflektansi kadar glukosa darah relatif, (a) yang memaparkan kenaikan atau penurunan nilai reflektansi, dan (b) yang menggambarkan perubahan nilai reflektansi relatif terhadap rentang nilai minimal (0,1 cm) dan maksimal (0,5 cm), sehingga dapat diketahui sensitifitas perubahan nilai reflektansi pada setiap panjang gelombang :

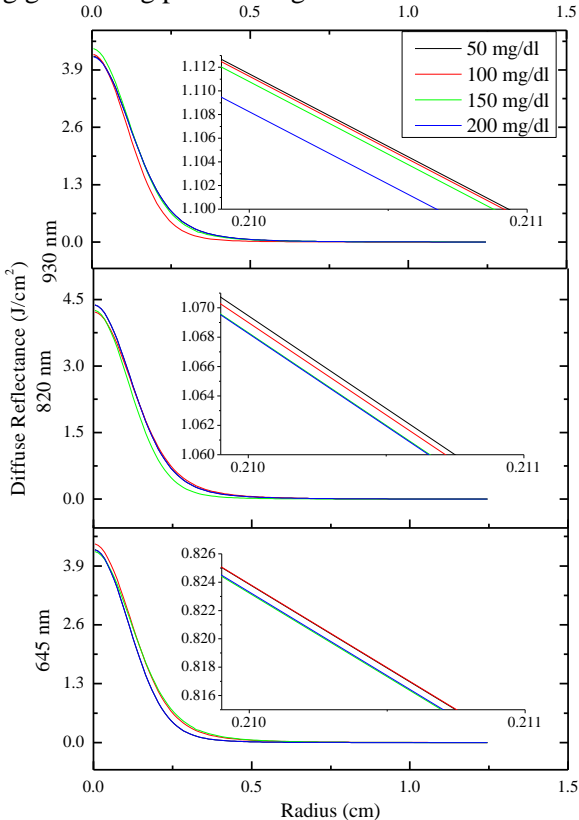


Gambar 4.4. Nilai reflektansi kadar glukosa darah relatif terhadap (a) kadar glukosa darah 50 mg/dl dan (b) rentang nilai kadar glukosa darah minimal (50 mg/dl) dan maksimal (200 mg/dl) fungsi panjang gelombang pilihan.

Penurunan nilai indeks bias riil molekul eritrosit mengakibatkan penurunan nilai koefisien hamburan. Sementara itu, penurunan nilai indeks bias imajiner eritrosit mengakibatkan penurunan nilai koefisien penyerapan. Penurunan ini terjadi pada spektrum panjang gelombang 400-600 nm. Kontribusi nilai koefisien penyerapan dan hamburan terhadap nilai reflektansi, yaitu penurunan nilai koefisien hamburan mengakibatkan penurunan nilai reflektansi. Penurunan koefisien penyerapan memberikan kontribusi terhadap kenaikan nilai reflektansi. Sementara itu, kenaikan nilai *anisotropy* dapat meningkatkan probabilitas besarnya nilai sudut hamburan, sehingga dapat menyebabkan kenaikan nilai reflektansi. Pada gambar 4.4(a), terlihat bahwa secara keseluruhan penambahan glukosa dalam darah mengakibatkan penurunan reflektansi. Hal ini dikarenakan terjadi penurunan nilai koefisien hamburan yang lebih tajam daripada penurunan nilai koefisien penyerapan. Sementara itu, untuk panjang gelombang 430, 510, 755, 815, 915, 945, 955, 1015, dan 1060 nm penurunan nilai koefisien penyerapan justru lebih tajam daripada penurunan nilai koefisien hamburan, sehingga menghasilkan kenaikan nilai reflektansi.

Pada gambar 4.5 ditampilkan nilai *diffuse reflectance* untuk tiga panjang gelombang pilihan, yaitu : 645, 820, dan 930 nm fungsi radius (jarak antara sinar datang dan keluar dari permukaan *tissue*). Dalam gambar tersebut, terlihat bahwa radius dengan nilai reflektansi yang mendekati 1 J/cm^2 untuk setiap panjang gelombang adalah 0,21 cm. Informasi tersebut dapat digunakan sebagai pertimbangan dalam menentukan penempatan sensor optis. Tiga panjang gelombang tersebut dipilih berdasarkan gambar 4.4(b), karena memiliki sensitifitas perubahan nilai reflektansi yang terbaik terhadap perubahan kadar glukosa darah. Panjang gelombang 645, 820, dan 930 nm memiliki perubahan nilai reflektansi yang terbesar terhadap perubahan kadar glukosa darah secara berturut-tan, yaitu (100 mg/dl dengan 150 mg/dl), (50 dengan 100 mg/dl), dan (150 mg/dl dengan 200 mg/dl). Berikut ini adalah gambar yang berisi nilai *diffuse reflectance* untuk tiga

panjang gelombang pilihan fungsi radius :

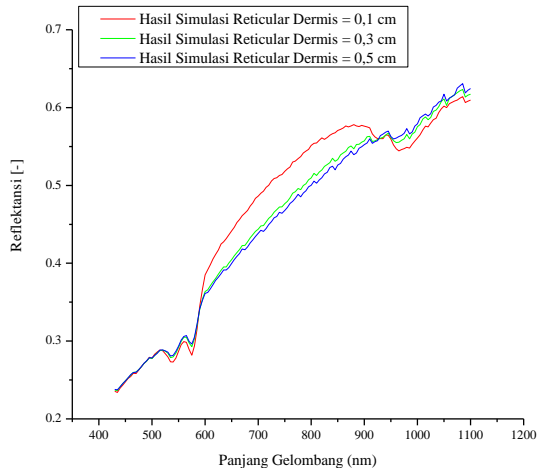


Gambar 4.5. Nilai *diffuse reflectance* fungsi radius untuk tiga panjang gelombang pilihan menggunakan *gaussian beam*, energi 1J, dan radius *beam* 0,2 cm.

2. Ketebalan *Reticular Dermis*.

Dalam bagian ini dipaparkan hasil simulasi perubahan nilai reflektansi terhadap perubahan ketebalan *reticular* dermis. Dapat dilihat pada gambar 4.6, bahwa nilai reflektansi berubah secara linier terhadap perubahan ketebalan *reticular* dermis. Hasil tersebut mirip dengan hasil penelitian yang dilakukan oleh Nunez

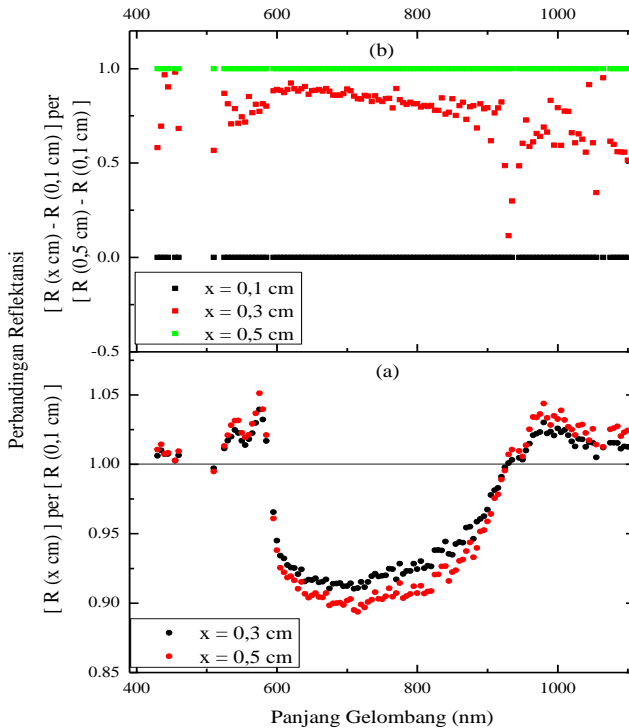
(2009), bahwa pada spektrum panjang gelombang 595-925 nm peningkatan ketebalan *reticular* dermis menyebabkan penurunan nilai reflektansi sebagaimana pada gambar 4.7(a). Fenomena ini terjadi karena semakin besar ketebalan layer *reticular* dermis, maka fraksi volume molekul penyerap semakin besar. Nilai koefisien penyerapan dapat mengkompensasi nilai koefisien hamburan, yang menyebabkan probabilitas foton mengalami penyerapan lebih besar, sehingga nilai reflektansi cenderung mengalami penurunan. Berikut ini adalah gambar hasil simulasi terhadap perubahan ketebalan *reticular* dermis :



Gambar 4.6. Nilai reflektansi hasil simulasi terhadap perubahan ketebalan *reticular* dermis menggunakan *infinitely narrow beam*.

Sementara itu, pada spektrum panjang gelombang 430-585 nm dan 930-1100 nm peningkatan ketebalan *reticular* dermis menyebabkan kenaikan nilai reflektansi. Pada spektrum tersebut memang terjadi kenaikan fraksi volume molekul penyerap pada layer *reticular* dermis, namun nilai koefisien penyerapan tidak dapat mengkompensasi nilai koefisien hamburan, sehingga probabilitas foton mengalami penghamburan lebih tinggi daripada penyerapan, yang mengakibatkan nilai reflektansi cenderung mengalami kenaikan. Berikut ini adalah gambar 4.7, (a) yang

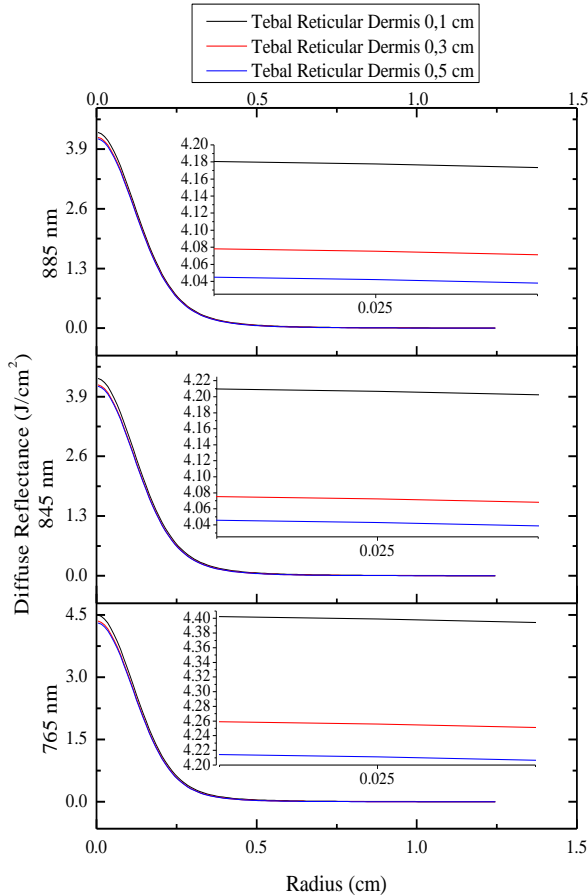
memaparkan kenaikan atau penurunan nilai reflektansi, dan (b) yang menggambarkan perubahan nilai reflektansi relatif terhadap rentang nilai minimal (0,1 cm) dan maksimal (0,5 cm), sehingga dapat diketahui sensitifitas perubahan nilai reflektansi pada setiap panjang gelombang.



Gambar 4.7. Nilai reflektansi ketebalan *reticular* dermis relatif terhadap (a) ketebalan *reticular* dermis 0,1 cm dan (b) rentang nilai ketebalan *reticular* dermis minimal (0,1 cm) dan maksimal (0,5 cm) fungsi panjang gelombang pilihan.

Berikut ini adalah gambar yang berisi nilai *diffuse reflectance* fungsi radius (jarak antara sinar datang dan keluar dari permukaan *tissue*) untuk tiga panjang gelombang pilihan, yaitu : 765, 845, dan 885 nm. Radius yang memiliki nilai reflektansi mendekati 1

J/cm^2 untuk setiap panjang gelombang adalah $0,225 \text{ cm}$. Pemilihan panjang gelombang tersebut didasarkan pada gambar 4.7(b), yaitu terdapat perubahan nilai reflektansi yang paling besar terhadap perubahan ketebalan *reticular* dermis antara $0,3 \text{ cm}$ dengan $0,5 \text{ cm}$.



Gambar 4.8. Nilai *diffuse reflectance* fungsi radius untuk tiga panjang gelombang pilihan menggunakan *gaussian beam*, energi 1J, dan radius *beam* 0,2 cm.

Halaman ini sengaja dikosongkan

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan hasil penelitian ini dapat diambil beberapa kesimpulan, yaitu :

- 5.1.1 Berdasarkan hasil pengujian empat model *tissue* kulit (tabel 3.3) diperoleh bahwa model 8 layer adalah konfigurasi terbaik, karena memiliki pola reflektansi yang paling mendekati pola reflektansi *tissue* kompleks dengan nilai RMSE 0,0725.
- 5.1.2 Berdasarkan hasil simulasi terhadap perubahan kadar glukosa darah dan ketebalan *reticular* dermis, diperoleh bahwa panjang gelombang pencari penyakit diabetes mellitus terdapat dalam spektrum cahaya tampak hingga inframerah dekat yang bersifat diskrit pada variabel kadar glukosa darah dan bersifat kontinu pada variabel ketebalan *reticular* dermis.
- 5.1.3 Terdapat tiga panjang gelombang yang memiliki sensitifitas perubahan nilai reflektansi terbesar (gambar 4.4b dan 4.7b) terhadap perubahan kadar glukosa darah, yaitu : 645, 820, dan 930 nm dan terhadap ketebalan *reticular* dermis, yaitu : 765, 845, dan 885 nm.

5.2 Saran

Dalam rangka meningkatkan mutu penelitian berikutnya, maka terdapat beberapa saran perbaikan sabagai berikut :

- 5.2.1 Pendekatan analitis yang digunakan untuk menentukan nilai karakteristik optis darah mengasumsikan bahwa molekul eritrosit dalam darah berbentuk *sphere* dan antara satu dengan lainnya bersifat homogen, sedangkan keadaan sebenarnya berbentuk *flat biconcave* dan bersifat heterogen. Oleh karena itu, penelitian berikutnya perlu mempertimbangkan penggunaan data pengukuran eksperimental karakteristik optis darah yang mengandung eritrosit bersifat heterogen.

- 5.2.2 Hendaknya perlu mempertimbangkan kadar oksigen sebagai variabel penciri diabetes mellitus. Karena penderita memiliki mikrosirkulasi darah yang buruk, sehingga kadar oksigen darah menjadi rendah (Perez, 1994).

LAMPIRAN
DATA KARAKTERISTIK OPTIS

1. Koefisien Penyerapan Air, *Subcutaneus*, dan Darah.

λ (nm)	μ_a Air (cm^{-1})	μ_a <i>Sub- cutaneus</i> (cm^{-1})	μ_a Darah (cm^{-1})		
			G = 50 mg/dl	G = 100 mg/dl	G = 150 mg/dl
430	0.000049	0.082160	819.231100	819.152100	819.073100
435	0.000053	0.077210	609.633400	609.571500	609.509700
440	0.000063	0.073830	477.088700	477.039200	476.989700
445	0.000075	0.068110	384.643900	384.603500	384.563000
450	0.000092	0.063750	320.477100	320.443100	320.409100
455	0.000096	0.059500	267.231400	267.202900	267.174400
460	0.000098	0.055230	236.550900	236.525500	236.500200
465	0.000101	0.048460	203.333600	203.311800	203.289900
470	0.000106	0.043270	180.724500	180.705000	180.685600
475	0.000114	0.037320	162.513300	162.495800	162.478200
480	0.000127	0.033150	149.915600	149.899400	149.883200
485	0.000136	0.029190	136.309800	136.295100	136.280400
490	0.000150	0.025150	135.362900	135.348200	135.333600
495	0.000173	0.021930	125.220300	125.206700	125.193100
500	0.000204	0.019060	119.602400	119.589400	119.576500
505	0.000256	0.016830	115.168600	115.156100	115.143600
510	0.000325	0.015010	117.298800	117.286100	117.273400
515	0.000396	0.013680	122.575200	122.561900	122.548600
520	0.000409	0.012310	145.361400	145.345700	145.330000
525	0.000417	0.011320	185.961700	185.941600	185.921600
530	0.000434	0.010310	238.052600	238.027100	238.001600
535	0.000452	0.009780	266.470400	266.442000	266.413500
540	0.000474	0.008960	287.606500	287.575900	287.545200

545	0.000511	0.008330	266.578000	266.549500	266.521000
550	0.000565	0.007730	229.521500	229.496900	229.472400
555	0.000596	0.007330	196.193400	196.172300	196.151200
560	0.000619	0.006980	183.621800	183.602100	183.582300
565	0.000642	0.006530	202.845700	202.823900	202.802100
570	0.000695	0.006290	242.861600	242.835700	242.809700
575	0.000772	0.005890	294.979800	294.948500	294.917100
580	0.000896	0.005660	242.723000	242.697100	242.671100
585	0.001100	0.005480	157.850800	157.833800	157.816800
590	0.001351	0.005020	77.507020	77.498600	77.490190
595	0.001672	0.004870	36.716560	36.712560	36.708560
600	0.002224	0.004660	16.844850	16.843010	16.841170
605	0.002577	0.004840	10.395550	10.394420	10.393280
610	0.002644	0.004640	8.116446	8.115559	8.114673
615	0.002678	0.004220	6.366032	6.365337	6.364642
620	0.002755	0.004300	5.232357	5.231785	5.231214
625	0.002834	0.004320	4.115536	4.115086	4.114636
630	0.002916	0.004280	3.306592	3.306230	3.305869
635	0.003012	0.004310	2.702499	2.702204	2.701909
640	0.003108	0.004520	2.394691	2.394429	2.394167
645	0.003250	0.004650	2.186531	2.186292	2.186053
650	0.003400	0.004710	1.981408	1.981191	1.980975
655	0.003710	0.004480	1.872932	1.872728	1.872523
660	0.004100	0.004180	1.766067	1.765874	1.765681
665	0.004290	0.004280	1.660806	1.660625	1.660443
670	0.004390	0.004500	1.557111	1.556941	1.556771
675	0.004480	0.004570	1.545796	1.545627	1.545458
680	0.004650	0.004060	1.534677	1.534509	1.534341

685	0.004860	0.003690	1.523655	1.523489	1.523323
690	0.005160	0.003420	1.512783	1.512618	1.512453
695	0.005590	0.003240	1.502102	1.501938	1.501774
700	0.006240	0.003230	1.579281	1.579109	1.578936
705	0.007040	0.003230	1.655406	1.655225	1.655044
710	0.008270	0.003150	1.730490	1.730301	1.730112
715	0.010070	0.003260	1.804507	1.804309	1.804112
720	0.012310	0.003670	1.877485	1.877280	1.877075
725	0.014890	0.004150	2.034174	2.033953	2.033731
730	0.018600	0.004990	2.104628	2.104398	2.104169
735	0.023800	0.005760	2.257779	2.257533	2.257287
740	0.025480	0.006540	2.491858	2.491585	2.491313
745	0.027160	0.008010	2.640355	2.640067	2.639778
750	0.027900	0.009720	2.868712	2.868399	2.868086
755	0.027650	0.011200	3.094059	3.093721	3.093384
760	0.026820	0.012780	3.235728	3.235375	3.235022
765	0.025860	0.012060	3.455822	3.455446	3.455069
770	0.024920	0.008710	3.673153	3.672752	3.672352
775	0.024050	0.005530	3.808431	3.808015	3.807600
780	0.023170	0.004090	3.942019	3.941589	3.941159
785	0.022380	0.003570	4.152098	4.151646	4.151193
790	0.021620	0.003460	4.281809	4.281342	4.280876
795	0.020880	0.003590	4.409834	4.409354	4.408873
800	0.020250	0.004030	4.536352	4.535858	4.535363
805	0.019630	0.004540	4.661360	4.660852	4.660345
810	0.019270	0.005270	4.860693	4.860164	4.859634
815	0.019330	0.006030	4.906922	4.906388	4.905854
820	0.019900	0.006910	5.027528	5.026980	5.026432

825	0.024090	0.007750	5.295455	5.294878	5.294301
830	0.028280	0.008030	5.486033	5.485435	5.484838
835	0.031930	0.007750	5.600925	5.600315	5.599706
840	0.034750	0.007260	5.714241	5.713619	5.712998
845	0.037570	0.006780	5.753823	5.753197	5.752571
850	0.039520	0.006370	5.937499	5.936853	5.936208
855	0.040890	0.006390	6.047314	6.046656	6.045999
860	0.042250	0.006740	6.298633	6.297947	6.297262
865	0.044360	0.007510	6.334086	6.333397	6.332708
870	0.046960	0.009380	6.439606	6.438905	6.438204
875	0.049560	0.011980	6.403514	6.402818	6.402121
880	0.052530	0.016360	6.507349	6.506642	6.505935
885	0.055750	0.022620	6.471194	6.470491	6.469788
890	0.058970	0.031160	6.573598	6.572884	6.572170
895	0.062660	0.039830	6.674947	6.674222	6.673497
900	0.067070	0.046330	6.706909	6.706180	6.705452
905	0.071470	0.054720	6.806499	6.805759	6.805020
910	0.077590	0.070460	6.904986	6.904236	6.903485
915	0.090530	0.089940	6.868004	6.867258	6.866512
920	0.103500	0.106500	6.831450	6.830708	6.829965
925	0.116400	0.123100	6.861648	6.860903	6.860158
930	0.136300	0.131000	6.957457	6.956702	6.955947
935	0.158000	0.117500	6.920917	6.920166	6.919415
940	0.193000	0.087540	6.884776	6.884029	6.883282
945	0.238000	0.057040	6.784012	6.783276	6.782541
950	0.298000	0.037990	6.748937	6.748205	6.747473
955	0.366700	0.026660	6.778728	6.777993	6.777258
960	0.441200	0.020470	6.680068	6.679343	6.678619

965	0.482700	0.017530	6.518779	6.518072	6.517365
970	0.502300	0.015280	6.485906	6.485203	6.484499
975	0.510600	0.014130	6.453328	6.452628	6.451928
980	0.502000	0.014170	6.421025	6.420328	6.419632
985	0.485500	0.014810	6.264057	6.263377	6.262698
990	0.469000	0.017160	6.108586	6.107924	6.107261
995	0.442500	0.021780	5.892744	5.892105	5.891467
1000	0.416000	0.026540	5.740568	5.739946	5.739325
1005	0.383500	0.032820	5.712442	5.711824	5.711205
1010	0.351000	0.040570	5.684635	5.684020	5.683405
1015	0.318000	0.048770	5.657151	5.656538	5.655926
1020	0.285000	0.054810	5.629978	5.629369	5.628759
1025	0.260500	0.057900	5.603094	5.602487	5.601881
1030	0.235900	0.062740	5.576467	5.575864	5.575260
1035	0.216100	0.067990	5.550068	5.549466	5.548866
1040	0.197500	0.070290	5.523868	5.523270	5.522672
1045	0.182900	0.068500	5.497856	5.497261	5.496665
1050	0.171100	0.065040	5.472030	5.471438	5.470845
1055	0.162100	0.061390	5.446402	5.445813	5.445224
1060	0.157400	0.057050	5.420993	5.420407	5.419821
1065	0.152700	0.053030	5.395826	5.395243	5.394660
1070	0.148000	0.050650	5.370920	5.370339	5.369760
1075	0.153300	0.049470	5.346286	5.345709	5.345132
1080	0.158600	0.048110	5.321925	5.321351	5.320777
1085	0.163900	0.047630	5.297829	5.297257	5.296685
1090	0.172500	0.048010	5.273978	5.273408	5.272839
1095	0.183300	0.048370	5.250350	5.249783	5.249216
1100	0.195300	0.043256	5.226924	5.226359	5.225795

2. Koefisien Penyerapan Darah dan Koefisien Hamburan Darah.

λ (nm)	μ_a Darah (cm^{-1})	μ_s Darah (cm^{-1})			
	G = 200 mg/dl	G = 50 mg/dl	G = 100 mg/dl	G = 150 mg/dl	G = 200 mg/dl
430	818.9941	2342.2850	2343.3450	2344.3910	2345.4210
435	609.4478	2763.5450	2764.9120	2766.2600	2767.5880
440	476.9401	3027.4300	3028.7350	3030.0170	3031.2770
445	384.5225	3209.5520	3210.7140	3211.8510	3212.9630
450	320.3751	3337.5830	3338.5190	3339.4300	3340.3150
455	267.1459	3442.2360	3442.9330	3443.6030	3444.2460
460	236.4749	3503.5840	3504.0310	3504.4510	3504.8430
465	203.2681	3566.8860	3567.0670	3567.2210	3567.3460
470	180.6661	3608.6940	3608.6270	3608.5320	3608.4090
475	162.4607	3640.5350	3640.2270	3639.8910	3639.5270
480	149.8670	3660.7150	3660.1850	3659.6270	3659.0420
485	136.2656	3680.6670	3679.9120	3679.1290	3678.3190
490	135.3189	3692.8820	3692.5800	3692.2510	3691.8960
495	125.1795	3706.5000	3705.8830	3705.2390	3704.5680
500	119.5635	3708.8540	3707.9370	3706.9940	3706.0250
505	115.1311	3706.4390	3705.2430	3704.0220	3702.7740
510	117.2606	3690.4750	3689.0260	3687.5520	3686.0530
515	122.5353	3666.6400	3664.9500	3663.2360	3661.4970
520	145.3142	3611.4460	3609.5570	3607.6440	3605.7070
525	185.9016	3525.0270	3522.9860	3520.9230	3518.8360
530	237.9761	3419.8550	3417.7220	3415.5660	3413.3890
535	266.3851	3356.3330	3354.1050	3351.8560	3349.5860
540	287.5146	3307.2970	3304.9950	3302.6730	3300.3300
545	266.4926	3332.6670	3330.2500	3327.8120	3325.3550

550	229.4478	3383.8320	3381.2700	3378.6880	3376.0870
555	196.1301	3424.9420	3422.2250	3419.4880	3416.7300
560	183.5625	3426.4160	3423.5530	3420.6710	3417.7690
565	202.7804	3372.0650	3369.1030	3366.1220	3363.1220
570	242.7837	3291.9100	3288.9510	3285.9740	3282.9790
575	294.8857	3194.3420	3191.4320	3188.5060	3185.5620
580	242.6452	3284.4850	3281.5130	3278.5240	3275.5170
585	157.7998	3418.5620	3415.4240	3412.2680	3409.0940
590	77.4818	3532.7690	3529.4230	3526.0580	3522.6750
595	36.7046	3578.7150	3575.2160	3571.7000	3568.1660
600	16.8393	3587.7750	3584.1510	3580.5090	3576.8480
605	10.3922	3577.8850	3574.1750	3570.4480	3566.7030
610	8.1138	3561.0720	3557.2870	3553.4860	3549.6680
615	6.3639	3543.3480	3539.4940	3535.6240	3531.7380
620	5.2306	3524.6220	3520.7040	3516.7710	3512.8210
625	4.1142	3505.8470	3501.8690	3497.8760	3493.8670
630	3.3055	3487.6350	3483.6060	3479.5620	3475.5020
635	2.7016	3468.5690	3464.4900	3460.3960	3456.2870
640	2.3939	3450.1990	3446.0780	3441.9420	3437.7920
645	2.1858	3431.7490	3427.5880	3423.4140	3419.2250
650	1.9808	3412.2110	3408.0110	3403.7960	3399.5690
655	1.8723	3393.6950	3389.4610	3385.2140	3380.9530
660	1.7655	3375.2360	3370.9700	3366.6920	3362.4010
665	1.6603	3356.8470	3352.5530	3348.2460	3343.9270
670	1.5566	3338.5330	3334.2120	3329.8790	3325.5340
675	1.5453	3320.1500	3315.8050	3311.4480	3307.0790
680	1.5342	3303.0100	3298.6460	3294.2690	3289.8810
685	1.5232	3284.7470	3280.3610	3275.9640	3271.5560

690	1.5123	3266.5390	3262.1340	3257.7180	3253.2910
695	1.5016	3248.9970	3244.5760	3240.1450	3235.7030
700	1.5788	3231.4110	3226.9750	3222.5300	3218.0740
705	1.6549	3213.9070	3209.4590	3205.0000	3200.5320
710	1.7299	3197.0690	3192.6100	3188.1410	3183.6630
715	1.8039	3180.2780	3175.8100	3171.3330	3166.8460
720	1.8769	3163.5410	3159.0650	3154.5800	3150.0860
725	2.0335	3146.7580	3142.2750	3137.7840	3133.2830
730	2.1039	3128.9710	3124.4800	3119.9810	3115.4720
735	2.2570	3112.3580	3107.8620	3103.3580	3098.8450
740	2.4910	3095.6850	3091.1850	3086.6770	3082.1610
745	2.6395	3079.1760	3074.6730	3070.1630	3065.6440
750	2.8678	3062.6040	3058.0990	3053.5870	3049.0670
755	3.0930	3046.1020	3041.5960	3037.0830	3032.5620
760	3.2347	3029.7900	3025.2840	3020.7700	3016.2490
765	3.4547	3012.8280	3008.3210	3003.8070	2999.2860
770	3.6720	2996.5420	2992.0360	2987.5230	2983.0030
775	3.8072	2979.8150	2975.3090	2970.7970	2966.2780
780	3.9407	2963.7550	2959.2520	2954.7420	2950.2250
785	4.1507	2947.6440	2943.1430	2938.6370	2934.1240
790	4.2804	2931.6930	2927.1960	2922.6930	2918.1830
795	4.4084	2915.1880	2910.6950	2906.1950	2901.6890
800	4.5349	2899.3560	2894.8660	2890.3710	2885.8710
805	4.6598	2883.5940	2879.1100	2874.6200	2870.1240
810	4.8591	2867.8040	2863.3260	2858.8420	2854.3520
815	4.9053	2851.6730	2847.2000	2842.7210	2838.2370
820	5.0259	2836.1020	2831.6350	2827.1620	2822.6850
825	5.2937	2820.3810	2815.9210	2811.4560	2806.9860

830	5.4842	2804.2020	2799.7490	2795.2910	2790.8280
835	5.5991	2789.3840	2784.9390	2780.4890	2776.0350
840	5.7124	2772.8280	2768.3900	2763.9480	2759.5010
845	5.7519	2757.6450	2753.2150	2748.7810	2744.3430
850	5.9356	2742.3510	2737.9300	2733.5050	2729.0760
855	6.0453	2727.2140	2722.8030	2718.3870	2713.9680
860	6.2966	2711.9550	2707.5530	2703.1470	2698.7380
865	6.3320	2697.0140	2692.6220	2688.2260	2683.8260
870	6.4375	2682.0340	2677.6520	2673.2660	2668.8760
875	6.4014	2667.2820	2662.9100	2658.5340	2654.1550
880	6.5052	2652.4180	2648.0570	2643.6920	2639.3240
885	6.4691	2637.2030	2632.8520	2628.4980	2624.1400
890	6.5715	2622.4820	2618.1420	2613.7990	2609.4520
895	6.6728	2607.8320	2603.5040	2599.1720	2594.8380
900	6.7047	2592.7480	2588.4310	2584.1110	2579.7870
905	6.8043	2578.2320	2573.9270	2569.6180	2565.3070
910	6.9027	2563.7760	2559.4820	2555.1860	2550.8870
915	6.8658	2548.9550	2544.6730	2540.3890	2536.1020
920	6.8292	2534.7710	2530.5020	2526.2300	2521.9550
925	6.8594	2520.5680	2516.3110	2512.0510	2507.7890
930	6.9552	2505.7760	2501.5310	2497.2850	2493.0350
935	6.9187	2491.7810	2487.5490	2483.3150	2479.0790
940	6.8825	2477.8530	2473.6340	2469.4140	2465.1910
945	6.7818	2464.0690	2459.8630	2455.6560	2451.4460
950	6.7467	2449.7110	2445.5190	2441.3240	2437.1270
955	6.7765	2435.9190	2431.7400	2427.5590	2423.3770
960	6.6779	2421.7750	2417.6100	2413.4420	2409.2720
965	6.5167	2408.3320	2404.1800	2400.0250	2395.8690

970	6.4838	2394.8070	2390.6680	2386.5280	2382.3860
975	6.4512	2381.3420	2377.2170	2373.0910	2368.9630
980	6.4189	2367.9360	2363.8260	2359.7130	2355.6000
985	6.2620	2354.7270	2350.6300	2346.5320	2342.4330
990	6.1066	2341.5780	2337.4950	2333.4110	2329.3260
995	5.8908	2328.5590	2324.4900	2320.4210	2316.3490
1000	5.7387	2315.5410	2311.4870	2307.4310	2303.3750
1005	5.7106	2302.4640	2298.4250	2294.3840	2290.3420
1010	5.6828	2289.4640	2285.4390	2281.4130	2277.3860
1015	5.6553	2276.5390	2272.5290	2268.5170	2264.5050
1020	5.6282	2263.6870	2259.6910	2255.6950	2251.6970
1025	5.6013	2250.9020	2246.9220	2242.9400	2238.9570
1030	5.5747	2238.1820	2234.2160	2230.2490	2226.2810
1035	5.5483	2225.5210	2221.5700	2217.6180	2213.6660
1040	5.5221	2212.9190	2208.9830	2205.0470	2201.1090
1045	5.4961	2200.3780	2196.4570	2192.5350	2188.6130
1050	5.4703	2187.8990	2183.9930	2180.0870	2176.1800
1055	5.4446	2175.4880	2171.5970	2167.7060	2163.8140
1060	5.4192	2163.1480	2159.2730	2155.3970	2151.5210
1065	5.3941	2150.8840	2147.0240	2143.1640	2139.3030
1070	5.3692	2138.6970	2134.8520	2131.0070	2127.1620
1075	5.3446	2126.5860	2122.7570	2118.9270	2115.0970
1080	5.3202	2114.5510	2110.7370	2106.9220	2103.1070
1085	5.2961	2102.5870	2098.7880	2094.9890	2091.1900
1090	5.2723	2090.6910	2086.9080	2083.1240	2079.3400
1095	5.2486	2078.8610	2075.0930	2071.3250	2067.5560
1100	5.2252	2067.0950	2063.3420	2059.5890	2055.8360

3. *Anisotropy Darah.*

λ (nm)	g Darah (-)			
	G = 50 mg/dl	G = 100 mg/dl	G = 150 mg/dl	G = 200 mg/dl
430	0.994657	0.994674	0.994690	0.994706
435	0.994555	0.994573	0.994590	0.994608
440	0.994607	0.994624	0.994642	0.994659
445	0.994648	0.994665	0.994682	0.994699
450	0.994710	0.994727	0.994744	0.994761
455	0.994751	0.994767	0.994784	0.994800
460	0.994800	0.994816	0.994832	0.994848
465	0.994839	0.994854	0.994870	0.994885
470	0.994868	0.994883	0.994898	0.994913
475	0.994898	0.994912	0.994927	0.994942
480	0.994906	0.994920	0.994935	0.994949
485	0.994920	0.994934	0.994948	0.994962
490	0.994582	0.994598	0.994613	0.994628
495	0.994646	0.994660	0.994675	0.994690
500	0.994711	0.994725	0.994739	0.994753
505	0.994772	0.994785	0.994799	0.994812
510	0.994806	0.994819	0.994832	0.994845
515	0.994845	0.994858	0.994870	0.994883
520	0.994884	0.994897	0.994909	0.994921
525	0.994907	0.994919	0.994931	0.994943
530	0.994911	0.994923	0.994934	0.994946
535	0.994911	0.994922	0.994933	0.994945
540	0.994900	0.994911	0.994922	0.994934
545	0.994865	0.994876	0.994887	0.994898
550	0.994829	0.994840	0.994851	0.994862

555	0.994816	0.994827	0.994838	0.994849
560	0.994814	0.994824	0.994835	0.994846
565	0.994807	0.994818	0.994828	0.994839
570	0.994778	0.994788	0.994799	0.994809
575	0.994748	0.994758	0.994768	0.994779
580	0.994658	0.994669	0.994679	0.994690
585	0.994582	0.994593	0.994603	0.994614
590	0.994532	0.994543	0.994553	0.994564
595	0.994503	0.994513	0.994524	0.994534
600	0.994490	0.994500	0.994511	0.994521
605	0.994463	0.994474	0.994484	0.994494
610	0.994427	0.994437	0.994447	0.994458
615	0.994394	0.994404	0.994414	0.994424
620	0.994373	0.994383	0.994394	0.994404
625	0.994353	0.994363	0.994373	0.994382
630	0.994314	0.994324	0.994334	0.994344
635	0.994270	0.994279	0.994289	0.994299
640	0.994231	0.994241	0.994251	0.994261
645	0.994204	0.994213	0.994223	0.994233
650	0.994176	0.994185	0.994195	0.994204
655	0.994134	0.994143	0.994153	0.994162
660	0.994085	0.994095	0.994104	0.994114
665	0.994041	0.994050	0.994059	0.994069
670	0.994004	0.994013	0.994022	0.994032
675	0.993970	0.993980	0.993989	0.993998
680	0.993931	0.993940	0.993949	0.993959
685	0.993886	0.993895	0.993904	0.993913
690	0.993834	0.993844	0.993853	0.993862

695	0.993783	0.993792	0.993801	0.993811
700	0.993740	0.993749	0.993759	0.993768
705	0.993705	0.993714	0.993723	0.993732
710	0.993667	0.993676	0.993685	0.993694
715	0.993619	0.993628	0.993637	0.993646
720	0.993560	0.993569	0.993578	0.993587
725	0.993501	0.993510	0.993519	0.993528
730	0.993455	0.993464	0.993472	0.993481
735	0.993417	0.993425	0.993434	0.993443
740	0.993380	0.993389	0.993397	0.993406
745	0.993334	0.993343	0.993352	0.993361
750	0.993278	0.993287	0.993295	0.993304
755	0.993217	0.993226	0.993234	0.993243
760	0.993160	0.993168	0.993177	0.993186
765	0.993112	0.993120	0.993129	0.993138
770	0.993069	0.993077	0.993086	0.993095
775	0.993027	0.993036	0.993045	0.993053
780	0.992981	0.992990	0.992998	0.993007
785	0.992930	0.992938	0.992947	0.992955
790	0.992873	0.992881	0.992890	0.992898
795	0.992814	0.992822	0.992831	0.992839
800	0.992755	0.992763	0.992772	0.992780
805	0.992700	0.992708	0.992717	0.992725
810	0.992652	0.992660	0.992669	0.992677
815	0.992610	0.992618	0.992627	0.992635
820	0.992567	0.992576	0.992584	0.992593
825	0.992520	0.992528	0.992536	0.992545
830	0.992464	0.992472	0.992480	0.992489

835	0.992398	0.992406	0.992414	0.992423
840	0.992333	0.992341	0.992349	0.992358
845	0.992271	0.992279	0.992287	0.992296
850	0.992218	0.992226	0.992234	0.992243
855	0.992174	0.992182	0.992190	0.992198
860	0.992133	0.992141	0.992150	0.992158
865	0.992089	0.992098	0.992106	0.992114
870	0.992037	0.992046	0.992054	0.992062
875	0.991976	0.991985	0.991993	0.992001
880	0.991909	0.991917	0.991925	0.991934
885	0.991842	0.991850	0.991858	0.991866
890	0.991778	0.991786	0.991794	0.991802
895	0.991720	0.991729	0.991737	0.991745
900	0.991671	0.991679	0.991687	0.991695
905	0.991624	0.991633	0.991641	0.991649
910	0.991579	0.991587	0.991595	0.991603
915	0.991531	0.991539	0.991547	0.991555
920	0.991477	0.991485	0.991493	0.991501
925	0.991417	0.991425	0.991433	0.991441
930	0.991354	0.991362	0.991370	0.991378
935	0.991287	0.991295	0.991303	0.991311
940	0.991221	0.991229	0.991237	0.991244
945	0.991156	0.991164	0.991172	0.991180
950	0.991096	0.991104	0.991112	0.991120
955	0.991039	0.991047	0.991055	0.991063
960	0.990988	0.990996	0.991004	0.991012
965	0.990939	0.990947	0.990955	0.990963
970	0.990890	0.990898	0.990906	0.990914

975	0.990840	0.990848	0.990856	0.990864
980	0.990786	0.990793	0.990801	0.990809
985	0.990725	0.990733	0.990741	0.990749
990	0.990659	0.990667	0.990675	0.990683
995	0.990589	0.990596	0.990604	0.990612
1000	0.990516	0.990524	0.990531	0.990539
1005	0.990444	0.990452	0.990460	0.990468
1010	0.990376	0.990384	0.990392	0.990400
1015	0.990314	0.990322	0.990330	0.990338
1020	0.990259	0.990266	0.990274	0.990282
1025	0.990209	0.990217	0.990224	0.990232
1030	0.990162	0.990170	0.990177	0.990185
1035	0.990115	0.990123	0.990131	0.990138
1040	0.990065	0.990073	0.990080	0.990088
1045	0.990009	0.990016	0.990024	0.990032
1050	0.989945	0.989953	0.989961	0.989968
1055	0.989875	0.989883	0.989891	0.989898
1060	0.989800	0.989808	0.989815	0.989823
1065	0.989722	0.989730	0.989738	0.989745
1070	0.989645	0.989653	0.989661	0.989668
1075	0.989572	0.989580	0.989587	0.989595
1080	0.989504	0.989512	0.989519	0.989527
1085	0.989443	0.989450	0.989458	0.989466
1090	0.989387	0.989395	0.989402	0.989410
1095	0.989336	0.989343	0.989351	0.989359
1100	0.989287	0.989294	0.989302	0.989309

4. *Extinction Coefficient Bhetacaroten dan Bilirubin.*

λ (nm)	ε (cm ⁻¹ /(moles/L))		λ (nm)	ε (cm ⁻¹ /(moles/L))	
	<i>Bhetacaroten</i>	<i>Bilirubin</i>		<i>Bhetacaroten</i>	<i>Bilirubin</i>
430	106824	46781	565	1585	15
435	111436	49775	570	653	46
440	120966	52087	575	973	34
445	132087	53443	580	833	2
450	138730	54865	585	1108	0
455	133122	54815	590	104	57
460	121174	53846	595	1022	11
465	110148	51160	600	734	59
470	108427	46168	605	680	53
475	112395	38749	610	1630	54
480	110769	29624	615	685	86
485	96758	21324	620	1743	0
490	76107	14019	625	1779	28
495	52736	8608	630	536	28
500	32662	4766	635	1684	33
505	19187	2502	640	937	5
510	10985	1299	645	347	0
515	6540	624	650	554	86
520	3387	340	655	1094	79
525	2027	215	660	455	30
530	2229	129	665	667	0
535	455	107	670	1410	87
540	2144	67	675	234	0
545	703	47	680	473	0
550	1369	62	685	513	0
555	748	57	690	599	35

560	0	53	695	0	0
			700	1437	103

BIODATA

Nama lengkap : Nashruddin Anshori
Tempat/ Tgl. Lahir : Gresik, 19 Agustus 1991
Alamat Rumah : Jln. Marga Reja RT.001 RW.006
Kelurahan Bolo, Kecamatan
UjungPangkah, Kabupaten Gresik
E-mail : masterslaveneon@gmail.com
Hobi : Bersepeda
Moto hidup : Kebahagiaan adalah kenikmatan hati
manakala seseorang merasakan ma-
nisnya iman.

Riwayat Pendidikan :

SD : MI Ihyaul Islam Bolo, UJ. Pangkah, Gresik (1997-
2003).
SLTP : MTs. Ihyaul Islam Bolo, UJ. Pangkah, Gresik (2003-
2006).
SMA : SMAN 1 Sidayu, Gresik (2006-2009).
PT : Teknik Fisika FTI-ITS (2009-2014).