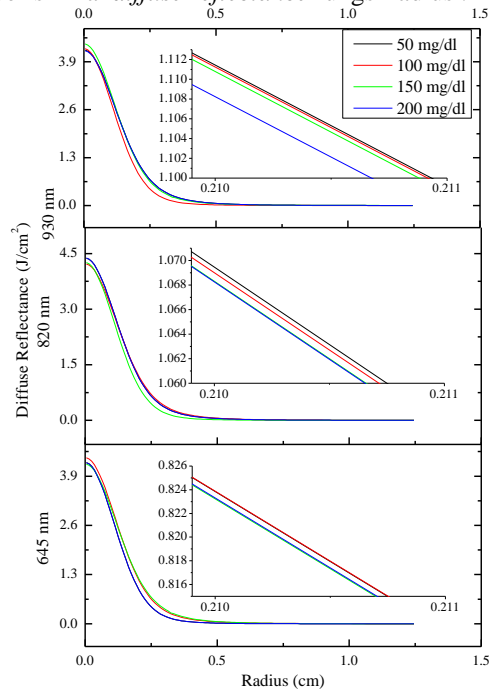


reflektansi. Hal ini dikarenakan terjadi penurunan nilai koefisien hamburan yang lebih tajam daripada penurunan nilai koefisien penyerapan. Sementara itu, untuk panjang gelombang 430, 510, 755, 815, 915, 945, 955, 1015, dan 1060 nm penurunan nilai koefisien penyerapan justru lebih tajam daripada penurunan nilai koefisien hamburan, sehingga menghasilkan kenaikan nilai reflektansi.

Pada gambar 3.4 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 3.3(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-turut, 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* fungsi radius :

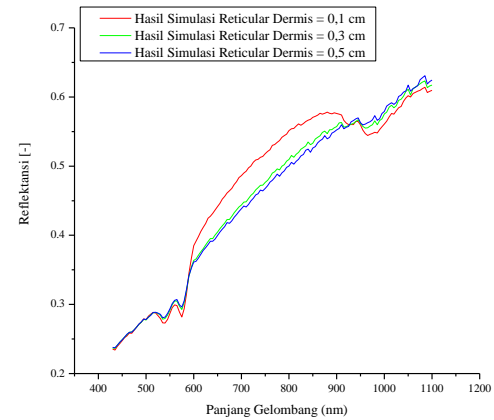


Gambar 3.4 Nilai *diffuse reflectance* fungsi radius untuk tiga panjang gelombang pilihan menggunakan *gaussian beam*, energi 1J, dan radius *beam* 0,2 cm

2. Ketebalan Reticular Dermis

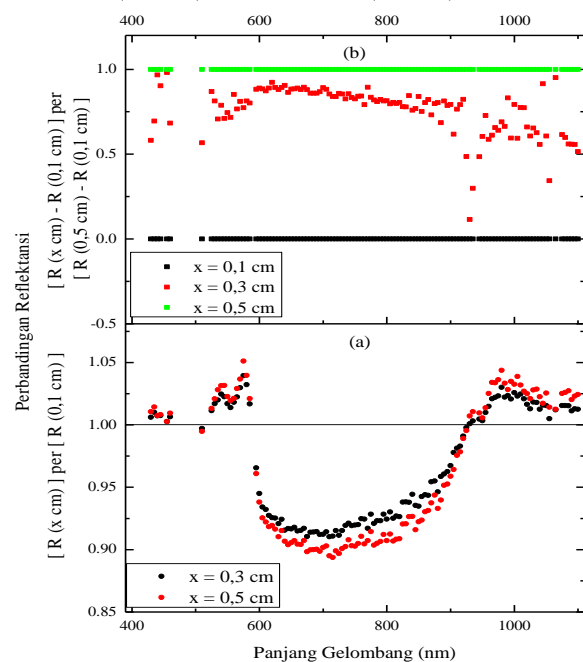
Dalam bagian ini dipaparkan hasil simulasi nilai reflektansi terhadap perubahan ketebalan *reticular* dermis. Dapat dilihat pada gambar 3.5 bahwa nilai reflektansi berubah secara linier terhadap perubahan ketebalan *reticular* dermis. Hasil tersebut mirip dengan penelitian yang dilakukan oleh Nunez [8], bahwa pada spektrum panjang gelombang 595-925 nm peningkatan ketebalan *reticular* dermis menyebabkan penurunan nilai reflektansi. Fenomena ini terjadi karena semakin besar ketebalan layer *reticular* dermis, maka fraksi volume molekul penyerap semakin besar. Selain itu, nilai koefisien

penyerapan dapat mengkompensasi nilai koefisien hamburan yang menyebabkan probabilitas foton mengalami penyerapan lebih besar, sehingga nilai reflektansi cenderung mengalami penurunan. Berikut adalah gambar hasil simulasi terhadap perubahan ketebalan *reticular* dermis :



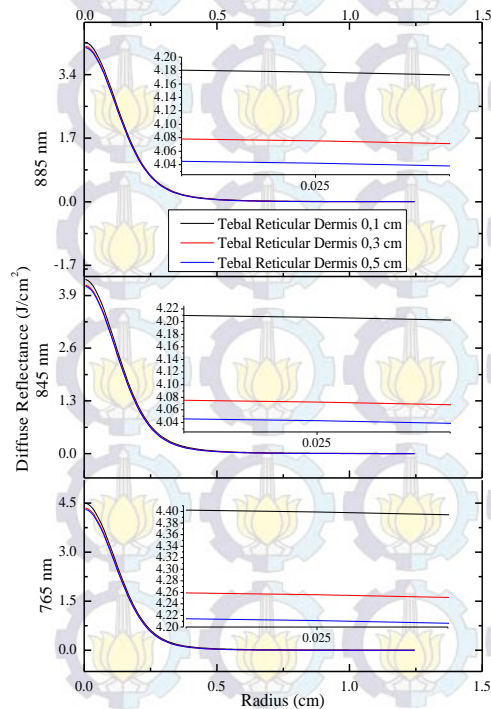
Gambar 3.5 Nilai reflektansi hasil simulasi perubahan ketebalan *reticular* dermis menggunakan *infinitely narrow beam*.

Sementara itu, pada spektrum panjang gelombang 430-585 nm dan 930-1100 nm peningkatan ketebalan *reticular* dermis menyebabkan kenaikan nilai reflektansi. Keadaan ini memang meningkatkan fraksi volume molekul penyerap pada layer *reticular* dermis, namun nilai koefisien penyerapan tidak dapat mengkompensasi nilai koefisien hamburan. Konsekuensinya, probabilitas foton mengalami penghamburan menjadi lebih tinggi daripada penyerapan yang mengakibatkan nilai reflektansi cenderung mengalami kenaikan. Berikut ini adalah gambar 3.6(a) yang menunjukkan kenaikan atau penurunan nilai reflektansi ketebalan *reticular* dermis dan (b) yang menggambarkan perubahan nilai reflektansi relatif terhadap rentang nilai minimal (0,1 cm) dan maksimal (0,5 cm).



Gambar 3.6 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 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 dengan 0,5 cm.



Gambar 3.7 Nilai *diffuse reflectance* fungsi radius untuk panjang gelombang pilihan yaitu 765, 845 Dan 885 nm menggunakan *gaussian beam*, energi 1J, dan radius *beam* 0,2 cm.

IV. KESIMPULAN/RINGKASAN

Berdasarkan hasil pengujian empat model *tissue* kulit (tabel 2.1) diperoleh bahwa model 8 layer adalah konfigurasi terbaik, karena memiliki pola reflektansi yang paling mendekati pola reflektansi *tissue* kompleks dengan nilai RMSE 0,0725. 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 glukosa darah dan bersifat kontinu pada variabel ketebalan *reticular* dermis. Sementara itu, 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. Selain itu, hendaknya perlu mempertimbangkan kadar oksigen sebagai variabel pencari diabetes mellitus. Karena penderita memiliki mikrosirkulasi darah yang buruk, sehingga kadar oksigen darah menjadi rendah [22].

DAFTAR PUSTAKA

- [1] D. R. Whiting, L. Guariguata, C. Weil, and J. Shaw, "IDF Diabetes Atlas: Global estimates of the prevalence of diabetes for 2011 and 2030," *J. Diabetes Research and Clinical Practice*, Vol. 94 (2011) 311-321.
- [2] DCCT Research Group, "The effect of intensive treatment of diabetes on the development and progression of long-term complications in insulin-dependent diabetes mellitus," *J. Med.*, Vol. 329 (1993) 977-986.
- [3] V. V. Tuchin, *Handbook of Optical Sensing of Glucose in Biological Fluids and Tissues*. USA : CRC Press (2009) Ch 1-3,5.
- [4] C. Mansouri, J. P. L'Huillier, N. H. Kashou, and A. Humeau, "Depth sensitivity analysis of functional near-infrared spectroscopy measurement using three-dimensional monte carlo modelling-based magnetic resonance imaging," *J. Lasers Med. Sci.*, Vol. 25 (2010) 431-438.
- [5] L. Wang, and S. L. Jacques, *Monte Carlo Modeling of Light Transport in Multi-layered Tissues in Standard C*, University of Texas M. D. Anderson Cancer Center (1992).
- [6] S. Prahl. (2007). "Monte carlo simulation. [Online]. Available: <http://www.omlc.org/software/mc/>
- [7] L. L. Xue, C. P. Zhang, X. Y. Wang, M.Y. Zhu, L. S. Zhang, R. H. Chi, J. D. Zhang, and G. Y. Zhang, "Monte carlo simulation of light transportation in five layered skin tissue," *Chin. Phys. Lett.*, Vol. 17, No. 12 (2000, Feb.) 909-911.
- [8] A. S. Nunez, "A physical model of human skin and its application for search and rescue," M.S. dissertation, Dept. Air Force, Air Force Institute of Technology, Ohio, USA (2009).
- [9] M. N. S. Yusoff and M. S. Jaafar, "Performance of cuda gpu in monte carlo simulation of light-skin diffuse reflectance spectra," *IEEE EMBS Int. Conf. on Biomedical Engineering and Science*, Langkawi (2012) 264-269.
- [10] I. V. Meglinski and S. J. Macher, "Quantitative assessment of skin layers absorption and skin reflectance spectra simulation in the visible and near-infrared spectral regions," *J. Physiological Measurement*, Vol. 23, No. 4 (2002) 741-753.
- [11] L. Wang, Y. T. Zhang, X. D. Chen, and Z. Wang, "Monte carlo simulation of light propagation in human tissue model," *Int. Conf. On Bioinformatics And Biomedical Engineering*, China (2009) 1-4.
- [12] A. N. Bashkatov, D. M. Zhestkov, É. A. Genina, and V. V. Tuchin, "Immersion clearing of human blood in the visible and near-infrared spectral regions," *J. Optics And Spectroscopy*, Vol. 98, No. 4 (2005) 638-646.
- [13] S. Wang, J. Zhao, H. Lui, Q. He, and H. Zeng, "Monte Carlo simulation of near infrared autofluorescence measurements of in vivo skin," *J. Photochemistry and Photobiology*, Vol. 105 (2011) 183-189.
- [14] S. L. Jacques, "Optical properties of biological tissues: a review," *J. Phys. Med. Biol.*, Vol. 58 (2013) 37-61.
- [15] A. Krishnaswamy and G. V. G. Baranoski, "A study on skin optics," Natural Phenomena Simulation Group, Canada, Tech. Rep. CS-2004-01 (Jan. 2004).
- [16] R. L. P. V. Veen, H. J. C. M. Sterenberg, A. Pifferi, A. Torricelli, and R. Cubeddu, "Determination of VIS- NIR absorption coefficients of mammalian fat, with time and spatially resolved diffuse reflectance and transmission spectroscopy," *OSA Annual BIOMED Topical Meeting*, (2004).
- [17] M. W. Irvine and J. B. Pollack, "Infrared optical properties of water and ice spheres," *ICARUS*, Vol. 8 (1968) 324-360.
- [18] P. Dua, F. J. Doyle, and E. N. Pistikopoulos, "Model-based blood glucose control for type 1 diabetes via parametric programming," *IEEE Trans. On Biomedical Engineering*, Vol. 8, No. 6 (2006, Aug.) 1478-1491.
- [19] N.T. Clancy and M. J. Leahy, "Effect of glucose on the optical properties of arterial blood using Mie theory simulations," in *Proc. SPIE-OSA Biomedical Optics*, Vol. 5862 (2005).
- [20] D. M. Zhestkov, V. V. Tuchin, A. N. Bashkatov, and E. A. Genina, "Optical immersion of erythrocytes in blood: a theoretical modeling," in *Proc. on Advanced Laser Technologies: Biomedical Optics*, Vol. 5486 (2004) 339-346.
- [21] C. Mätzler, "MATLAB functions for mie scattering and absorption," Institute of Applied Physics University of Bern, Swiss, Res. Rep. No. 2002-08 (Jun. 2002).
- [22] M. I. Perez and S. R. Kohn, "Cutaneous manifestations of diabetes mellitus," *J. The American Academy of Dermatology*, Vol. 30, No. 4 (1994) 519-531.