



TESIS - TF142510

**SISTEM *MULTISPECTRAL IMAGING* UNTUK
DIGUNAKAN PADA KAJIAN DERMATOLOGI**

IWAN CONY SETIADI
NRP. 02311550012001

DOSEN PEMBIMBING
Dr.rer.nat. Ir. Aulia M.T. Nasution, M.Sc.

PROGAM MAGISTER
BIDANG KEAHLIAN REKAYASA INSTRUMENTASI INDUSTRI
DEPARTEMEN TEKNIK FISIKA
FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA
2018



TESIS - TF142510

**SISTEM *MULTISPECTRAL IMAGING* UNTUK
DIGUNAKAN PADA KAJIAN DERMATOLOGI**

IWAN CONY SETIADI
NRP. 02311550012001

DOSEN PEMBIMBING
Dr.rer.nat. Ir. Aulia M.T. Nasution, M.Sc.

PROGAM MAGISTER
BIDANG KEAHLIAN REKAYASA INSTRUMENTASI INDUSTRI
DEPARTEMEN TEKNIK FISIKA
FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA
2018

Tesis ini disusun untuk memenuhi salah satu syarat memperoleh gelar
Magister Teknik (M.T.)

di

Institut Teknologi Sepuluh Nopember

oleh:

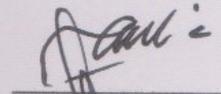
Iwan Cony Setiadi
NRP. 02311550012001

Tanggal Ujian: 15 Januari 2018

Periode Wisuda: Maret 2018

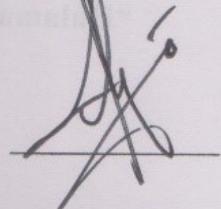
Disetujui oleh:

1. Dr.rer.nat. Ir. Aulia M.T. Nasution, M.Sc.
NIP. 19671117 199702 1 001



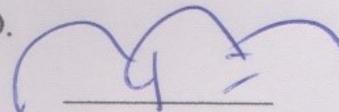
(Pembimbing)

2. Prof. Dr. Ir. Sekartedjo, M.Sc.
NIP. 19500402 197901 1 001



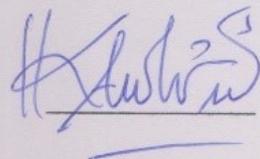
(Penguji)

3. Agus Muhamad Hatta, S.T., M.Si., Ph.D.
NIP. 19780902 200312 1 002



(Penguji)

4. Dr. Katherin Indriawati, S.T., M.T.
NIP. 19760523 200012 2 001



(Penguji)

Dekan Fakultas Teknologi Industri,



Dr. Bambang Lelono Widjiantoro, S.T., M.T.
NIP. 19690507 199512 1 001

“Halaman ini sengaja dikosongkan”

SISTEM *MULTISPECTRAL IMAGING* UNTUK DIGUNAKAN PADA KAJIAN DERMATOLOGI

Nama Mahasiswa : Iwan Cony Setiadi
NRP : 02311550012001
Pembimbing : Dr.rer.nat. Ir. Aulia M.T. Nasution, M.Sc.

ABSTRAK

Motivasi utama penelitian ini adalah merancang suatu sistem *multispectral imaging* (MSI) untuk membantu dermatologis dalam memperoleh informasi berupa kandungan melanin dan darah pada kulit. Beberapa studi sebelumnya menunjukkan bahwa MSI cocok untuk digunakan dalam kajian dermatologi karena sistem ini mampu memperoleh informasi spektral dan spasial. Penulis telah berhasil merancang, melakukan karakterisasi, dan memvalidasi suatu sistem MSI yang nantinya dapat digunakan pada kajian dermatologi dengan pendekatan baru. Sistem yang dirancang terdiri dari dua bagian utama: sumber iluminasi dengan LED untuk 12 panjang gelombang tertentu dan sistem akuisisi gambar yang menggunakan kamera monokromatik yang memiliki resolusi 640x480 piksel dengan lensa makro objektif dengan perbesaran 80-130 kali. Penulis juga menggunakan *Artificial Neural Networks* (ANN) untuk merekonstruksi kubus reflektansi sehingga sistem MSI mampu menghadirkan data reflektansi pada panjang gelombang 380-880 nm dengan kenaikan langkah sebesar 5 nm. Untuk estimasi kandungan melanin dan kandungan darah, teori propagasi cahaya Kubelka-Munk pada dua *layer* digunakan untuk memodelkan reflektansi total dari kulit manusia. Dengan kata lain, reflektansi total dimodelkan sebagai fungsi kandungan melanin dan darah. Dengan melakukan *fitting* atau meminimalkan nilai *error* antara data reflektansi yang terukur oleh sistem MSI dan data reflektansi dari simulasi model, maka kandungan melanin dan darah bisa diestimasi secara akurat. Penulis telah melakukan validasi dengan mengakuisisi data reflektansi dengan MSI dan membandingkannya dengan data dari spektrometer. Hasil estimasi kandungan melanin dengan menggunakan sistem MSI dan spektrometer mengikuti persamaan $y = 0,9565x$ dengan koefisien determinasi (R^2) sebesar 0,9934. Di sisi lain, hasil estimasi kandungan darah mengikuti persamaan $y = 1,1881x$ dengan koefisien determinasi (R^2) sebesar 0,9226. Sistem MSI juga telah berhasil diuji secara *in vivo* untuk mengakuisisi data reflektansi kulit tangan manusia ukuran $\pm 10 \text{ mm} \times 7,5 \text{ mm}$ dengan resolusi sebesar 48 piksel/mm². Rata-rata hasil estimasi kandungan melanin dan darah secara berturut memiliki perbedaan sebesar 1,29% dan 1,06% v/v dibandingkan dengan nilai yang diestimasi dengan Spektrometer USB650. Dengan temuan ini, sistem MSI yang telah penulis rancang bisa lebih lanjut digunakan untuk *assesment* kandungan melanin dan darah pada kulit secara langsung dan non-invasif.

Kata kunci : *Multispectral Imaging*, Dermatologi, Reflektansi Kulit, Estimasi Kandungan Melanin dan Darah, Model Kubelka-Munk.

“Halaman ini sengaja dikosongkan”

MULTISPECTRAL IMAGING SYSTEM APPLIED TO DERMATOLOGY

Student's Name : Iwan Cony Setiadi
Student's Number : 02311550012001
Supervisor : Dr.rer.nat. Ir. Aulia M.T. Nasution, M.Sc.

ABSTRACT

The main motivation of this research is to design a multispectral imaging (MSI) system to assist dermatologists in obtaining information in the form of melanin content and blood on the skin. Several previous studies have shown that MSI is suitable for use in dermatology studies because the system is capable of obtaining spectral and spatial information. We have successfully designed, characterized, and validated an MSI system that could later be used in dermatology studies with new approaches. The designed MSI system consists of two main parts: an illuminated source with LEDs for 12 specific wavelengths and an image acquisition system using a monochromatic camera that has a resolution of 640x480 pixels with an objective macro lens with magnification of 80-130 times. We also use Artificial Neural Networks (ANN) to reconstruct the reflectance cube so that the MSI system is able to present reflectance data at 380-880 nm wavelengths with a step increase of 5 nm. To estimate the content of melanin and blood content, Kubelka-Munk light propagation theory on two layers is used to model the total reflectance of human skin. In other words, the total reflectance is modeled as a function of melanin and blood content. By fitting the curve or minimizing the error value between the reflectance data measured by the MSI system and the reflectance data from the model simulation, the content of melanin and blood can be accurately estimated. We have validated the system by acquiring the reflectance data with MSI and comparing it with the data from the spectrometer. Melanin content estimation result using MSI system and spectrometer follow the equation $y = 0.9565x$ with the coefficient of determination (R^2) equal to 0.9934. On the other hand, the result of the blood content estimation follows the equation $y = 1.1881x$ with the coefficient of determination (R^2) of 0.9226. The MSI system has also been successfully tested in vivo to acquire the hand-skin reflectance data of $\pm 10 \text{ mm} \times 7.5 \text{ mm}$ in size with a resolution of 48 pixels / mm^2 . The mean estimate of melanin and blood content was 1.29% and 1.06%, respectively, compared to the values estimated with the Spectrometer USB650. With these findings, the MSI system we have designed could be further used for the direct and non-invasive assessment of melanin and blood content of the skin.

Keywords: Multispectral Imaging, Dermatology, Skin Reflectance, Melanin and Blood Content Estimation, Kubelka-Munk Mode

“Halaman ini sengaja dikosongkan”

KATA PENGANTAR

Puji dan syukur penulis panjatkan ke hadirat Tuhan Yang Maha Esa atas kasih karunia-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan tesis yang berjudul “Sistem *Multispectral Imaging* untuk Digunakan pada Kajian Dermatologi” yang dimaksudkan untuk memenuhi salah satu syarat guna mencapai gelar magister teknik (S2). terselesaikannya tulisan ini tidak terlepas dari bantuan berbagai pihak. Pada kesempatan ini, penulis ingin mengucapkan terima kasih kepada semua pihak yang telah membantu baik dalam proses penelitian maupun selama penulisan. Ucapan terima kasih ini disampaikan kepada:

1. Bapak Dr.rer.nat. Ir. Aulia M.T. Nasution, M.Sc., selaku dosen pembimbing yang telah meluangkan waktu untuk memberikan bimbingan dan arahan selama penyusunan tesis ini serta atas ilmu yang diberikan selama masa studi
2. Bapak Prof. Dr. Ir. Sekartedjo, M.Sc., Bapak Agus Muhamad Hatta, S.T., M.Si., Ph.D., dan Ibu Dr. Katherin Indriawati, S.T., M.T., selaku dosen penguji yang telah meluangkan waktu untuk menguji dan memberikan masukan pada tesis ini.
3. Lembaga Penelitian dan Pengabdian Masyarakat (LPPM) ITS yang telah mendanai penelitian yang dilakukan penulis dan tim.
4. Bapak/Ibu dosen Program Studi Pascasarjana Teknik Fisika (PSMTF) yang tidak dapat disebutkan satu per satu atas ilmu yang telah diberikan selama masa studi.
5. Kedua orang tua (Hj. Nurul Inayah dan H. M.A. Sutrisno Mz.), Kakak (Rusdiyanto dan Edi Pranoto), Adik (Nidahul Hasanah Safitri), dan seluruh keluarga di Banyuwangi atas kepercayaan, kesabaran, dukungan moril dan materi serta semangat yang tak pernah berhenti sehingga menjadi kekuatanku selama menyelesaikan tesis ini.
6. Teman-teman seperjuangan PSMTF untuk keceriaan dan kenangan serta telah menjadi bagian dalam perjalanan studiku.
7. Teman-teman asisten Laboratorium Fotonika Teknik Fisika ITS.

8. Staf akademik dan administrasi PSMTF, atas bantuannya dalam mengurus keperluan akademik dan administrasi selama penulis melaksanakan studi.
9. Semua pihak yang tidak dapat disebutkan satu-persatu.

Ibarat tiada gading yang tak retak, penulis menyadari bahwa dalam tesis ini masih terdapat banyak kekurangan. Untuk itu, masukan berupa kritik dan saran yang membangun sangat penulis harapkan. Akhir kata, penulis berharap semoga tesis ini dapat memberikan manfaat bagi pembaca dan semua pihak.

Surabaya, 1 Januari 2018

Iwan Cony Setiadi

DAFTAR ISI

LEMBAR PENGESAHAN	iii
ABSTRAK	v
<i>ABSTRACT</i>	vii
KATA PENGANTAR	ix
DAFTAR ISI	xi
DAFTAR GAMBAR	xiii
DAFTAR TABEL	xvii
BAB 1 PENDAHULUAN	1
1.1. Latar Belakang	1
1.2. Rumusan Masalah	5
1.3. Tujuan Penelitian	6
1.4. Manfaat Penelitian	6
BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA	7
2.1. Teknik Pencitra Kulit	7
2.2. Sistem <i>Multispectral Imaging</i> (MSI)	11
2.3. Koreksi Gambar Multispektral	15
2.4. Rekonstruksi Kubus Reflektansi dengan Neural Network	16
2.5. Kulit Manusia dan Karakteristik Optiknya	18
2.5.1. Penyerapan Cahaya pada Kulit Manusia	18
2.5.2. Penghamburan Cahaya pada Kulit Manusia	21
2.5.3. Model Optik Kulit Manusia	23
2.5.4. Model Propagasi Cahaya Kubelka-Munk	25
2.5.5. Estimasi Kandungan Kromofor	29
BAB 3 METODOLOGI PENELITIAN	31
3.1. Alur Penelitian	31
3.2. Perancangan Sistem MSI	33
3.2.1. Sumber Iluminasi	33
3.2.2. Sistem Pencitra (Imaging)	35
3.3. Karakterisasi Sistem MSI	35

3.4. Kalibrasi dan Rekonstruksi	36
3.5. Estimasi Kandungan Kromofor Berbasis Model Kubelka-Munk	37
3.6. Validasi Sistem	38
3.7. Pengujian <i>In Vivo</i>	40
BAB 4 HASIL DAN PEMBAHASAN	43
4.1. Desain Sistem MSI	43
4.2. Karakteristik Sistem MSI	46
4.2.1. Respon Spektrum LED	46
4.2.2. Intensitas Emisi LED.....	48
4.2.3. Homogenitas Sinar	50
4.2.4. Linearitas Skala Keabuan Sensor dan Efisiensi Kuantum	52
4.2.5. Resolusi	55
4.3. Kalibrasi dan Rekonstruksi Kubus Reflektansi	57
4.4. Estimasi Kandungan Melanin dan Darah pada Kulit	65
4.4.1. <i>Forward Model</i> KM: Pengujian Variasi Parameter	67
4.4.2. Estimasi Kandungan Melanin dan Darah pada Uji <i>In Vivo</i>	70
4.5. Validasi	74
4.5.1. Validasi Estimasi Kandungan Melanin	76
4.5.2. Validasi Estimasi Kandungan Darah.....	79
4.5.3. Pengaruh Variasi Jumlah Panjang Gelombang	83
4.6. Diskusi	86
BAB V PENUTUP	91
5.1. Kesimpulan	91
5.2. Saran	92
DAFTAR PUSTAKA.....	xix
LAMPIRAN	xxiii

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1. Teknik Akuisisi Gambar sistem MSI [8].	12
Gambar 2.2. Ilustrasi Data Tiga Dimensi yang Dihasilkan MSI [7].	12
Gambar 2.3. Ilustrasi <i>Filter Wheel</i> Sistem MSI yang Dibangun oleh LE2I [48].	14
Gambar 2.4. Gambaran Proses Rekonstruksi Kubus Reflektansi.	16
Gambar 2.5. X-Rite Color Checker Passport.	17
Gambar 2.6. Koefisien Kepunahan Molar Oksi-hemoglobin dan Deoksi-hemoglobin [7].	20
Gambar 2.7. Koefisien Kepunahan Molar Melanin [7].	21
Gambar 2.8. Ilustrasi Teori Kubelka-Munk [7].	26
Gambar 2.9. Pemisahan Energi Berdasarkan Teori Kubelka-Munk Dua Layer.	28
Gambar 2.10. Diagram Alir Estimasi Parameter Kulit [7].	30
Gambar 3.1. Diagram Alir Penelitian	32
Gambar 3.2. Ilustrasi Perangkat Keras Sistem MSI.	33
Gambar 3.3. Desain PCB Led dan <i>Driver</i> .	34
Gambar 3.4. Ilustrasi Konfigurasi LED dan Reflektor.	34
Gambar 3.5. Posisi Pengambilan Data <i>In Vivo</i>	41
Gambar 3.6. Pembagian Data Kulit Menjadi 4 Kuadran	41
Gambar 4.1. Tampilan Perangkat Keras Sistem MSI (Tampak Samping).	44
Gambar 4.2. Tampilan Perangkat Keras Sistem MSI (Tampak Depan).	44
Gambar 4.3. Hasil Pengambilan Gambar Kulit Manusia pada Jarak 3cm.	45
Gambar 4.4. Hasil Pengambilan Gambar Multispektral Kulit Manusia pada Jarak 1 cm.	46
Gambar 4.5. Spektrum 12 LED Sistem MSI.	47
Gambar 4.6. Spektrum LED 565, LED 880, dan LED 970 Sistem MSI.	47
Gambar 4.7. Kurva Intensitas Terhadap Arus LED 520.	49
Gambar 4.8. Homogenitas Sumber Cahaya (12 LED).	51
Gambar 4.9. Kurva Linearitas Sensor pada 380 nm.	53
Gambar 4.10. Kurva Responsivitas Kamera The Imaging Source Tipe DMK 21AU04.A (Tipe Sensor tipe ICX098BL) [57].	55

Gambar 4.11. Hasil <i>Capture</i> Sistem MSI untuk Objek USAF1951 dengan Jarak 0,2cm.....	56
Gambar 4.12. Hasil <i>Capture</i> Sistem MSI untuk Objek USAF1951 dengan Jarak 5cm.....	56
Gambar 4.13. Gambaran Proses Rekonstruksi Kubus Reflektansi Sistem MSI. ..	58
Gambar 4.14. Diagram <i>Artificial Neural Networks</i>	59
Gambar 4.15. Spektrum Reflektansi <i>Patch</i> 34 (a) , 36 (b), 37 (c) dan 38 (d).	60
Gambar 4.16. Gambar Multispektral Kulit Tangan untuk Uji Hasil Rekonstruksi.	61
Gambar 4.17. Perbandingan Hasil Rekonstruksi MSI dan Spektrometer USB650 (Pengambilan data dilakukan sebanyak 5 kali pada posisi yang sama).	62
Gambar 4.18. Reflektansi Data Kulit Manusia Berdasarkan Penelitian Parra [60].	63
Gambar 4.19. Perbandingan Rata-rata Reflektansi Hasil Rekonstruksi Sistem MSI dan Spektrometer USB650 pada Kuadran I-IV.....	64
Gambar 4.20. Reflektansi Dengan Variasi Kandungan Melanin 5% Hingga 45% v/v. (Kandungan darah sebesar 2% v/v, Ketebalan dermis sebesar 0,1 cm, ketebalan epidermis sebesar 0,015 cm, dan tingkat saturasi oksigen sebesar 50%).	67
Gambar 4.21. Simulasi Reflektansi Model KM dengan Variasi Kandungan Melanin oleh Jolivot et al [8].....	68
Gambar 4.22. Reflektansi Dengan Variasi Kandungan Darah 1% Hingga 7% v/v (Kandungan Melanin sebesar 12% v/v, Ketebalan dermis sebesar 0,1 cm, ketebalan epidermis sebesar 0,007 cm, dan tingkat saturasi oksigen sebesar 50%)	69
Gambar 4.23. Simulasi Reflektansi Model KM dengan Variasi Kandungan Darah oleh Jolivot et al [8].....	69
Gambar 4.24. Perbandingan Reflektansi dari Simulasi Model KM Penulis (Kiri) dan Hasil Penelitian Cho (Kanan) [40].	70
Gambar 4.25. Perbandingan Reflektansi Terukur dan Reflektansi Hasil <i>Fitting</i> untuk Data Kulit Kuadran I dengan Sistem MSI	71

Gambar 4.26. Perbandingan Reflektansi Terukur dan Reflektansi Hasil <i>Fitting</i> untuk Data Kulit dengan Spektrometer USB650.....	71
Gambar 4.27. Perbandingan Hasil Estimasi Kandungan Melanin Sistem MSI dan Spektrometer USB650 pada Kuadran I-IV.....	73
Gambar 4.28. Perbandingan Hasil Estimasi Kandungan Darah Sistem MSI dan Spektrometer USB650 pada Kuadran I-IV.....	73
Gambar 4.29. <i>Phantom</i> I dan II yang Digunakan untuk Validasi.....	75
Gambar 4.30. Koefisien Kepunahan Molar Kopi dan Darah Sapi.....	75
Gambar 4.31. Reflektansi <i>Phantom</i> I dengan Sistem MSI.....	76
Gambar 4.32. Reflektansi <i>Phantom</i> I dengan Spektrometer USB650.....	77
Gambar 4.33. Perbandingan Reflektansi Terukur Sistem MSI dan Reflektansi Simulasi Model KM (<i>Phantom</i> I, Data Ke-1).....	77
Gambar 4.34. Perbandingan Hasil Estimasi Kandungan Melanin dari Sistem MSI Terhadap Spektrometer USB650.....	78
Gambar 4.35. Nilai <i>Error</i> Mutlak Estimasi Kandungan Melanin dari Sistem MSI Terhadap Spektrometer USB650.....	79
Gambar 4.36. Reflektansi <i>Phantom</i> II dengan Sistem MSI.....	80
Gambar 4.37. Reflektansi <i>Phantom</i> II dengan Spektrometer USB650.....	80
Gambar 4.38. Perbandingan Reflektansi Terukur Sistem MSI dan Reflektansi Simulasi Model KM (<i>Phantom</i> II, Data Ke-1).	81
Gambar 4.39. Hasil Estimasi Kandungan Darah dari Sistem MSI dan Spektrometer USB650.....	82
Gambar 4.40. Nilai <i>Error</i> Mutlak Estimasi Kandungan Darah dari Sistem MSI Terhadap Spektrometer USB650.....	82
Gambar 4.41. Nilai R^2 dan Rata-rata Nilai <i>Error</i> Mutlak Terhadap Variasi Jumlah LED pada Hasil Estimasi Kandungan Melanin.....	83
Gambar 4.42. Nilai R^2 dan Rata-rata Nilai <i>Error</i> Mutlak Terhadap Variasi Jumlah LED pada Hasil Estimasi Kandungan Darah.....	84
Gambar 4.43. Gradien Persamaan Garis yang Menghubungkan Antara Estimasi Kandungan Melanin dan Darah dari Sistem MSI dan Spektrometer USB650.....	85

“Halaman ini sengaja dikosongkan”

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1. Perbandingan Kelebihan dan Kekurangan Teknik Pencitra Kulit	10
Tabel 3.1. <i>Phantom</i> untuk Validasi Sistem MSI.....	39
Tabel 3.2. Variasi Jumlah LED.....	40
Tabel 4.1. Hasil Karakterisasi Spektrum LED.....	48
Tabel 4.2. Koefisien Determinasi Linearitas LED.....	49
Tabel 4.3. Intensitas LED pada Arus sebesar 19,8 mA.	50
Tabel 4.4. Rata-rata Reflektansi, Standar Deviasi, dan Varian.....	51
Tabel 4.5. Koordinat RGB Skala Keabuan 10 Objek.	52
Tabel 4.6. Data Linearitas Sensor pada Ke-12 Panjang Gelombang	54
Tabel 4.7. Spesifikasi <i>Artificial Neural Networks</i>	59
Tabel 4.8. GFC dan RMSE Hasil <i>Training</i> ANN.	59
Tabel 4.9. Nilai RMSE dan GFC 8 <i>Patch</i> Data Validasi.....	61
Tabel 4.10. <i>Error</i> Mutlak Reflektansi dari 5 Kali Pengukuran.....	63
Tabel 4.11. RMSE dan GFC dari Sistem MSI terhadap Spektrometer USB650. 65	
Tabel 4.12. Parameter Kulit pada Model KM	66
Tabel 4.13. Hasil Estimasi Kandungan Melanin dan Darah Uji <i>In Vivo</i>	72
Tabel 4.14. Hasil Estimasi Kandungan Melanin pada Proses Validasi	78
Tabel 4.15. Hasil Estimasi Kandungan Darah pada Proses Validasi.....	81

“Halaman ini sengaja dikosongkan”

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang

Berdasarkan data dari World Health Organization (WHO) pada tahun 2011 [1], ada sekitar 2 hingga 3 juta kanker kulit kategori non-melanoma dan sekitar 132.000 kanker kulit kategori melanoma terhitung setiap tahun yang menghasilkan sekitar 48.000 kematian [2]. Pada tahun 2011, data menunjukkan bahwa angka kematian akibat kanker kulit di Indonesia masih berkisar antara 0,8 dan menempati urutan ke-122 di dunia. Jumlah ini sangat sedikit jika dibandingkan dengan Australia yang berkisar hingga 6,2 pada urutan kedua [3]. Kanker kulit merupakan penyakit kulit yang berbahaya dan bisa mengakibatkan kematian bagi penderitanya. Menurut WHO, satu dari tiga jenis kanker yang berhasil didiagnosis merupakan kanker kulit. WHO mengestimasi bahwa sekitar 0,5 – 1% populasi dunia terkena vitiligo, suatu kondisi di mana kulit seseorang kehilangan melanin, pigmen yang menentukan warna pada kulit, rambut, dan mata. Namun, penyakit kulit sering diabaikan atau mendapat perhatian yang rendah dibandingkan penyakit yang lain yang menyebabkan kematian dengan angka yang lebih besar, seperti HIV ataupun TBC. Meskipun suatu penyakit kulit tertentu tidak terasa, namun ia memiliki efek psikologikal yang sangat besar. Penyakit kulit yang serius bisa dideteksi lebih awal yaitu dengan adanya perubahan pada kulit. Untuk satu dekade ini, kepedulian terhadap penyakit kulit cukup meningkat dari tahun ke tahun [4].

Secara visual kulit dengan penyakit tertentu bisa dilihat akibat interaksi cahaya yang masuk pada kulit yang kemudian terdifusi sekaligus terhambur ke luar permukaan. Re-emisi cahaya yang dihasilkan membawa informasi yang penting berupa karakteristik fisis dan optik dari *tissue*. Cahaya tersebut akan tergantung dari kombinasi fenomena penyerapan, penghamburan (*scattering*), dan auto-fluoresensi yang disebabkan adanya kromofor atau fluorofor pada *tissue* [5]. Selanjutnya, dermatologis menganalisis kulit dan menginterpretasikannya berdasarkan pengetahuan dan pengalamannya. Saat ini, dermatologis mengevaluasi penyakit kulit berdasarkan distribusi, ukuran, border, tingkat simetri, dan sebagian besar

melalui warna. Diagnosis berdasarkan warna sangat subjektif karena berdasarkan persepsi penglihatan seseorang saat merespon suatu cahaya [6]. Untuk mengatasi keterbatasan tersebut, maka para peneliti mulai mengembangkan suatu metode dan sistem yang dapat merekam data untuk digunakan sebagai informasi tambahan dalam proses diagnosis oleh dermatologis [7].

Saat ini, teknik pencitra digital telah banyak tersedia untuk digunakan oleh dermatologis sebagai alat untuk membantu diagnosis. Beberapa teknik yang telah berhasil dikembangkan yaitu *digital imaging*, dermatoskopi, dan *multispectral imaging* [8]. Teknik lain yang bisa digunakan dan terbukti cukup akurat adalah teknik spektroskopi. Teknik tersebut memiliki kelebihan dan kelemahan masing-masing. Kelemahan utama *digital imaging* dan dermatoskopi adalah kedua teknik ini hanya mampu menghasilkan informasi spasial pada permukaan kulit [9], [10]. Sementara teknik *multispectral imaging* mampu menghadirkan informasi spektral yang tidak bisa dihasilkan oleh kedua teknik yang disebutkan sebelumnya. Studi dari McIntosh [11] dan Tomatis [12] memperoleh kesimpulan bahwa cara yang paling mungkin untuk melihat perbedaan struktur kulit adalah dengan menerapkan cahaya dengan panjang gelombang tertentu ke kulit yang terindikasi. Artinya, informasi spektral merupakan informasi yang cukup penting selain informasi spasial. Informasi spektral sangat identik dengan teknik spektroskopi. Tidaklah mudah untuk menghadirkan informasi spektral yang bisa digunakan untuk analisis lebih lanjut. Teknik pencitra lain yang cukup populer, seperti *Optical Coherence Tomography* (OCT), *Magnetic Resonance Imaging* (MRI), *Confocal Scanning Laser Microscopy* (CSLM) and *Ultrasound Imaging* (US), juga bisa digunakan untuk membantu proses diagnosis kulit. Namun, teknologi tersebut cukup mahal, terlalu kompleks, dan tidak mudah dioperasikan oleh dermatologis. Teknologi tersebut juga tidak dapat digunakan untuk studi penyakit kulit secara eksploratif [8].

Saat ini, teknik yang paling mungkin digunakan untuk memperoleh informasi tersebut adalah *multispectral imaging* (MSI) atau *hyperspectral imaging* (HSI) [7]. MSI/HSI telah banyak dikembangkan untuk aplikasi diagnosis kulit terutama untuk mengamati fenomena auto-fluoresensi pada kulit [6], [13]–[15]. Fenomena auto-fluoresensi pada kulit ini diakibatkan oleh adanya komponen kromofor seperti oksihemoglobin, deoksi-hemoglobin, melanin, dan lain-lain [16]–[20]. Komposisi

hemoglobin juga dapat digunakan untuk mengetahui tingkat saturasi oksigen pada darah yang ada di kulit [6], [21]–[24]. Kandungan melanin dan darah merupakan informasi yang cukup penting dalam proses diagnosis penyakit kulit. Sebagai contoh, pengukuran kandungan melanin pada kulit merupakan hal yang paling esensial khususnya pada kasus hipopigmentasi dan hiperpigmentasi [25]. Kasus lain, beberapa kanker seperti melanoma, *basal cell carcinoma* (BCC), dan tumor bisa juga dibedakan dengan pengukuran kandungan melanin dan darah [14].

Saat ini, beberapa grup peneliti telah berhasil dalam membangun sistem MSI untuk digunakan pada kajian dermatologi khususnya dalam proses diagnosis penyakit kulit. Tujuan utamanya adalah untuk menggali informasi sebanyak-banyaknya dalam membantu diagnosis. Pada awalnya, sistem MSI diinisiasi oleh Marchesini di Itali pada tahun [26]. Salah satu grup lainnya di UK yang dimotori oleh Moncrieff, juga berhasil membangun sistem sejenis [27]. Hingga saat ini, setidaknya terdapat tiga sistem yang telah dikomersilkan yaitu: Spectrophotometric Intracutaneous Analysis (SIA) scope/Siascopy [27], MelaFind [28], dan SpectroShade [12]. Menurut penulis, harga ketiganya masih relatif cukup mahal.

Beberapa penelitian tentang pengembangan sistem MSI telah berhasil dilakukan berbasis *Liquid Crystal Tunable Filter* (LCTF) dan kamera monokromatik [7], [14]. Sistem MSI dengan LCTF memiliki keunggulan yaitu pada resolusi spektral yang lebih baik [8]. Namun, harga LCTF ini cukup mahal [8], [29]. Beberapa peneliti menyasati hal tersebut dengan menggunakan roda filter (*filter wheel*) dengan memilih beberapa panjang gelombang tertentu. Yamaguchi [23], telah menawarkan sistem MSI dengan 16 panjang gelombang untuk membandingkan kulit normal dan tidak normal. Sementara Vogel [30], menggunakan 6 panjang gelombang pada daerah *near infra-red*. Mansouri [31], juga menggunakan *filter wheel* pada sistem MSI dengan 10 panjang gelombang. Ia juga mengenalkan algoritma rekonstruksi menggunakan *artificial neural networks* (ANN) untuk menghasilkan informasi spektral yang lebih banyak yakni 80 panjang gelombang. Jolivot juga mengadopsi teknik yang telah dikenalkan Mansouri [31] namun dengan pemilihan panjang gelombang yang berbeda [8]. Namun demikian, penggunaan *filter wheel* akan memunculkan efek vibrasi pada alat saat *switching* dari satu filter ke filter yang lain. Lebih lagi, waktu akuisisi dengan menggunakan

filter wheel akan lebih lambat karena tergantung respon karakteristik motor yang digunakan untuk memutar *wheel*. Jakovel [22] membangun sistem MSI dengan cara lain karena pertimbangan faktor ergonomis. Kelompoknya lebih memilih meniadakan filter (baik *filter wheel* atau LCTF) dan memilih menggunakan *Light Emitting Diode* (LED) dengan tiga warna sebagai sumber iluminasi untuk menghasilkan gambar multispektral. Namun, mereka hanya menggunakan tiga jenis LED sehingga informasi spektralnya pun terbatas dan hasilnya pun tidak maksimal. Sistem MSI umumnya menggunakan 4-16 panjang gelombang [8]. Dengan demikian perlu dilakukan penambahan jumlah LED dengan panjang gelombang tertentu untuk menghasilkan lebih banyak informasi yang bisa diolah dan diinterpretasikan. Akan tetapi, penggunaan LED yang cukup banyak akan menambah biaya pembuatan sistem. Untuk mensiasati masalah tersebut, metode rekonstruksi untuk meningkatkan informasi spektral yang telah ditawarkan oleh Mansouri [31] cukup relevan dan bisa digunakan. Metode tersebut terbukti mampu merekonstruksi informasi spektral dengan 10 panjang gelombang menjadi 80 panjang gelombang dengan cukup baik. Di sisi lain, LED juga telah terbukti dapat digunakan sebagai sumber iluminasi dari beberapa penelitian pada bidang fotonika biomedik [32], [33]. Dua keunggulan utama dari penggunaan LED adalah waktu akuisisi dan harganya relatif murah. Namun demikian, LED menghasilkan iluminasi yang tidak seragam [34]. Ketidak-seragaman pada iluminasi, khususnya dalam suatu sistem MSI, akan menyebabkan kesalahan interpretasi informasi [8].

Selain fokus pada perancangan sistem akuisisi, ternyata penelitian terkait MSI untuk dermatologi juga fokus pada metode estimasi dari komponen kulit berdasarkan analisis spektral [6]. Sistem MSI mengakuisisi data tiga dimensi yaitu, dua data spasial (x,y) dan data spektral (λ). Pada kasus ini, ada dua kategori analisis spektral, yaitu: analisis statistik dan analisis berbasis model fisis. Beberapa penelitian yang menggunakan analisis statistik untuk mengestimasi kromofor kulit yaitu berbasis metode multivariat seperti regresi kuadrat terkecil (*least square*) [25], *Support Vector Machine* (SVM) [35], *Blind Source Separation* (BSS) [36], *Independent Component Analysis* (ICA) and *Principal Component analysis* (PCA) [37]. Adapun penelitian yang menggunakan analisis berbasis model fisis telah berhasil dilakukan oleh Bersha [7] dan Jolivot [8]. Bersha [7] menggunakan model

teori difusi, sementara Jolivot [8] menggunakan teori Kubelka-Munk (KM). Model KM paling banyak diminati karena secara sederhana dapat menjelaskan hubungan koefisien penyerapan dan koefisien penghamburan dari suatu objek dengan reflektansi difusi yang meninggalkan objek tersebut [6]. Analisis berbasis model terbukti lebih unggul dalam hal keakuratan, sehingga para peneliti lebih tertarik menggunakan teknik analisis spektral ini [7].

Berdasarkan ulasan sebelumnya dapat diperoleh bahwa MSI memiliki progres yang cukup baik khususnya digunakan pada diagnosis kulit. Gambar yang ditangkap juga harus diinterpretasi dan dianalisis, salah satunya adalah untuk digunakan dalam mengestimasi kandungan kromofor pada kulit. Lebih lagi, untuk aplikasi klinis, dermatologis akan tertarik dengan sistem yang sederhana, cepat, dan murah. Tantangan tersebut harus segera dijawab dan menjadi fokus penelitian di bidang fotonika biomedik saat ini, khususnya untuk kajian dermatologi. Sehingga, pada penelitian ini, penulis mencoba membangun suatu sistem *multispectral imaging* (MSI) untuk digunakan pada kajian dermatologi dengan pendekatan baru. Adapun sistem MSI yang dibangun menggunakan LED sebagai sumber iluminasi dengan mempertimbangkan faktor ergonomis. Penulis juga menggunakan *artificial neural networks* (ANN) untuk merekonstruksi kubus reflektansi sehingga sistem MSI mampu menghadirkan data reflektansi yang lebih banyak sebagai pendukung analisis spektral. Selanjutnya, sistem MSI tersebut bisa digunakan untuk mengestimasi kandungan kromofor utama pada kulit yaitu: darah dan melanin. Adapun teknik analisis spektral yang digunakan adalah analisis berbasis model Kubelka-Munk, yang mana model tersebut cukup sederhana namun akurat.

1.2. Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang, rumusan masalah yang diangkat dalam penelitian ini adalah sebagai berikut:

- a. bagaimana desain suatu sistem *multi-spectral imaging* (MSI) untuk digunakan pada kajian dermatologi,
- b. bagaimana analisis gambar multispektral yang diperoleh dari sistem MSI untuk mengestimasi kandungan melanin dan darah yang merupakan informasi yang cukup penting dalam kajian dermatologi.

1.3. Tujuan Penelitian

Adapun tujuan penelitian ini adalah sebagai berikut:

- a. merancang suatu sistem *multi-spectral imaging* (MSI) untuk digunakan pada kajian dermatologi,
- b. melakukan analisis gambar multispektral dari sistem MSI untuk megestimasi kandungan kromofor utama kulit yaitu melanin dan darah.

1.4. Manfaat Penelitian

Penelitian ini diharapkan memberikan kontribusi lebih lanjut terhadap desain dan pengembangan suatu sistem MSI untuk digunakan pada kajian dermatologi, khususnya untuk mengestimasi kandungan melanin dan darah pada kulit. Sistem MSI yang dibangun dapat mengakuisisi data fisis yang objektif serta telah dikarakterisasi dan divalidasi. Dengan kemampuan menghadirkan informasi kandungan melanin dan darah pada kulit secara akurat, sistem MSI diharapkan menjadi solusi untuk mendeteksi kanker kulit lebih dini serta digunakan untuk proses pemantauan hasil terapi dan penyembuhan beberapa penyakit kulit.

BAB 2

TINJAUAN PUSTAKA

2.1. Teknik Pencitra Kulit

Kulit menyelimuti hampir 97% tubuh manusia. Pada umumnya, penyakit kulit bisa diamati dengan mudah dari bentuk visualnya. Evaluasi penyakit secara visual merupakan prosedur pertama dan paling sering digunakan oleh dermatologis pada prakteknya. Evaluasi tersebut dilakukan berdasarkan distribusi, ukuran, bentuk, border, tingkat simetri, dan sebagian besar melalui warna. Diagnosis berdasarkan warna sangat subjektif karena berdasarkan persepsi penglihatan seseorang saat merespon suatu cahaya. Untuk mengatasi keterbatasan tersebut, maka para peneliti mulai mengembangkan suatu metode dan sistem yang dapat merekam data untuk digunakan sebagai informasi tambahan dalam proses diagnosis oleh dermatologis. Beberapa metode yang telah berhasil dikembangkan yaitu *digital imaging*, dermatoskopi, spektroskopi optik, dan *multispectral imaging* [8]. Subbab ini akan mengulas secara umum teknik-teknik tersebut beserta kelebihan dan kekurangannya.

Seiring dengan penurunan harga, peningkatan kapasitas penyimpanan dan resolusi kamera digital, *digital imaging* telah digunakan lebih banyak dalam praktik dermatologi. *Digital imaging* dalam dermatologi bertujuan untuk memberikan informasi tambahan kepada praktisi seperti visualisasi klinis (pemantauan temporal), kuantifikasi, dan klasifikasi diagnostik. Namun, beberapa keterbatasan harus dipertimbangkan karena kebanyakan kamera digital dirancang untuk preferensi pengguna dan sinyal RGB pun tidak sesuai dengan informasi warna yang objektif. Yamamoto menggunakan kamera digital untuk mengukur indeks *erythema* dan pigmentasi yang hasilnya tampak cukup baik [9]. Namun demikian, ada keterbatasan dalam hal reproduktivitas pada penelitian yang telah ia lakukan. Reflektansi kulit yang diakuisisi oleh kamera digital ternyata tergantung dari jarak kulit ke sumber iluminasi. Di sisi lain, sensor image RGB pada kamera digital juga mempunyai sensitivitas spektral spektroskopi yang sangat luas dan tumpang tindih, yang tentu akan mempengaruhi keakuratan metode yang diterapkan [38].

Teknik lain yang digunakan oleh dermatologis dalam mengevaluasi kulit adalah dermatoskopi. Dermatoskopi juga dapat disebut sebagai mikroskop permukaan kulit. Dermatoskopi mampu digunakan untuk membandingkan melanoma dengan kulit normal dengan cara membedakan morfologi kulit. Sebuah *dermatoscope* bisa terlihat mirip dengan lensa pembesar. *Dermatoscope* dapat memiliki fitur tambahan seperti sistem iluminasi yang terintegrasi, pembesaran yang lebih tinggi, kemampuan untuk mengamati struktur hingga dermis retikuler, dan kemampuan merekam informasi [8]. Sama seperti teknik *digital imaging*, dermatoskopi menggunakan kamera digital sehingga hanya menghadirkan informasi spektral yang terbatas. Majewski berhasil menggunakan *dermatoscope* untuk mengetahui indeks melanin [10]. Namun demikian, indeks melanin tersebut sangat relatif karena diperoleh dengan hanya melihat analisis korelasi.

Di antara teknik pencitraan non-invasif yang digunakan oleh dermatologis, teknik spektroskopi optik adalah teknik yang terbukti sangat berguna [25], [39], [40]. Spektrum reflektansi memberikan informasi fisik objektif yang tepat dibandingkan dengan pengukuran warna yang merupakan informasi subjektif berdasarkan sistem penglihatan warna manusia. Salah satu fitur utama pendekatan teknik spektroskopi optik terletak pada kenyataan bahwa metode ini memiliki sensitivitas yang tinggi dan menghasilkan data yang sifatnya kuantitatif. Dengan fitur ini, dermatologis bisa melakukan pendeteksian kondisi kulit pada tahap awal penyakit yang bahkan tidak mampu terlihat oleh mata manusia dan terekam kamera digital. Teknik ini secara luas juga bisa diterapkan pada parameter penilaian fisiologis, pemantauan kulit, dan evaluasi hasil terapi penyakit kulit. Teknik spektroskopi optik didasarkan pada studi interaksi molekul yang ada di kulit dengan radiasi elektromagnetik. Teknik ini dipengaruhi oleh penyerapan, hamburan dan sifat emisi kulit. Spektrum emisi yang diakuisisi merupakan informasi tentang sifat histologi, morfologi dan biokimia. Saat ini, ada beberapa teknik spektroskopi optik yang berbeda yang dapat digunakan khususnya untuk diagnosis kulit, seperti *diffused reflectance spectroscopy* [40], *fluorescence spectroscopy* [41], *Raman spectroscopy* [42] dan *multimodal spectroscopy* [43]. Teknik spektroskopi optik merupakan teknik *single-point measurement*. Sehingga, teknik tersebut terbatas dalam menghadirkan informasi spasial.

Diffused reflectance spectroscopy (DRS) mengakuisisi data spektrum reflektansi terdifusi pada kulit saat diberikan iluminasi. Reflektansi terdifusi dari kulit bergantung pada koefisien penyerapan dan penghamburan kromofor di dalam kulit. Kulit yang berbeda akan menghasilkan spektrum reflektansi yang berbeda karena komposisi kromofor yang unik pada masing-masing kulit. Adapun jaringan kulit yang sehat dan jaringan yang terkena penyakit memiliki spektrum pantulan yang berbeda [44]. Teknik ini mampu menghadirkan sinyal yang kuat dan menghasilkan *signal to noise ratio* (SNR) yang baik. Teknik ini juga cepat (mengakuisisi data pada beberapa milidetik hingga beberapa detik) dan mudah dikonfigurasi [8]. Studi dari Cho menunjukkan bahwa DRS dapat digunakan untuk mengestimasi kandungan melanin, kandungan darah, ketebalan dermis, dan tingkat saturasi oksigen, dengan sangat baik [40].

Di sisi lain, *fluorescence spectroscopy* (FS) juga cukup sering digunakan untuk membantu diagnosis kelainan pada kulit. *Fluorescence spectroscopy* menangkap sinyal auto-fluoresensi yang diemisikan kembali yang besarnya bergantung pada fluorofor yang ada pada jaringan. Efek fluoresensi tergantung dengan panjang gelombang yang diberikan saat eksitasi. Dengan membedakan spektrum yang diperoleh, maka berbagai kelainan bisa dibedakan. Adapun jenis fluorofor pada kulit meliputi: Tryptophan, Collagen, Porphyrins, Elastin, dan Keratin. Selain itu, teknik ini mampu menghasilkan informasi hingga tingkat molekuler. Namun demikian, sinyal fluoresensi cukup lemah sehingga cukup susah untuk membedakan jenis fluorofor yang ada pada kulit [41].

Sementara itu, *Raman spectroscopy* (RS) menyediakan informasi yang kaya pada tingkat molekuler karena mampu memberikan informasi tentang komposisi jaringan kimia [42]. Efek Raman tidak bergantung pada panjang gelombang eksitasi yang digunakan, yang memungkinkan untuk menghilangkan fenomena yang tidak diinginkan (seperti fluoresensi) dengan memilih panjang gelombang yang sesuai. Keuntungan utamanya adalah teknik ini memiliki selektivitas yang lebih tinggi dibanding teknik fluoresensi [8]. Namun demikian, sama seperti teknik FS, sinyal yang dihasilkan oleh teknik ini juga cukup lemah. Selain itu, kerugian utama pada teknik ini adalah adanya kesulitan untuk membuat instrumen yang dapat digunakan secara klinis.

Multimodal spectroscopy (MMS) mengkombinasikan dua teknik spektroskopi atau lebih untuk meningkatkan informasi untuk keperluan diagnosis. Sebagai salah satu contoh adalah sistem yang telah dibangun oleh Moy yang ditujukan untuk diagnosis kanker kulit. Moy menggabungkan DRS, FS, dan RS sekaligus. Sistem yang telah ia bangun memiliki prospek yang cukup baik. Namun demikian, MMS masih terbatas pada teknologi dan pengadaan komponen penyusunnya. Saat ini, masih belum ada MMS yang telah dikomersilkan. MMS masih terus dikembangkan pada skala laboratorium [43].

Studi dari Jolivot [6] dan Bersha [7] memberikan hasil bahwa, *multispectral imaging* memiliki progres yang cukup baik khususnya digunakan pada diagnosis kulit. Keuntungan utama yang ditawarkan oleh MSI adalah teknik ini mampu menghadirkan dua informasi sekaligus yaitu informasi spektral dan informasi spasial. Teknik ini merupakan kombinasi dari teknik spektroskopi dan *digital imaging*. Informasi spasial cukup penting untuk diagnosis kelainan pada kulit terutama dalam melihat klasifikasi ABCD (*Assymetri, Border, Color, dan Diameter*). Di sisi lain, informasi spektral juga cukup penting karena jaringan kulit yang sehat dan jaringan yang terkena penyakit memiliki spektrum pantulan yang berbeda. Dengan keuntungan ini, para peneliti cukup tertarik mengembangkan sistem ini. Sistem MSI akan di bahas lebih lanjut pada subbab selanjutnya.

Adapun kelebihan dan kelemahan beberapa teknik yang dibahas sebelumnya disajikan dalam Tabel 2.1 berikut.

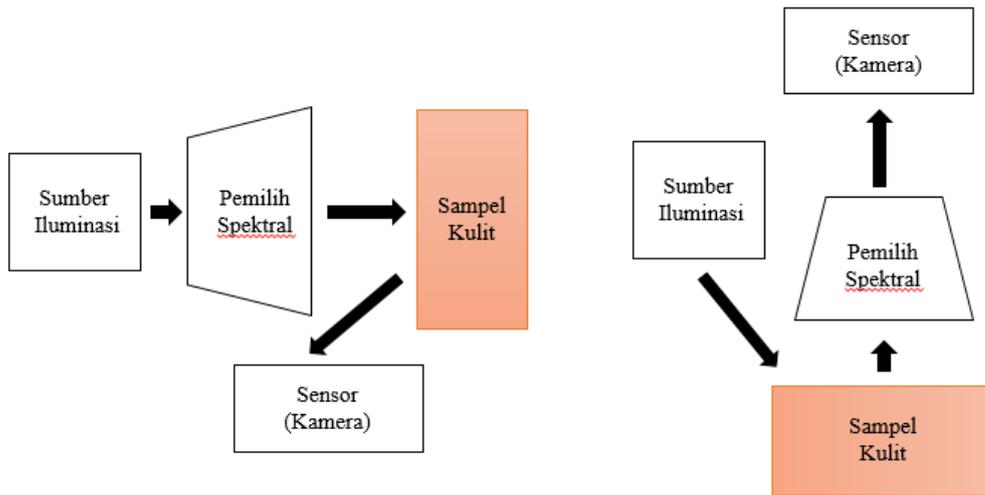
Tabel 2.1. Perbandingan Kelebihan dan Kekurangan Teknik Pencitra Kulit

No	Teknik	Kelebihan	Kekurangan
1	<i>Digital Imaging</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Resolusi spasial yang baik. • Bisa disimpan. • Terjangkau. 	<ul style="list-style-type: none"> • Resolusi spektral terbatas. • Sensitif pada jenis iluminasi. • Pilihan konfigurasi terlalu luas.
2	<i>Dermatoscopy</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Resolusi spasial yang baik • Informasi kedalaman kondisi <i>tissue</i> terbatas (hanya untuk permukaan). 	<ul style="list-style-type: none"> • Resolusi spektral terbatas. • Sensitif pada jenis iluminasi.
3	<i>Diffuse Spectral Spectroscopy</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Intensitas sinyal yang ditangkap cukup kuat. • SNR cukup baik. • Cepat dan mudah. 	<ul style="list-style-type: none"> • Hanya menghitung spektrum rata-rata pada suatu area. Tidak ada informasi spasial.

No	Teknik	Kelebihan	Kekurangan
4	<i>Fluorescence Spectroscopy</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Menghadirkan informasi pada tingkat molekuler 	<ul style="list-style-type: none"> • Susah untuk merangkum informasi dari beberapa fluorofor yang ada. • Intensitas sinyalnya cukup lemah. • Tidak memiliki informasi spasial.
5	<i>Raman Spectroscopy</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Menghadirkan informasi pada tingkat molekuler • Memiliki selektivitas yang lebih tinggi dibanding teknik fluoresensi 	<ul style="list-style-type: none"> • Susah untuk merangkum informasi dari beberapa fluorofor yang ada. • Intensitas sinyalnya cukup lemah. • Konfigurasi cukup rumit. • Tidak memiliki informasi spasial.
6	<i>Multimodal Spectroscopy</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Informasi yang dihasilkan lebih banyak karena hasil kombinasi dari minimal dua teknik <i>spectroscopy</i> 	<ul style="list-style-type: none"> • Belum bisa diaplikasikan secara klinis (tidak ada sistem yang komersial), penggunaan masih dalam studi laboratorium • Tidak memiliki informasi spasial.
7	<i>Multispectral Imaging</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Mampu mengumpulkan informasi spasial dan spektral sekaligus. • Nilai transmisi cukup tinggi • Cepat dan konfigurasinya mudah 	<ul style="list-style-type: none"> • Terbatas pada pemilihan lebar pita dan penggunaan filter atau LED.

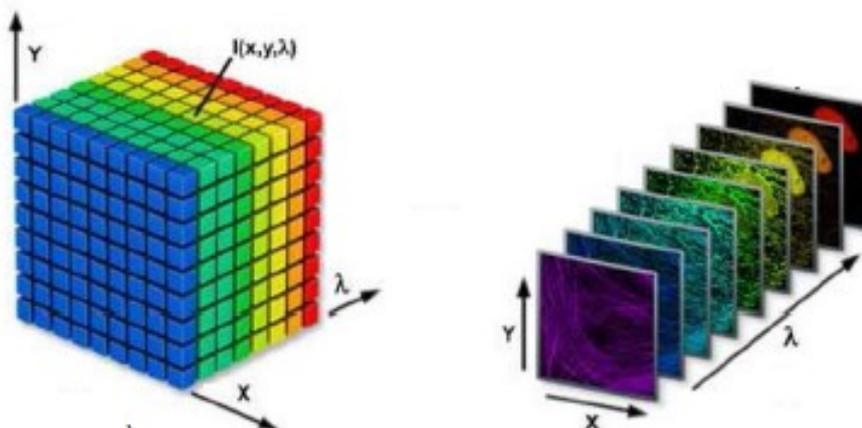
2.2. Sistem Multispectral Imaging (MSI)

Pencitra spektral merupakan suatu teknologi yang mampu menghasilkan gambar dengan berbagai panjang gelombang dan mampu menghasilkan spektrum optik yang presisi pada tiap pikselnya. Selanjutnya, gambar multispektral tersebut direpresentasikan oleh deretan gambar dengan tingkat keabuan tertentu. Seperti yang diketahui, reflektansi kulit memiliki karakteristik yang berbeda untuk setiap panjang gelombang. Selain itu, cahaya dengan panjang gelombang yang berbeda akan penetrasi di kulit pada kedalaman yang berbeda. Sifat inilah yang mendasari ketertarikan para peneliti untuk mengevaluasi penyakit kulit dengan panjang gelombang yang spesifik dari spektrum ultraviolet (UV) hingga *infra-red* (IR) [8].



Gambar 2.1. Teknik Akuisisi Gambar sistem MSI [8].

Salah satu fitur yang dimiliki MSI tapi tidak dimiliki oleh teknik lain yaitu teknik ini mampu menghasilkan informasi spektral dan spasial sekaligus. Meskipun demikian, gambar multispektral yang ditangkap tetap saja akan tergantung dengan kualitas respon spektral dari sensor *image* (kamera) yang digunakan. Ada beberapa teknik yang tersedia untuk mendapat data gambar multispektral. Devais pemilih spektral tertentu (filter) dapat dipasang pada bagian iluminasi (sumber cahaya) atau pun pada bagian pencitra (kamera). Kedua teknik ini bisa dilihat pada Gambar 2.1 di atas. Gambar 2.1 sebelah kiri merupakan ilustrasi sistem MSI yang menempatkan filter di depan devais/sistem iluminasi. Adapun Gambar 2.1 sebelah kanan menempatkan filter pada di depan sensor (kamera).



Gambar 2.2. Ilustrasi Data Tiga Dimensi yang Dihasilkan MSI [7].

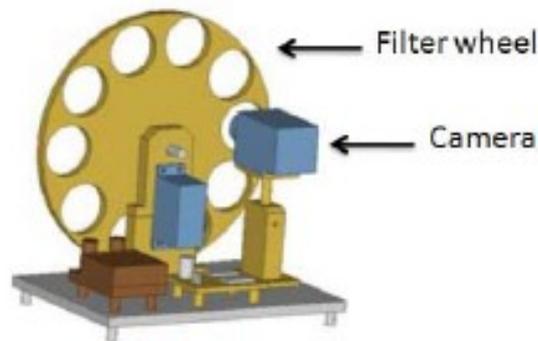
Sistem MSI mengakuisisi data tiga dimensi yaitu: dua data spasial (x,y) dan data spektral (λ). Gambar 2.2 merupakan ilustrasi dari data tiga dimensi tersebut. Pada aplikasinya, teknologi MSI terbagi menjadi dua kategori yaitu: *scanning* spektral dan *scanning* spasial. *Scanning* spektral lebih diminati daripada *scanning* spasial karena operasinya lebih mudah. *Scanning* spektral menggunakan filter pada panjang gelombang tertentu dan dipadukan dengan data dua dimensi yang direkam oleh kamera [23].

Sistem MSI setidaknya terdiri dari sumber cahaya, lensa pembesar dan kamera, filter yang dapat diubah-ubah nilai panjang gelombang yang ia loloskan, serta komputer sebagai pengolah data [6][13][23][45]. Menurut, Jolivot [8], kamera yang paling ideal yang digunakan untuk mengakuisisi data multispektral adalah kamera *gryscale* yang mampu menangkap spektrum UV hingga IR. Namun, kamera dengan spesifikasi ini cukup mahal. Untuk mensiasati masalah tersebut, kamera digital RGB konvensional bisa digunakan sebagai solusi alternatif [22], [46].

Hal lain yang perlu diperhatikan dalam merancang sistem MSI yaitu pemilihan filter. Para peneliti kerap menggunakan *Liquid Crystal Tunable Filter* (LCTF) [7], [8], [13]. Namun, harga LCTF ini cukup mahal [29]. Untuk mengatasi keterbatasan tersebut, maka beberapa peneliti mensiasatinya dengan menggunakan roda filter (*filter wheel*) [23], [30], [47]. Adapun Bersha [7], ia menggunakan mikroskop digital komersial produksi Nuance™ yang di dalamnya sudah terdapat komponen kamera, filter, lensa pembesar, dan komponen optik lainnya.

Yamaguchi [23][35], menawarkan sistem MSI dengan 16 panjang gelombang yang berbeda dengan menggunakan roda filter (*filter wheel*) untuk membandingkan kulit normal dan tidak normal. Sementara Vogel [30], menggunakan 6 panjang gelombang dalam sistem MSI yang berhasil ia rancang. Mansouri [48], juga menggunakan *filter wheel* pada sistem MSI dengan 10 panjang gelombang. Ia juga pertama kali mengenalkan algoritma rekonstruksi menggunakan *artificial neural networks* (ANN) untuk menghasilkan informasi spektral yang lebih banyak yakni sebanyak 80 panjang gelombang [31]. Jolivot juga mengadopsi teknik yang telah dikenalkan Mansouri [32] namun dengan pemilihan panjang gelombang yang

berbeda [11]. Gambar 2.3 merupakan gambar ilustrasi prototip roda filter yang berhasil mereka bangun.



Gambar 2.3. Ilustrasi *Filter Wheel* Sistem MSI yang Dibangun oleh LE2I [48].

Pada dasarnya, penggunaan *filter wheel* pada sistem MSI menghasilkan gambar multispektral yang cukup baik [8]. Namun demikian, penggunaan *filter wheel* akan memunculkan efek vibrasi pada alat saat *switching* dari satu filter ke filter yang lain. Lebih lagi, waktu akuisisi dengan menggunakan *filter wheel* akan lebih lambat karena ia tergantung respon karakteristik motor yang digunakan untuk memutar *wheel*. Masalah lain yang dihadapi adalah harga per satuan filter dengan panjang gelombang tertentu dengan kualitas yang baik juga cukup mahal.

Pendekatan lain yang lebih ekonomis dan bisa digunakan untuk menghasilkan gambar multispektral adalah dengan menggunakan beberapa jenis LED sebagai sumber iluminasi. LED tersebut diatur secara bergantian dalam selang waktu tertentu untuk memberikan iluminasi. Di waktu yang sama, kamera menangkap reflektansi dari objek yang ingin diamati. Jakovels [22] menggunakan LED RGB yang disusun secara melingkar. Kelompoknya lebih memilih meniadakan filter (baik *filter wheel* atau LCTF) dan memilih menggunakan *Light Emitting Diode* (LED) dengan tiga warna yaitu: merah, hijau, dan biru. Namun, mereka hanya menggunakan tiga jenis LED sehingga informasi spektralnya pun terbatas. Sistem MSI umumnya menggunakan 4-16 panjang gelombang [8]. Dengan demikian perlu dilakukan penambahan jumlah LED dengan panjang gelombang tertentu untuk menghasilkan lebih banyak informasi yang bisa diolah dan diinterpretasikan. Akan tetapi, penggunaan LED yang cukup banyak akan menambah biaya pembuatan

sistem. Untuk mensiasati masalah tersebut, metode rekonstruksi untuk meningkatkan informasi spektral yang telah ditawarkan oleh Mansouri [31] cukup relevan. LED terbukti dapat digunakan sebagai sumber iluminasi dari beberapa penelitian pada bidang fotonika biomedik [32], [33]. Dua keunggulan utama dari penggunaan LED adalah waktu akuisisi dan harganya relatif murah.

2.3. Koreksi Gambar Multispektral

Gambar multispektral yang diakuisisi MSI bisa saja dipengaruhi adanya *noise* sistematis dari sistem MSI itu sendiri. Untuk mengatasi ini maka perlu dilakukan proses koreksi terutama pada penggunaan kamera dan pencahayaan [47]. Proses ini bisa dinamakan proses kalibrasi [8] ataupun proses koreksi sebagai mana yang telah diteliti oleh Mansouri [47]. Lebih lanjut, tujuan proses koreksi kali ini adalah untuk menghilangkan *noise* sistematis selama proses akuisisi dengan metode tertentu. *Noise* dapat menyebabkan adanya distorsi yang dapat menghasilkan kesalahan informasi [8]. Adapun gambar monospektral yang ditangkap/diakuisisi sistem dapat dimodelkan sebagai berikut [6]:

$$[R] = [O] + [U \times S] \quad (2.1)$$

yang mana $[R]$ merupakan gambar mentah, $[O]$ merupakan *offset*, $[U]$ merupakan sinyal yang berguna yang ingin diekstrak, dan $[S]$ merupakan respon sensor. Dengan model ini, maka diperlukan kalibrasi dalam hal *noise offset* dan *pixel gain* [15].

Offset berkaitan dengan intensitas yang ditangkap kamera ketika observasi objek warna hitam. Respon sensor $[S]$ berkaitan dengan intensitas yang tidak diinginkan yang mengakibatkan hasil tangkapan gambar tidak seragam ketika observasi gambar yang memiliki warna seragam. Efek tersebut mungkin diakibatkan oleh iluminasi yang tidak seragam, sensitivitas sensor yang berbeda, dan efek *vignetting*. Untuk menghilangkannya, maka perlu dilakukan koreksi dengan menggunakan objek warna putih standar [47]. Adapun koreksi akhir dari gambar mentah dapat diformulasikan sebagai berikut [6]:

$$[U] = \frac{[R] - [O]}{[S]} \quad (2.2)$$

yang mana $[S]$ diperoleh dari persamaan berikut [6]:

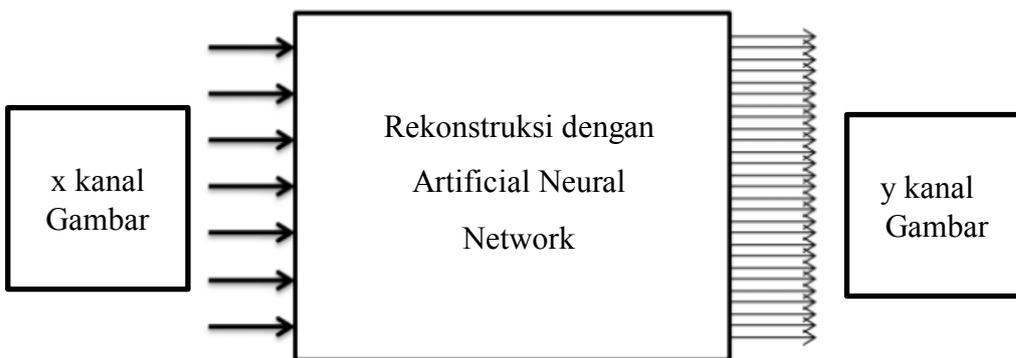
$$[S] = \frac{[F] - [O]}{DR} \quad (2.3)$$

yang mana $[F]$ merupakan gambar yang diperoleh saat observasi objek reflektansi standar putih 99% dan DR merupakan jangkauan dinamik (*dynamic range*) dari kamera. Pada kasus ini, DR berkaitan dengan jumlah bit dari kamera [8].

2.4. Rekonstruksi Kubus Reflektansi dengan ANN

Gambar mentah yang telah dikoreksi $[U]$ selanjutnya akan direkonstruksi menjadi kubus reflektansi. Berdasarkan penelitian Jolivot [8], terdapat tiga kategori metode untuk merekonstruksi kubus reflektansi, yaitu: interpolasi, inversi langsung, dan inversi tidak langsung. Metode interpolasi tidak membutuhkan pengetahuan tentang respon spektral sistem optik. Interpolasi adalah cara menentukan nilai yang berada di antara dua nilai (reflektansi pada panjang gelombang tertentu) yang telah diketahui berdasarkan suatu fungsi persamaan.

Untuk metode inversi langsung, kita perlu memiliki pengetahuan respon spektral dari sistem optik. Sedangkan inversi tak-langsung tidak memerlukan pengetahuan tersebut. *Negative Least Squares* dan ANN merupakan teknik inversi tidak langsung yang paling populer. Metode rekonstruksi dengan ANN memiliki kehandalan dibandingkan dengan yang lainnya. Skema rekonstruksi dengan ANN bisa dilihat pada Gambar 2.4 berikut.



Gambar 2.4. Gambaran Proses Rekonstruksi Kubus Reflektansi.

Tiap spektrum reflektansi dari tiap piksel, dari gambar multispektral, direkonstruksi menggunakan respon kamera dan akan menghasilkan matriks koefisien output. Matriks koefisien output (selanjutnya disebut Matriks Q) inilah

yang akan disimpan sebagai acuan rekonstruksi. Selanjutnya, matriks Q ini akan diterapkan pada tiap piksel gambar yang diakuisi sistem MSI sehingga diperoleh kubus reflektansi. Terdapat sejumlah x input gambar dari sistem MSI yang akan menghasilkan y output. Kubus reflektansi terdiri dari dua dimensi yang merupakan koordinat posisi piksel dan satu dimensi yang menyatakan panjang gelombang (sebanyak y panjang gelombang).

Proses rekonstruksi dengan ANN memerlukan data yang cukup banyak untuk proses *training* dan validasi. Beberapa objek warna natural standar sering digunakan sebagai objek. Sementara sebagai devais pembanding, beberapa peneliti menggunakan spektrometer. Objek tersebut diakuisisi dengan menggunakan sistem MSI dan spektrometer secara terpisah. Sehingga diperoleh data input (data dari sistem MSI) dan data target (data dari spektrometer) untuk digunakan pada proses *training* dan validasi [6]. Adapun salah satu objek yang dapat digunakan untuk proses *training* adalah objek warna natural dari X-Rite Color Checker Passport yang bisa dilihat pada Gambar 2.4 berikut.



Gambar 2.5. X-Rite Color Checker Passport.

Setelah proses *training*, maka ANN diuji dan divalidasi dengan beberapa data. Implementasi algoritma ANN bisa dilakukan dengan bantuan MATLAB Toolbox ataupun bahasa pemrograman lainnya.

Untuk evaluasi hasil kalibrasi dan rekonstruksi kubus reflektansi, *root mean squared error* (RMSE) dan *goodness of fit coefficient* adalah kriteria yang paling sering digunakan. Rekonstruksi dikatakan baik ketika nilai RMSE mendekati nol dan nilai GFC di atas 0.99 [8]. Adapun RMSE diformulasikan sebagai berikut [8]:

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \|R_{SP}(\lambda_i) - R_{MSI}(\lambda_i)\|^2} \quad (2.4)$$

yang mana $R_{SP}(\lambda_i)$ merupakan spektrum yang terukur oleh spektrometer pada panjang gelombang λ_i dan $R_{MSI}(\lambda_i)$ merupakan spektrum hasil rekonstruksi reflektansi pada panjang gelombang λ_i dan N merupakan jumlah sampel. Sementara GFC diformulasikan sebagai berikut [31]:

$$GFC = \frac{|\sum_i R_{SP}(\lambda_i) R_{MSI}(\lambda_i)|}{(\sum_i [R_{MSI}(\lambda_i)]^2)^{1/2} (\sum_i [R_{SP}(\lambda_i)]^2)^{1/2}} \quad (2.5)$$

2.5. Kulit Manusia dan Karakteristik Optiknya

Dalam proses mencitrakan kulit, radiasi yang dipancarkan oleh sumber cahaya harus menembus lapisan kulit sebelum dideteksi dan diperoleh data untuk dianalisis tentang ketebalan, komposisi, dan morfologinya. Untuk lebih lanjut, maka perlu pemahaman tentang kulit manusia dalam hal struktur dan komposisinya. Untuk memahami karakteristik optik dari kulit yang merupakan fungsi dari panjang gelombang, maka perlu juga pengetahuan tentang propagasi cahaya pada jaringan tubuh manusia secara umum [44]. Subbab ini akan mendeskripsikan mekanisme propagasi cahaya pada kulit manusia, mengenalkan hukum dan definisi-definisi yang relevan dalam proses kuantifikasi dan pengukuran serta mencoba mendeskripsikan komponen-komponen kulit.

2.5.1. Penyerapan Cahaya pada Kulit Manusia

Proses penyerapan terjadi ketika energi foton dari sumber cahaya diserap oleh material, biasanya oleh elektron dari suatu atom [40]. Energi foton yang diserap tersebut kemudian diubah menjadi energi yang lain seperti energi panas. Adapun distribusi spektral dari cahaya selama proses penyerapan, akan tergantung dengan jumlah distribusi, konsentrasi, dan spektrum penyerapan dari jenis komponen

penyerap (*absorber*). Hubungan antara penyerapan cahaya terhadap elemen penyerap dan ketebalannya dinyatakan oleh Hukum Lambert-Bouguer [7], yaitu:

$$\frac{dI}{I} = \mu_a dl \quad (2.6)$$

yang mana μ_a merupakan koefisien penyerapan per satuan panjang (biasanya dalam cm^{-1}). Dari persamaan di atas, hubungan intensitas awal (cahaya datang) I_0 dan intensitas yang ditransmisikan I dapat dinyatakan sebagai berikut [7]:

$$I = I_0 e^{-\mu_a l} \quad (2.7)$$

Koefisien penyerapan μ_a dapat diinterpretasikan sebagai probabilitas foton akan diserap oleh media per satuan panjang. Panjang penyerapan adalah jarak yang dibutuhkan untuk intensitas dari cahaya meluruh hingga e^{-1} kali dari intensitas awal. Absorbansi (A) dari suatu media didefinisikan sebagai perbandingan skala logaritmik (\log_{10}) antara intensitas awal terhadap intensitas yang ditransmisikan. Absorbansi suatu objek digunakan untuk mengkuantifikasi seberapa banyak cahaya yang diserap oleh objek tersebut. Satuan Absorbansi adalah *Optical Density* (OD). Absorbansi dirumuskan dengan [7]:

$$A = \log \frac{I_0}{I} \quad (2.8)$$

Koefisien penyerapan akan sebanding dengan jumlah konsentrasi c dan koefisien penyerapan spesifik α . Sehingga intensitas transmisi bisa diperoleh berdasarkan Hukum Beer-Lambert yaitu [7]:

$$I = I_0 e^{-\alpha c l} \quad (2.9)$$

Atau dapat dinyatakan sebagai fungsi dari koefisien kepunahan sebagai berikut [7]:

$$I = I_0 10^{-\epsilon c l} \quad (2.10)$$

Untuk media yang terdiri dari campuran sejumlah n elemen penyerap, maka total absorbansi diperoleh dengan persamaan berikut [7]:

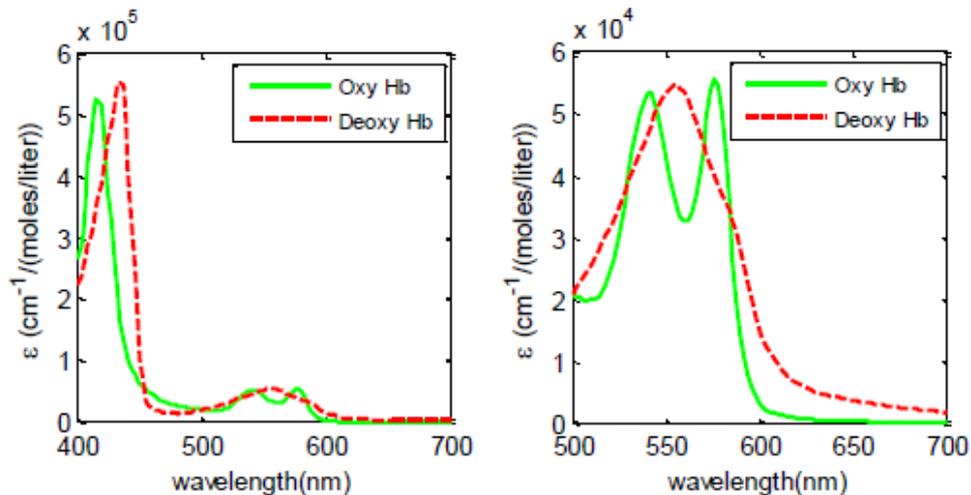
$$A = (\epsilon_1 c_1 + \epsilon_2 c_2 + \epsilon_3 c_3 \dots + \epsilon_n c_n) l \quad (2.11)$$

Namun demikian, Hukum Beer-Lambert akan valid jika cahaya yang masuk ke media bersifat monokromatik dan terkolimasi sempurna, dan media tersebut diasumsikan seragam [7].

Kulit manusia terdiri dari beberapa jenis komponen kimia yang mampu menyerap cahaya yang dikenal sebagai kromofor. Pada rentang UV, komponen

yang berpengaruh pada penyerapan kulit yaitu protein, DNA, dan molekul lainnya [44]. Dalam rentang *infra-red*, penyerapan akan naik pada panjang gelombang yang lebih besar karena kadar air dalam kulit. Adapun pada rentang NIR, penyerapan yang terjadi akan minimal, sehingga cahaya akan penetrasi lebih dalam ke lapisan kulit.

Pada rentang cahaya tampak pada spektrum elektromagnetik, kulit memiliki dua penyerap utama yaitu: hemoglobin dalam darah dan melanin [7]. Hemoglobin memiliki dua bentuk yaituoksi-hemoglobin dan deoksi-hemoglobin yang memiliki spektrum penyerapan yang berbeda. Gambar 2.6 berikut merupakan gambar yang menyatakan koefisien kepunahan molar dari hemoglobin terhadap panjang gelombang.

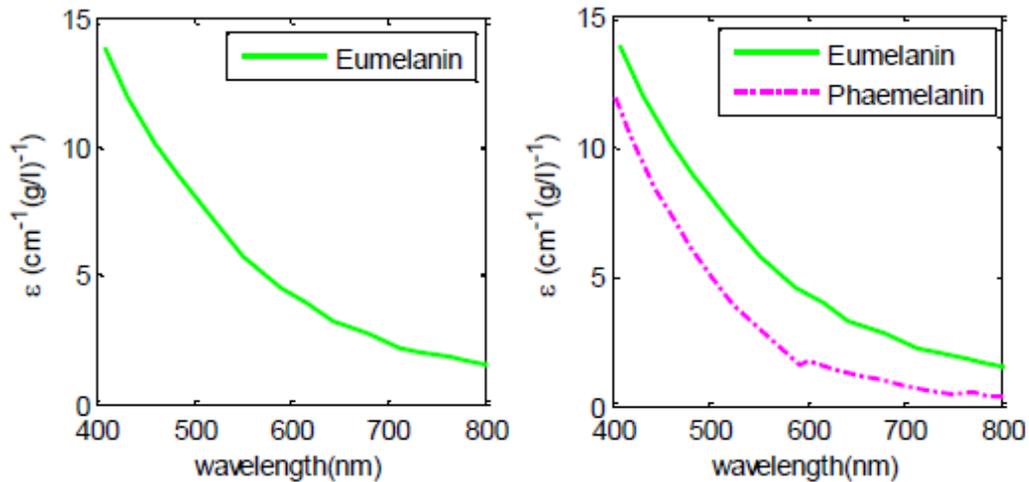


Gambar 2.6. Koefisien Kepunahan Molar Oksi-hemoglobin dan Deoksi-hemoglobin [7].

Oksi-hemoglobin memiliki penyerapan maksimum pada 425nm, 540nm, dan 576nm, sementara deoksi-hemoglobin memiliki penyerapan maksimum pada 430nm, 555nm, dan 760nm [44], [49]. Perbedaan warna antara pembuluh arteri dan vena merupakan akibat dari penyerapan keduanya [7].

Komponen lain yang sangat berpengaruh terhadap penyerapan cahaya oleh kulit yaitu melanin. Pada manusia, melanin bertanggung-jawab terhadap warna kulit, rambut, dan mata. Melanin merupakan penyerap cahaya yang kuat pada panjang gelombang yang rendah. Ada dua jenis melanin yaitu: eumelanin dan phaomelanin. Eumelanin ditemukan pada kulit dan rambut, sementara phaomelanin

ditemukan pada kulit manusia yang lebih cerah [25]. Gambar 2.7 merupakan gambar yang menyatakan koefisien kepunahan molar dari melanin terhadap panjang gelombang.



Gambar 2.7. Koefisien Kepunahan Molar Melanin [7].

Pengetahuan tentang kuantitas melanin serta hemoglobin pada kulit merupakan hal yang cukup penting. Informasi tersebut bisa digunakan sebagai pertimbangan diagnosis dan terapi [13]. Selain keduanya, ada beberapa faktor yang juga berpengaruh terhadap karakteristik penyerapan kulit yang diantaranya adalah kandungan bilirubin, karoten, keratin, atau asam lisopenik [44].

2.5.2. Penghamburan Cahaya pada Kulit Manusia

Penghamburan cahaya (*scattering*) merupakan proses terjadinya defleksi sinar yang datang ke arah yang acak atau random yang diakibatkan adanya partikel pada media propagasi atau antarmuka dari dua media yang berbeda. Penghamburan dari permukaan atau antarmuka juga dikenal sebagai refleksi difusi. Pada jaringan kulit, ada dua jenis penghamburan yang dominan yaitu penghamburan Rayleigh dan penghamburan Mie [49]. Penghamburan Rayleigh juga dikenal sebagai penghamburan yang elastis dan terjadi ketika objek atau permukaan memiliki dimensi yang lebih kecil dibandingkan dengan panjang gelombang cahaya yang datang. Penghamburan Mie adalah penghamburan cahaya yang diakibatkan oleh partikel berbentuk bola. Penghamburan yang terjadi pada jaringan kulit

dideskripsikan sebagai kontribusi relatif penghamburan Mie dan Rayleigh. Untuk satu peristiwa penghamburan, hubungan antara intensitas cahaya datang I_0 dan intensitas transmisi I saat berjalan sejauh lintasan l , dapat dinyatakan oleh persamaan berikut [50]:

$$I = I_0 e^{-\mu_t l} \quad (2.12)$$

yang mana $\mu_t = \mu_s + \mu_a$ merupakan koefisien total atenuasi. μ_s merupakan koefisien penghamburan yang diinterpretasikan sebagai probabilitas foton akan dihamburkan per satuan panjang.

Selain koefisien penghamburan, properti penting dari peristiwa penghamburan adalah anisotropi, g . Anisotropi merupakan suatu pengukuran perubahan arah pada saat terjadi peristiwa penghamburan [49]. Umumnya, nilai anisotropi berkisar antara 0,7 – 0,95 untuk jaringan kulit dan berubah tergantung besar panjang gelombang cahaya yang datang [50]. Koefisien penghamburan dan anisotropi akan mempengaruhi koefisien penghamburan tereduksi atau koefisien transpor penghamburan, μ_s' . Nilai koefisien penghamburan tereduksi diperoleh dari persamaan [50]:

$$\mu_s' = (1 - g)\mu_s \quad (2.13)$$

Adapun koefisien penting yang lain yaitu koefisien transpor atenuasi yang dinyatakan sebagai berikut [50]:

$$\mu_t' = \mu_a + \mu_s' \quad (2.14)$$

Selain itu, pada peristiwa penghamburan juga dikenal *cross-section* penghamburan σ_s yang merupakan kemampuan partikel untuk menghamburkan cahaya. Koefisien penghamburan dan *cross-section* penghamburan memiliki hubungan sebagai berikut [50]:

$$\mu_s = \rho \sigma_s \quad (2.15)$$

yang mana ρ merupakan densitas partikel pada suatu media.

Proses penghamburan cahaya pada jaringan akan tergantung dengan ultra-struktur dari jaringan tersebut. Adanya serat kolagen, densitas lemak pada sel, ukuran inti sel, dan sebagainya akan berpengaruh terhadap fenomena penghamburan yang terjadi. Pada jaringan kulit, partikel penghamburan akan dipengaruhi oleh lemak atau protein yang terdapat pada fluida di antara sel kulit,

serat kolagen, dan serat elastin pada dermis [44]. Melanin merupakan penghambur yang baik karena memiliki indeks refraksi (bias) yang cukup besar. Profil penghamburan pada kulit memiliki dua komponen utama yaitu: penghamburan permukaan dan penghamburan sub-permukaan. Penghamburan permukaan terjadi akibat adanya refleksi dan refraksi pada batas sel, sementara penghamburan sub-permukaan terjadi pada lapisan kulit [7].

Pada kulit, serat kolagen akan mempengaruhi profil penghamburan Mie, adapun serat kolagen yang lebih kecil dan mikro-struktur lainnya akan mempengaruhi penghamburan Mie. Koefisien penghamburan Mie dapat didekati melalui persamaan berikut [6]:

$$\mu_s(\lambda_{Mie}) = 2 \times 10^5 \lambda^{-1.5} \quad (2.16)$$

Adapun koefisien penghamburan Rayleigh dapat didekati melalui persamaan berikut [6]:

$$\mu_s(\lambda_{Rayleigh}) = 2 \times 10^{12} \lambda^{-4} \quad (2.17)$$

Jadi, total koefisien penghamburan pada kulit bisa diprediksi berdasarkan pada hasil penjumlahan dari nilai koefisien penghamburan akibat penghamburan Rayleigh dan Mie yang secara matematis dinyatakan sebagai berikut [6]:

$$\mu_s(\lambda) = \mu_s(\lambda_{Rayleigh}) + \mu_s(\lambda_{Mie}) \quad (2.18)$$

2.5.3. Model Optik Kulit Manusia

Beberapa model optik kulit telah dikembangkan dengan beberapa jenis parameter dan beberapa jumlah lapisan (*layer*) [8]. Model yang paling sederhana adalah model yang terdiri dari dua *layer* dan dua kromofor utama kulit yaitu melanin dan hemoglobin (darah). *Layer* atas merupakan model yang menggambarkan jaringan epidermis, sementara *layer* bawah menggambarkan dermis. Adapun parameter yang paling berpengaruh adalah koefisien absorpsi dari tiap kromofor [49].

Total koefisien penyerapan dari epidermis akan tergantung dari penyerapan yang diakibatkan oleh melanin yang ditentukan oleh komposisi melanosom dan penyerapan oleh *background* kulit. Koefisien penyerapan epidermis $\mu_{a,epi}(\lambda)$ dinyatakan dengan [7]:

$$\mu_{a,epi}(\lambda) = \mu_{a,mel}(\lambda)f_{mel} + (1 - f_{mel})\mu_{a,bg}(\lambda) \quad (2.19)$$

yang mana f_{mel} merupakan volume fraksi dari melanosit (kandungan melanin) pada epidermis, $\mu_{a,mel}$ merupakan koefisien penyerapan dari melanin, dan $\mu_{a,bg}$ merupakan koefisien penyerapan *background* kulit. Koefisien penyerapan dari *background* kulit dapat diperkirakan dengan formula [7]:

$$\mu_{a,bg}(\lambda) = 0.244 + 85.3 e^{\left(\frac{\lambda-154}{66.2}\right)} \quad (2.20)$$

Adapun koefisien penyerapan dari satu melanosom dapat diperkirakan dengan persamaan berikut [7]:

$$\mu_{a,mel}(\lambda) = 6.6 \times 10^{11} \lambda^{-3.33} \quad (2.21)$$

Total koefisien penyerapan pada dermis tergantung dari penyerapan oleh darah dan penyerapan oleh *background* kulit. Penyerapan oleh *background* kulit yang terjadi di dermis sangat mirip dengan penyerapan yang terjadi pada epidermis. Sehingga besarnya $\mu_{a,bg}$ bisa dianggap sama [49]. Adapun total koefisien penyerapan pada dermis dapat dinyatakan sebagai [7]:

$$\mu_{a,der}(\lambda) = \mu_{a,blo}(\lambda)f_{blo} + (1 - f_{blo})\mu_{a,bg}(\lambda) \quad (2.22)$$

yang mana f_{blo} merupakan volume fraksi (kandungan) dari darah. Adapun penyerapan cahaya pada daerah cahaya tampak oleh darah akan didominasi oleh adanya oksihemoglobin dan deoksihemoglobin. Sehingga koefisien penyerapan dari darah dapat dinyatakan sebagai berikut [7]:

$$\mu_{a,blo} = \mu_{a,oxy} + \mu_{a,deoxy} \quad (2.23)$$

Adapun indikator dari perbandingan hemoglobin yang tersaturasi oleh oksigen pada waktu yang sama dikenal dengan tingkat saturasi oksigen (StO₂). Besar tingkat saturasi oksigen dapat diperoleh melalui persamaan berikut [7]:

$$StO_2 = \frac{C_{oxy}}{C_{oxy} + C_{deoxy}} \quad (2.24)$$

yang mana C_{oxy} dan C_{deoxy} berturut-turut merupakan konsentrasi oksihemoglobin dan deoksihemoglobin pada darah [7]. Selain melanin, oksihemoglobin, dan deoksihemoglobin, sebenarnya total penyerapan pada kulit juga dipengaruhi oleh kandungan air dan lemak. Namun besar penyerapan keduanya relatif kecil dibandingkan dengan tiga kromofor yang disebutkan sebelumnya, sehingga keduanya sering diabaikan [51].

Proses penghamburan akan tergantung dari kontribusi dua jenis penghamburan yaitu Mie dan Rayleigh. Adapun koefisien total penghamburan tereduksi pada kulit dapat diperoleh melalui persamaan berikut [7]:

$$\mu'_s = \mu'_s(\lambda_{Mie}) + \mu'_s(\lambda_{Rayleigh}) \quad (2.25)$$

dengan $\mu'_s(\lambda_{Mie})$ dan $\mu'_s(\lambda_{Rayleigh})$ diperoleh dari persamaan sebelumnya.

Dengan menggunakan sifat optik kulit yang telah dibahas sebelumnya, maka model reflektansi hamburan dapat digunakan untuk menyatakan spektrum reflektansi yang diukur pada kulit.

2.5.4. Model Propagasi Cahaya Kubelka-Munk

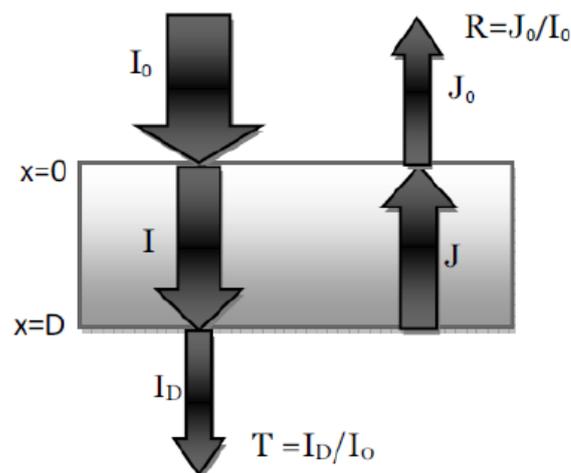
Ada beberapa pendekatan yang dapat digunakan untuk membangun suatu model propagasi cahaya pada kulit di berbagai sumber pustaka. Pendekatan yang paling lumrah yang digunakan adalah mensimulasikan propagasi cahaya pada kulit berdasarkan model Kubelka-Munk [6], teori transfer radiatif, simulasi Monte Carlo (MC) dan model berdasarkan teori difusi [7].

Model berdasarkan pendekatan difusi telah digunakan pada aplikasi biomedis untuk menjelaskan propagasi cahaya pada kulit [19]. Model ini cukup mudah digunakan. Pendekatan teori difusi dapat digunakan hanya jika peristiwa penghamburan terjadi cukup signifikan dibandingkan dengan peristiwa penyerapan. Jika kondisi ini tidak berlaku, maka pendekatan teori difusi akan menghasilkan model yang buruk untuk menggambarkan propagasi cahaya pada jaringan [52].

Simulasi Monte Carlo (MC) juga sering digunakan untuk mensimulasikan propagasi cahaya pada jaringan. Adapun parameter input dari simulasi MC adalah koefisien penyerapan, koefisien penghamburan, dan fungsi fasa penghamburan. Keuntungan simulasi MC dibandingkan dengan pendekatan teori difusi adalah simulasi MC tidak mengharuskan peristiwa penghamburan harus lebih dominan dibanding dengan peristiwa penyerapan. Simulasi MC juga lebih memiliki hasil yang lebih akurat dibandingkan teori difusi. Meskipun demikian, simulasi MC membutuhkan waktu komputasi yang cukup lama dan memakan memori yang cukup besar [7].

Adapun model propagasi cahaya Kubelka-Munk (KM) pertama kali dikenalkan oleh Kubelka dan Munk pada tahun 1931 [44]. Model KM cukup sederhana untuk analisis kuantitatif informasi spektral kulit. Faktor utama yang menyebabkan model KM banyak digunakan adalah karena ia secara sederhana dapat menjelaskan hubungan koefisien penyerapan dan koefisien penghamburan dari suatu objek dengan reflektansi difusi yang meninggalkan objek tersebut [6]. Namun demikian, untuk menggunakan model KM, beberapa asumsi perlu dilakukan. Pertama, kulit dianggap sebagai *layer* yang terbatas dan memiliki karakteristik yang homogen dalam hal koefisien penyerapan dan penghamburan. Kedua, ukuran partikel dari tiap *layer* dianggap sangat kecil jika dibandingkan dengan ketebalan *layer*. Ketiga, cahaya yang diemisikan pada tiap-tiap *layer* setelah penghamburan dianggap memiliki distribusi yang seragam.

Teori KM paling banyak digunakan sebagai model teoritis untuk mempelajari dan memahami propagasi cahaya pada media yang abstrak (*turbid*) karena cukup sederhana [6], [53]. Pada teori KM, dua jenis fluks radian dilibatkan yaitu: fluks arah ke bawah I dan fluks arah ke atas J . Hubungan keduanya dapat diekspresikan sebagai dua persamaan diferensial yang simultan. Adapun ilustrasi teori KM bisa dilihat pada Gambar 2.8 dan Gambar 2.9.



Gambar 2.8. Ilustrasi Teori Kubelka-Munk [7].

Adapun hubungan antara I dan J dapat dideskripsikan melalui dua persamaan diferensial untuk tiap kedalaman yang berbeda. Dua persamaan diferensial tersebut adalah sebagai berikut [44]:

$$dI = (-SI - KI + SJ)dx \quad (2.26)$$

$$-dJ = (-SJ - KJ + SI)dx \quad (2.27)$$

yang mana S dan K secara berturut merupakan koefisien penghamburan balik dan koefisien penyerapan dari media. Dengan integrasi dan substitusi pada kondisi batas, maka solusi partikular akan diperoleh yang mana dapat digunakan untuk menentukan nilai S dan K [7].

Hubungan K dan S dalam fungsi reflektansi R dan Transmittansi T dapat diformulasikan sebagai berikut [44]:

$$\frac{K}{S} = \frac{1 + R^2 - T^2}{2R} - 1 \quad (2.28)$$

Ketika ketebalan media terlalu besar, maka transmittansi T akan memiliki nilai mendekati nol. Sehingga dapat diperoleh hubungan sebagai berikut [44]:

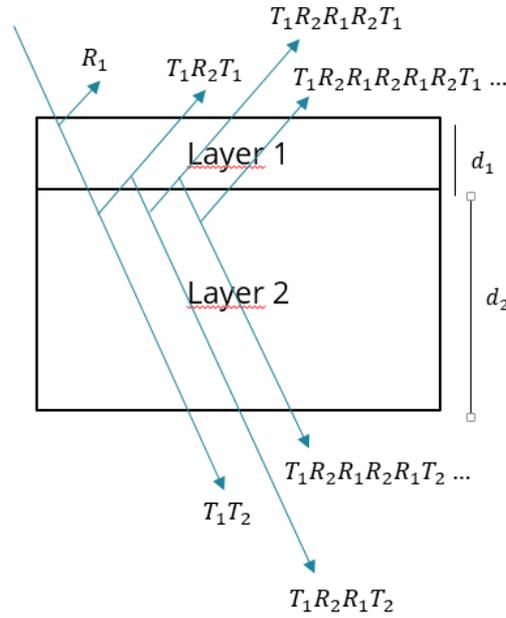
$$\frac{K}{S} = \frac{R^2 - 1}{2R} \quad (2.29)$$

Untuk kasus model dengan dua *layer* (seperti Gambar 2.8), maka total reflektansi R_{12} dan total transmittansi T_{12} dapat dihitung dengan persamaan (2.30) dan (2.31) berikut [6]:

$$R_{12} = R_1 + T_1 T_1 R_2 (1 + R_1 R_2 + R_1^2 R_2^2 + \dots) = R_1 + \frac{T_1 T_1 R_2}{1 - R_1 R_2} \quad (2.30)$$

$$T_{12} = T_1 T_2 (1 + R_1 R_2 + R_1^2 R_2^2 + \dots) = \frac{T_1 T_2}{1 - R_1 R_2} \quad (2.31)$$

Selanjutnya, Kubelka-Munk juga telah menjelaskan persamaan yang digunakan untuk menghitung nilai reflektansi R dan transmittansi T untuk satu *layer*. Persamaan tersebut merupakan solusi dari persamaan diferensial yang dijelaskan sebelumnya. Nilai reflektansi R dan transmittansi T bisa dihitung berdasarkan ketebalan *layer* d_{layer} , koefisien penyerapan *layer* $\mu_{a,lay}$ dan koefisien penghamburan *layer* $\mu_{s,lay}$.



Gambar 2.9. Pemisahan Energi Berdasarkan Teori Kubelka-Munk Dua Layer.

Adapun persamaan reflektansi dan transmitansi Kubelka-Munk dapat diturunkan dengan mencari solusi dari persamaan 2.26 dan 2.27 yang bisa disajikan dengan formula sebagai berikut [6]:

$$R_{layer}(\lambda) = \frac{(1 - \beta(\lambda)^2) (\exp K(\lambda)d_{lay} - \exp(-K(\lambda)d_{lay}))}{(1 + \beta(\lambda))^2 \exp K(\lambda)d_{lay} - ((1 - \beta(\lambda))^2 \exp(-K(\lambda)d_{lay}))} \quad (2.32)$$

dan

$$T_{layer}(\lambda) = \frac{4\beta}{(1 + \beta(\lambda))^2 \exp K(\lambda)d_{lay} - ((1 - \beta(\lambda))^2 \exp(-K(\lambda)d_{lay}))} \quad (2.33)$$

yang mana K merupakan variabel fluks *backward* dari satu *layer* yang diformulasikan sebagai berikut [6]:

$$K_{layer}(\lambda) = \sqrt{\mu_{a,lay}(\mu_{a,lay} + 2\mu_{s,lay})} \quad (2.34)$$

dan β merupakan variabel fluks *forward* dari satu *layer* yang diformulasikan sebagai berikut [6]:

$$B_{layer}(\lambda) = \sqrt{\frac{\mu_{a,lay}}{\mu_{a,lay} + 2\mu_{s,lay}}} \quad (2.35)$$

yang $\mu_{a,lay}$ dan $\mu_{s,lay}$ secara berturut-turut merupakan koefisien penyerapan dan koefisien penghamburan dari kulit. Adapun total reflektansi dari media dua *layer* diformulasikan dengan persamaan (2.30) dan (2.31).

Pada kasus pemodelan di kulit dengan dua *layer*, maka *layer* 1 merupakan epidermis dan *layer* 2 merupakan dermis (lihat Gambar 2.9). Karena koefisien masing-masing *layer* $\mu_{a,lay}$ merupakan fungsi dari volume fraksi melanin f_{mel} , volume fraksi darah f_{blood} , dan konsentrasi oksidasi hemoglobin C_{oxy} (lihat persamaan 2.19, 2.21, dan 2.13, maka total reflektansi bisa dinotasikan sebagai berikut:

$$R_{tot} = F(f_{mel}, f_{blood}, C_{oxy}, d_{epi}, d_{dermis}) \quad (2.38)$$

Model inilah yang nantinya digunakan untuk estimasi kandungan kromofor di tahap selanjutnya [53].

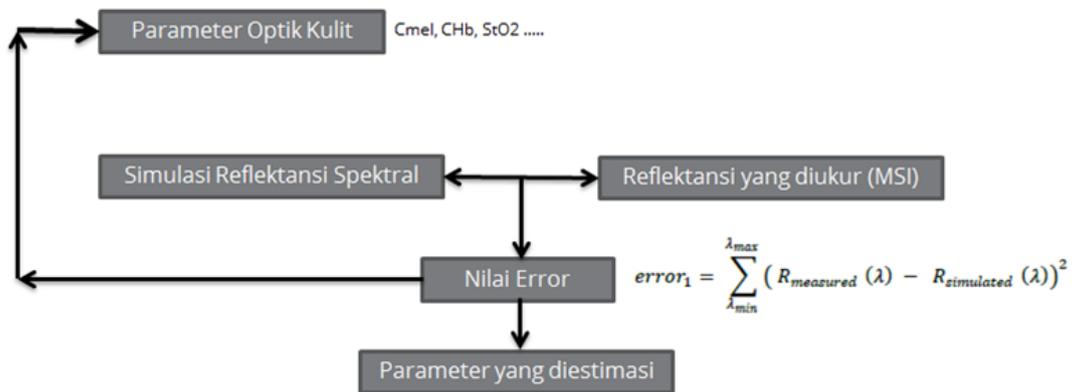
2.5.5. Estimasi Kandungan Kromofor

Estimasi kandungan kromofor dapat dilakukan dengan membandingkan reflektansi dari model yang telah dibuat (seluruh persamaan pada subbab 2.5) dengan reflektansi yang ditangkap oleh sistem MSI [40]. Model tersebut selanjutnya disimulasikan untuk mendapatkan spektrum reflektansi.

Dengan melakukan proses *fitting* antara reflektansi hasil simulasi dan hasil pengukuran (dari MSI) maka beberapa nilai parameter dapat diestimasi [6]. Parameter tersebut meliputi: konsentrasi melanin, volume fraksi darah dan saturasi oksigen (konsentrasi oksidasi-hemoglobin dan deoksidi-hemoglobin). Sementara ketebalan dermis dan epidermis biasanya dianggap tetap.

Proses iterasi *fitting* akan berhenti ketika nilai *error*-nya sangat kecil (mendekati nol). Dengan *error* mendekati nol, maka nilai parameter-parameter yang telah disebutkan sebelumnya merupakan nilai akhir hasil estimasi [7]. Karena hubungan dari nilai reflektansi yang disimulasikan dan diperoleh dari pengukuran sudah pasti tidak linear, maka perlu digunakan *tools* yang memiliki kapabilitas untuk *fitting* data yang tidak linear [8]. Salah satu *tools* yang bisa digunakan untuk

fitting tersebut yaitu *solver nonlinear least square* pada MATLAB. Secara visual, ilustrasi proses *fitting* bisa dilihat pada Gambar 2.10.



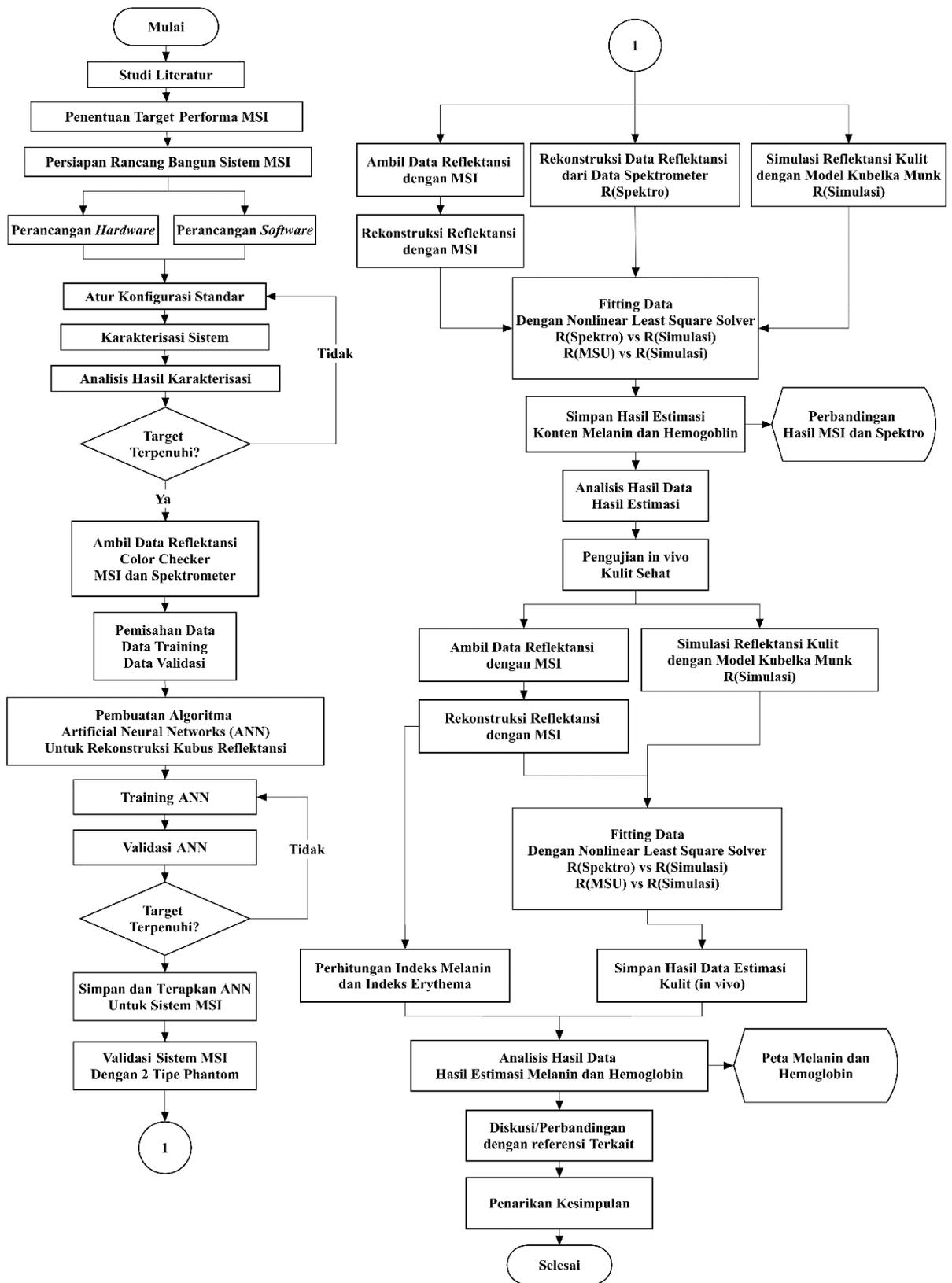
Gambar 2.10. Diagram Alir Estimasi Parameter Kulit [7]

BAB 3

METODOLOGI PENELITIAN

3.1. Alur Penelitian

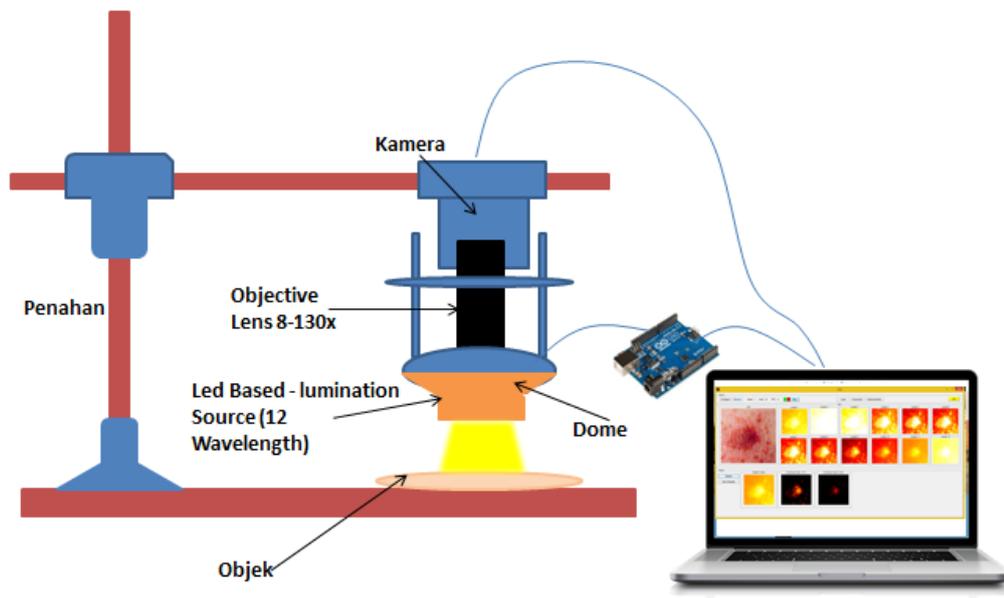
Adapun penelitian ini secara garis besar dibagi menjadi lima tahap yang meliputi: rancang bangun sistem, karakterisasi sistem, kalibrasi dan rekonstruksi, penerapan algoritma estimasi berbasis model, validasi sistem dan pengujian sistem pada kasus *in vivo*. Secara garis besar alur penelitian ini dapat dilihat pada Gambar 3.1. Rancang bangun sistem terbagi menjadi dua yaitu: perancangan perangkat keras dan perangkat lunak. Karakterisasi sistem dilakukan untuk mengetahui karakteristik sejauh mana sistem dapat digunakan beserta batasannya. Proses kalibrasi memiliki tujuan untuk memberikan koreksi atas gambar multispektral yang diakuisisi oleh MSI. Setelah proses kalibrasi, maka dilakukan rekonstruksi kubus reflektansi untuk mendapatkan lebih banyak informasi spektral. Rekonstruksi yang dilakukan adalah dengan cara menerapkan algoritma *artificial neural networks* (ANN). Pasca rekonstruksi, kami menerapkan algoritma estimasi kandungan kromofor dengan menggunakan model Kubelka-Munk. Estimasi kandungan kromofor dapat dilakukan dengan membandingkan reflektansi dari model Kubelka-Munk dua *layer* dengan reflektansi yang ditangkap oleh sistem MSI. Seperti yang telah dibahas pada bab sebelumnya, dengan melakukan proses *fitting* antara reflektansi hasil simulasi dan hasil pengukuran (dari MSI), maka beberapa nilai parameter dapat diestimasi. Untuk keseluruhan sistem MSI, khususnya model yang telah dibuat, maka kami melakukan validasi. Kami menggunakan *phantom* padat dengan bahan baku agar sebagai objek uji yang merepresentasikan jaringan kulit manusia yang di dalamnya terdapat kromofor. Hasil akuisisi data dari MSI akan dibandingkan dengan spektrometer untuk mengetahui sejauh mana MSI bisa digunakan. Spektrometer dianggap sebagai alat ukur standar pada penelitian ini. Adapun bagian terakhir yang dilakukan pada penelitian ini adalah pengujian sistem MSI secara *in vivo* pada kulit manusia. Uji ini digunakan untuk mengukur performa dari sistem MSI yang telah dibangun.



Gambar 3.1. Diagram Alir Penelitian

3.2. Perancangan Sistem MSI

Secara umum perancangan terbagi menjadi dua jenis pekerjaan yaitu perancangan perangkat keras dan perangkat lunak. Adapun rancangan perangkat keras bisa dilihat pada Gambar 3.2 dan Gambar 3.3. Sistem terdiri dari komponen utama, yaitu: kamera monokromatik, lensa objektif, sumber cahaya (LED) dengan 12 panjang gelombang yang berbeda, *reflecting dome*, lensa *objektif*, dan kontroler dengan menggunakan Arduino. Perangkat lunak dibuat dengan menggunakan bahasa pemrograman MATLAB.

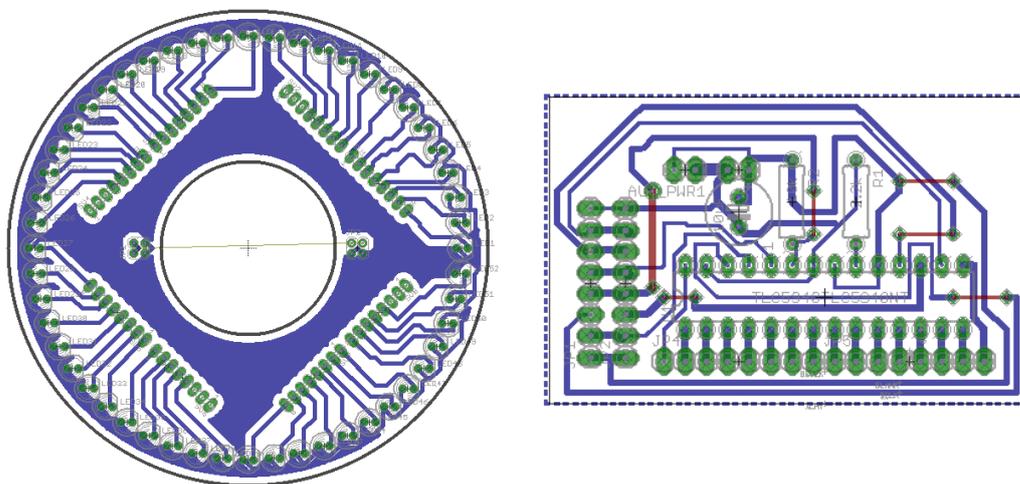


Gambar 3.2. Ilustrasi Perangkat Keras Sistem MSI

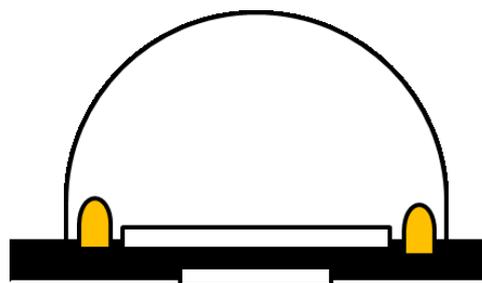
3.2.1. Sumber Iluminasi

Sistem MSI kami menggunakan LED sebagai sumber iluminasi dengan mengadopsi penelitian [46], [54]. Dua keunggulan utama dari penggunaan LED adalah waktu akuisisi dan harganya relatif murah. Masalahnya, dengan menggunakan LED, iluminasi yang dihasilkan tidak seragam (*ununiform*) [34]. Ketidak-seragaman pada iluminasi akan menyebabkan kesalahan interpretasi informasi. Sumber cahaya (LED) yang digunakan berasal dari pabrikan Roithner Lasertechnik GmbH dengan tipe 5mm *epoxy* dan arus kerja sebesar 20mA dengan daya sebesar 5 – 13 mW. LED yang digunakan sebanyak 13 LED yang terdiri dari LED warna putih dan LED dengan 12 panjang gelombang yang berbeda. Panjang

gelombang LED yang digunakan yaitu: 380, 405, 470, 505, 565, 605, 660, 690, 760, 850, 880, 970 nm. LED disusun secara melingkar (seperti cincin) dengan diameter 10cm dengan masing-masing sebanyak 4 buah. Sehingga, keseluruhan total LED yang digunakan sebanyak 52 buah. Adapun desain PCB LED dan *driver*-nya bisa dilihat pada Gambar 3.3 berikut. Selanjutnya, untuk memastikan dan mengatur arus yang melewati LED, kami menggunakan TLC5940. *Driver* ini merupakan komponen yang dapat menghasilkan arus konstan yang bisa diatur sebesar 0-20 mA. Karena satu buah TLC5940 memiliki 12 kanal, maka dibutuhkan TLC5940 sebanyak empat buah untuk *driving* 52 LED.



Gambar 3.3. Desain PCB Led dan *Driver*



Gambar 3.4. Ilustrasi Konfigurasi LED dan Reflektor.

Selanjutnya, TLC5940 dihubungkan ke Arduino Uno sebagai kontroler yang terhubung ke laptop melalui antarmuka USB. Adapun nilai arus yang keluar tergantung dengan jumlah PWM yang diatur dari kontroler. Untuk memastikan

sumber cahaya bersifat homogen, maka ditambahkan reflektor *light dome* yang terbuat dari plastik setengah bola yang bagian dalamnya dilapisi dengan aluminium tape, yang mana berfungsi sebagai reflektor. Reflektor memiliki diameter sebesar 10,5 cm. Adapun ilustrasi peletakan LED dan reflektor bisa dilihat pada Gambar 3.4 berikut.

3.2.2. Sistem Pencitra (Imaging)

Kamera yang digunakan pada sistem MSI merupakan kamera monokromatik yang diproduksi oleh The Imaging Source, salah satu pabrikan kamera yang kerap digunakan untuk bidang astronomi. Kamera tersebut memiliki tipe DMK 21AU04.A dengan sensor CCD (tipe ICX098BL) yang menghasilkan gambar 8 bit dengan resolusi 640 x 480 piksel (0,3 MP) dengan maksimum *frame rate* sebesar 60 fps. Kamera CCD memiliki sensitivitas yang baik pada rentang spektrum cahaya tampak. Kamera tersebut juga terhubung ke laptop melalui antarmuka USB 2.0, sehingga akan mempermudah proses akuisisi gambar. Untuk mendukung aplikasi riil, khususnya untuk kajian dermatologi, maka diperlukan lensa objektif untuk menghasilkan FOV yang diinginkan. Adapun lensa objektif yang digunakan kali ini adalah lensa C-Mount yang dibeli dari Dinamika Lab Equipment dengan perbesaran 8-130 kali.

Keseluruhan sistem terpasang pada rangka penahan layaknya mikroskop yang bisa digeser ke enam arah (atas, bawah, kiri, kanan, depan, belakang) dengan jangkauan 50 cm x 40 cm. Rangka penahan tersebut terbuat dari pipa aluminium dan plastik, sedangkan alasnya terbuat dari akrilik dengan tebal 1 cm berwarna putih susu. Konfigurasi sistem dengan penahan tersebut dapat diatur sedemikian rupa untuk memudahkan proses akuisisi gambar. Jarak akuisisi data (sistem MSI dengan objek) bisa diatur pada rentang 0,2 cm hingga 5 cm. Keterbatasan jarak tersebut disebabkan oleh adanya fokus dan perbesaran lensa objektif yang digunakan.

3.3. Karakterisasi Sistem MSI

Proses ini bertujuan untuk mengetahui karakteristik sistem MSI yang telah dirancang. Karakterisasi ini cukup penting karena informasinya bisa digunakan

untuk melakukan faktor koreksi ataupun kalibrasi [8]. Pada proses ini ada empat kategori pekerjaan utama yang harus dilakukan, yaitu:

- a) Karakterisasi Spektrum Sumber Cahaya
 - Tujuan dan Metode Pengambilan Data
Karakterisasi tersebut memiliki tujuan untuk mengetahui respon spektral dari 12 jenis LED yang digunakan. Pengambilan data dilakukan dengan bantuan Spektrometer USB650 dan *integrated sphere*.
- b) Karakterisasi Intensitas dan Homogenitas Sistem Iluminasi
 - Tujuan dan Metode Pengambilan Data
Karakterisasi tersebut memiliki tujuan untuk mengetahui intensitas dan homogenitas sistem iluminasi. Intensitas diukur menggunakan *optical power meter* (OPM). Homogenitas diukur berdasarkan reflektansi pada objek putih yang ditangkap oleh sensor. Jarak sumber iluminasi diatur antara 0,2 - 5cm.
- c) Karakterisasi Linieritas Spektrum Sistem Pencitra
 - Tujuan dan Metode Pengambilan Data
Karakterisasi tersebut memiliki tujuan untuk mengetahui respon spektrum kamera pada cahaya sumber iluminasi. Untuk kasus ini, objek yang digunakan adalah objek hitam hingga putih dengan tingkat keabuan tertentu.
- d) Karakterisasi Resolusi dan *Filed of View* (FOV)
 - Tujuan dan Metode Pengambilan Data
Karakterisasi tersebut memiliki tujuan untuk mengetahui resolusi dan FOV dari sistem MSI. Sistem MSI dan objek diatur dengan jarak tertentu. Selanjutnya, penggaris dengan skala 1 mm dan objek USAF1951 ditentukan sebagai objek pengamatan. Jumlah piksel tiap 1mm x 1mm bisa dijustifikasi sebagai resolusi dari sistem pencitra yang telah dirancang [8].

3.4. Kalibrasi dan Rekonstruksi

Sistem MSI mengakuisisi gambar multispektral yang merupakan reflektansi optik kulit ketika merespon iluminan yang diberikan. Gambar yang ditangkap

tersebut merupakan gambar mentah. Gambar tersebut perlu dikoreksi sebagaimana telah dijelaskan pada subbab 2.3. Gambar mentah yang telah dikoreksi [U] selanjutnya akan direkonstruksi menjadi kubus reflektansi. Metode rekonstruksi yang digunakan pada penelitian ini adalah algoritma *artificial neural networks* (ANN) yang telah dikenalkan oleh Mansouri [31] dan Jolivot [8]. Algoritma ini memiliki kehandalan sebagaimana telah dijelaskan pada subbab 2.4. Algoritma ANN diimplementasikan dengan bantuan Neural Networks Toolbox MATLAB yang terdiri dari dua *layer* dan 8 *layer* tersembunyi. ANN yang digunakan adalah tipe *back-propagation*. Adapun algoritma *training* yang digunakan adalah algoritma Lavenberg Marquardt. Proses rekontruksi dengan ANN memerlukan data yang cukup banyak, khususnya untuk proses *training* dan validasi. Untuk itu, kami menggunakan beberapa objek warna natural standar dari X-Rite Color Checker Passport yang akan diobservasi menggunakan sistem MSI dan spektrometer, sehingga diperoleh data input dan data target untuk digunakan pada proses *training* dan validasi.

Terdapat 11 input data reflektansi (dari 11 panjang gelombang) dari sistem MSI yang akan menghasilkan 101 output gambar yang memiliki rentang panjang gelombang 380-880 nm dengan rentang interval 5 nm. Sebelumnya, kami telah mengeliminir satu LED karena performanya kurang baik. Kubus reflektansi terdiri dari dua dimensi yang merupakan koordinat posisi piksel (640x480 piksel) dan satu dimensi yang menyatakan panjang gelombang (sebanyak 101 panjang gelombang). Jadi, keseluruhan kubus reflektansi memiliki ukuran 640x480x101 data. Untuk mengevaluasi hasil kalibrasi dan rekonstruksi kubus reflektansi, penulis menggunakan *root mean squared error* (RMSE) dan *goodness fit coefficient* (Persamaan 2.4 dan 2.5). Pengujian reflektansi dengan objek kulit juga dilakukan untuk memastikan bahwa seluruh proses rekonstruksi yang telah dilakukan benar-benar valid, setidaknya ketika sistem MSI digunakan untuk mengamati kulit.

3.5. Estimasi Kandungan Kromofor Berbasis Model Kubelka-Munk

Beberapa model optik kulit telah dikembangkan dengan beberapa jenis parameter dan beberapa jumlah lapisan (*layer*) [8]. Model yang paling sederhana adalah model yang terdiri dari dua *layer* dan dua kromofor utama kulit yaitu

melanin dan hemoglobin. Pada penelitian ini, penulis menggunakan dua *layer* yang mana *layer* atas merepresentasikan *layer* epidermis dan *layer* bawah merepresentasikan *layer* dermis. Karena cukup sederhana, KM penulis pilih sebagai model teoritis untuk mensimulasikan propagasi cahaya pada kulit. Penjelasan model KM telah dideskripsikan secara rinci pada subbab 2.5.4. Selanjutnya, model KM disimulasikan di MATLAB untuk menghitung reflektansi total pada kulit. Informasi koefisien penyerapan dan penghamburan pada kulit (melanin dan hemoglobin) mengacu pada referensi [55].

Algoritma estimasi yang diilustrasikan pada Gambar 2.8, diimplementasikan juga di MATLAB. Berdasarkan model KM, reflektansi total merupakan fungsi dari kandungan melanin, kandungan darah, konsentrasi oksihemoglobin, ketebalan epidermis dan ketebalan dermis (lihat persamaan 2.38). Dengan menyelesaikan *inverse problem* dan melakukan proses *fitting* antara reflektansi hasil simulasi dan hasil pengukuran (dari MSI) maka beberapa nilai parameter dapat diestimasi. Proses fitting untuk nonlinear data bisa dilakukan dengan bantuan fungsi **lsqnonlin** dari MATLAB Optimization Toolbox [56]. Menyelesaikan *inverse problem* dalam penelitian ini memiliki maksud untuk mengetahui nilai kandungan melanin dan darah dari nilai reflektansi yang terukur dari sistem MSI. Proses fitting dilakukan pada rentang panjang gelombang 380 – 880 nm.

3.6. Validasi Sistem

Validasi sistem MSI dilakukan dengan cara membandingkan hasil spektrum reflektansi yang ditangkap oleh sistem MSI terhadap hasil pengukuran pada spektrometer [6], [7]. Objek yang digunakan adalah *phantom* yang telah dikondisikan. Adapun *phantom* yang digunakan untuk validasi terbagi menjadi dua. *Phantom* pertama (*Phantom I*) dibuat untuk memvalidasi hasil estimasi dari kandungan melanin. Sementara *phantom* kedua (*Phantom II*) dibuat untuk memvalidasi estimasi kandungan darah. Komponen *phantom* yang digunakan bisa dilihat pada Tabel 3.1 berikut.

Agar-agar memiliki karakteristik optik yang bergantung pada jumlah konsentrasi bubuk agar-agar pada campuran. Koefisien penyerapan dan penghamburan gel agar-agar biasanya cukup rendah. Untuk mengatur koefisien

penyerapan dan penghamburan pada campuran, maka beberapa material perlu ditambahkan. Cairan intra-lipid ditambahkan untuk meningkatkan karakteristik penghamburan. Sementara kopi dan darah ditambahkan sebagai absorber. Kopi terbukti memiliki karakteristik penyerapan mirip melanin [51], [57]. Sementara darah sapi dapat digunakan untuk menggantikan darah manusia [51].

Tabel 3.1. *Phantom* untuk Validasi Sistem MSI

Penyerap <i>in vivo</i>	Komponen <i>Phantom</i>	Properti Tissue yang disimulasikan
Darah	Darah Sapi	Penyerapan oleh darah
Melanin	Tinta Hitam	Warna kulit (Melanin)
<i>Scatterer</i>	Intra lipid 20%	<i>Scattering</i> pada kulit
Air	Salin 0,9%	Kandungan air pada kulit

Adapun cara pembuatan *phantom* adalah sebagai berikut. Pertama, 7 g agar dicampur dengan 700 ml normal salin 0,9% dan 7 ml intra-lipid. Artinya kandungan intra-lipid dalam *phantom* sebesar 1% v/v. Campuran ketiganya lalu diaduk dan dipanaskan dalam suhu 50-70 °C selama ±3 menit agar merata. Campuran inilah yang menjadi *baseline* dari *phantom*. Selanjutnya, campuran tersebut dibagi menjadi 10 bagian ke dalam wadah sehingga tiap bagian memiliki volume 50 ml.

Phantom I dibuat dengan menambahkan darah dengan volume 500 µl (0.01% v/v) dan kopi dengan variasi volume yang berbeda yaitu: 10 – 24 ml, dengan kenaikan 2 ml ke campuran *baseline*. Sementara *Phantom II* dibuat dengan menambahkan kopi dengan volume 5 ml (10% v/v) dan darah sapi (10% v/v) dengan volume yang berbeda yaitu: 0,5 – 4,5 ml dengan kenaikan 500 µl. Terakhir, campuran tersebut didinginkan dalam suhu 3 - 5 °C sampai berubah menjadi padat.

Selanjutnya, sistem MSI mengakuisi gambar multispektral dari jarak 0,2 cm. Sebagai pembanding, Spektrometer USB650 digunakan untuk mengakuisi data yang sama. Nilai reflektansi yang terukur oleh sistem MSI untuk setiap piksel kemudian di rata-rata untuk mendapat data tunggal sebagaimana data akuisisi *single-point* dari Spektrometer USB650. Terakhir, nilai reflektansi yang terukur di-*fitting* terhadap nilai reflektansi yang disimulasikan untuk mendapatkan estimasi kandungan melanin dan darah pada *phantom*.

Pada bagian akhir, dengan data yang sama, penulis juga melakukan perbandingan pengaruh jumlah LED yakni: 3, 5, 7, 9 dan 11 terhadap kualitas estimasi kandungan darah dan melanin. Selain itu penulis membagi daerah 380-880 nm menjadi empat daerah yang dinyatakan sebagai daerah A (seluruh spektrum), B (spektrum bawah), C (spektrum tengah), dan D (spektrum atas). Tabel 3.2 berikut adalah penjelasan jumlah LED dan pemilihan daerah yang divariasikan. Selanjutnya, penulis membandingkan hasil estimasi kandungan melanin dan darah dari sistem MSI terhadap hasil estimasi dengan Spektrometer USB650. Untuk mengevaluasi seluruh variasi, penulis menggunakan nilai *error* mutlak, persamaan garis lurus yang menghubungkan hasil estimasi keduanya (sistem MSI dan Spektrometer USB650) dan nilai koefisien determinasinya.

Tabel 3.2. Variasi Jumlah LED

Jml. LED	Daerah	Label	Panjang Gelombang LED
3	A	3A	380 660 880
	B	3B	380 480 520
	C	3C	565 605 660
	D	3D	690 760 880
5	A	5A	380 520 660 760 880
	B	5B	380 405 480 520 565
	C	5C	520 565 605 660 690
	D	5D	660 690 760 850 880
7	A	7A	380 480 520 565 660 760 880
	B	7B	380 405 480 520 565 605 660
	C	7C	480 520 565 605 660 690 760
	D	7D	565 605 660 690 760 850 880
9	A	9A	380 480 520 565 605 660 690 760 880
	B	9B	380 405 480 520 565 605 660 690 760
	C	9C	405 480 520 565 605 660 690 760 850
	D	9D	520 565 605 660 690 760 850 880 880
11	A	11	380 405 480 520 565 605 660 690 760 850 880

Keterangan:

Daerah A: seluruh spektrum, B: spektrum bawah, C: spektrum tengah, dan D: spektrum atas.

3.7. Pengujian *In Vivo*

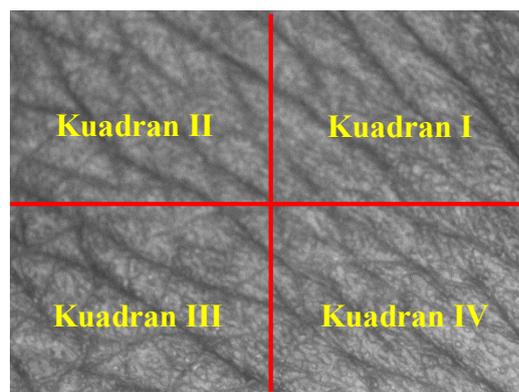
Pengujian *in vivo* dilakukan untuk memastikan bahwa sistem MSI yang dibangun dapat diaplikasikan untuk mengakuisisi data kulit lalu mengestimasi

kandungan melanin dan darahnya. Sejumlah 5 data kulit pergelangan tangan diambil sebagai sampel. Posisi pengambilan data dapat dilihat pada Gambar 3.5.

Setiap data multispektral kulit dari MSI (gambar) tersebut dibagi menjadi 4 kuadran seperti Gambar 3.6. Sehingga, masing-masing kuadran memiliki ukuran 240x320 piksel (76400 piksel). Selanjutnya, nilai reflektansi di tiap kuadran dirata-rata dan dibandingkan dengan nilai reflektansi dari Spektrometer USB650. Terakhir, nilai reflektansi yang terukur di-*fitting* terhadap nilai reflektansi yang disimulasikan. Saat nilai *error*-nya minimum, maka penulis bisa memperoleh nilai estimasi yang akurat.



Gambar 3.5. Posisi Pengambilan Data *In Vivo*



Gambar 3.6. Pembagian Data Kulit Menjadi 4 Kuadran

“Halaman ini sengaja dikosongkan”

BAB 4

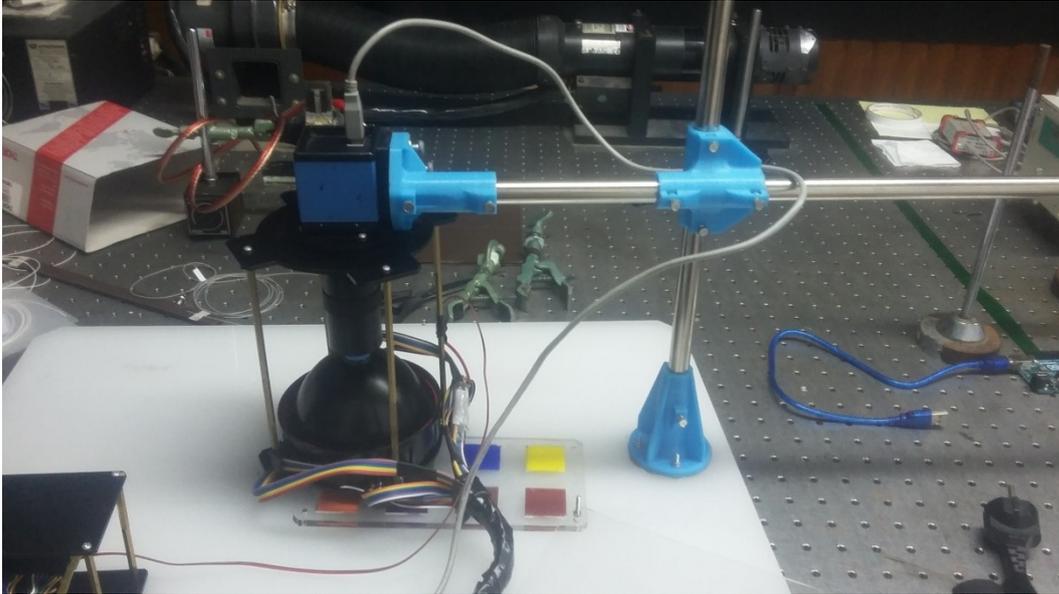
HASIL DAN PEMBAHASAN

Bab ini menjelaskan lebih lanjut mengenai hasil dan pembahasan lima tahap penelitian yang meliputi: rancang bangun sistem, karakterisasi sistem, kalibrasi dan rekonstruksi, penerapan algoritma estimasi berbasis model, validasi sistem dan pengujian sistem pada kasus *in vivo*. Pada bagian awal dipaparkan desain sistem MSI yang telah dirancang berikut spesifikasinya. Bagian selanjutnya memaparkan hasil karakterisasi dan pembahasannya yang meliputi spektrum sumber cahaya, intensitas reflektansi, homogenitas sinar, linearitas sensor (kamera), resolusi, dan medan pandang (*field of view*). Bagian selanjutnya, penulis memaparkan proses rekonstruksi kubus reflektansi dan analisisnya. Penulis membandingkan data hasil akuisisi dengan sistem MSI dan spektrometer. Bagian selanjutnya, penulis juga memaparkan hasil dan analisis tahap validasi dengan *phantom* sebagai objek uji yang merepresentasikan jaringan kulit manusia beserta analisis gambar multispektral untuk mengkuantifikasi kandungan kromofor pada kulit khususnya melanin dan darah. Terdapat dua jenis *phantom* yang penulis gunakan. Sebagai tambahan penulis juga akan memaparkan beberapa hasil pengujian kulit secara *in vivo* beserta analisis gambar multispektral yang diperoleh untuk menunjukkan seberapa jauh alat bisa digunakan.

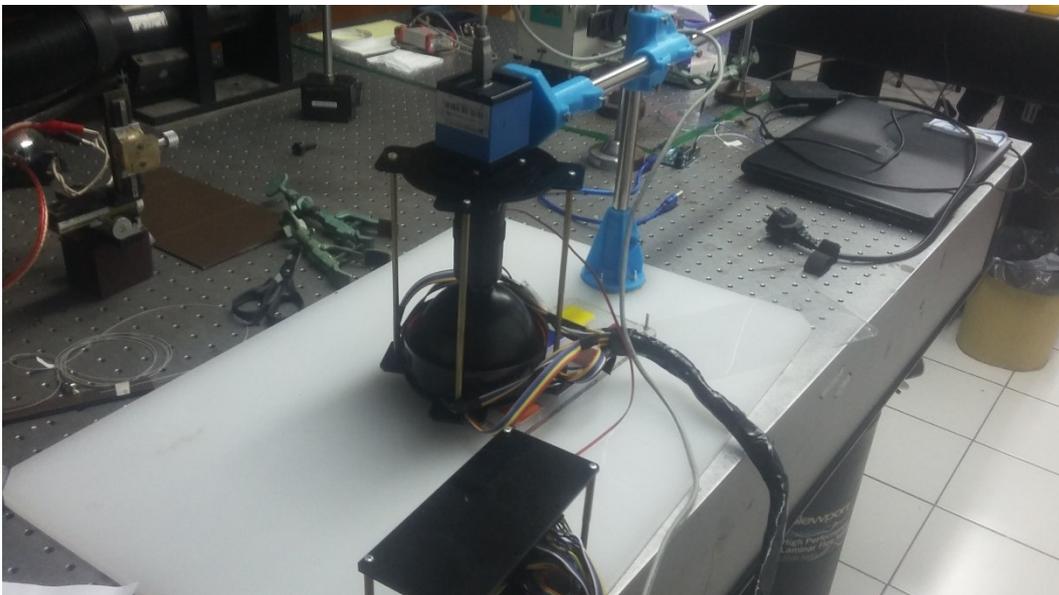
4.1. Desain Sistem MSI

Sistem MSI, pada umumnya, menggunakan dua cara untuk mengakuisisi gambar multispektral [8]. Cara pertama adalah dengan menempatkan *rotating wheels* yang dilengkapi dengan filter interferensi [23], [48] atau Liquid Crystal Tunable Filter (LCTF) [7] di depan kamera, *In Front of the Camera* (IFI). Cara kedua adalah dengan menempatkan filter interferensi di depan sumber iluminasi *In Front of the Illumination* (IFI). Sistem MSI yang telah penulis rancang menggunakan teknik *scanning* spektral yang terdiri dari dua bagian utama: sumber iluminasi dengan LED untuk 12 panjang gelombang tertentu dan sistem akuisisi gambar yang menggunakan kamera monokromatik yang memiliki resolusi 640x480

piksel dengan lensa makro objektif dengan perbesaran 80-130 kali. Gambar 4.1 dan Gambar 4.2 berikut adalah tampilan sistem MSI yang telah dirancang.



Gambar 4.1. Tampilan Perangkat Keras Sistem MSI (Tampak Samping).



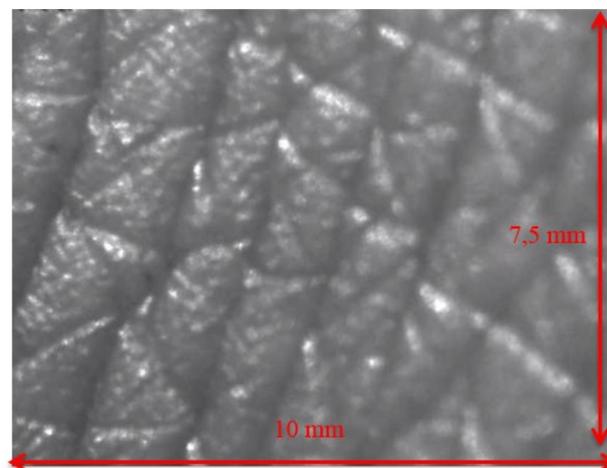
Gambar 4.2. Tampilan Perangkat Keras Sistem MSI (Tampak Depan).

Jangkauan kerja sistem MSI diatur untuk bisa melingkupi daerah cahaya tampak dan *near infra-red* (NIR). LED yang digunakan sebanyak 13 LED yang

terdiri dari LED warna putih dan LED dengan 12 panjang gelombang yang berbeda, yaitu: 380, 405, 470, 505, 565, 605, 660, 690, 760, 850, 880, 970 nm. LED disusun secara melingkar (seperti cincin) dengan diameter 10cm dengan masing-masing sebanyak 4 buah. Sebagai perbandingan, Jolivot dkk. [23] menggunakan 10 panjang gelombang, yaitu: 420, 480, 540, 600, 660, 720, 780, 840, 900, dan 960 nm.

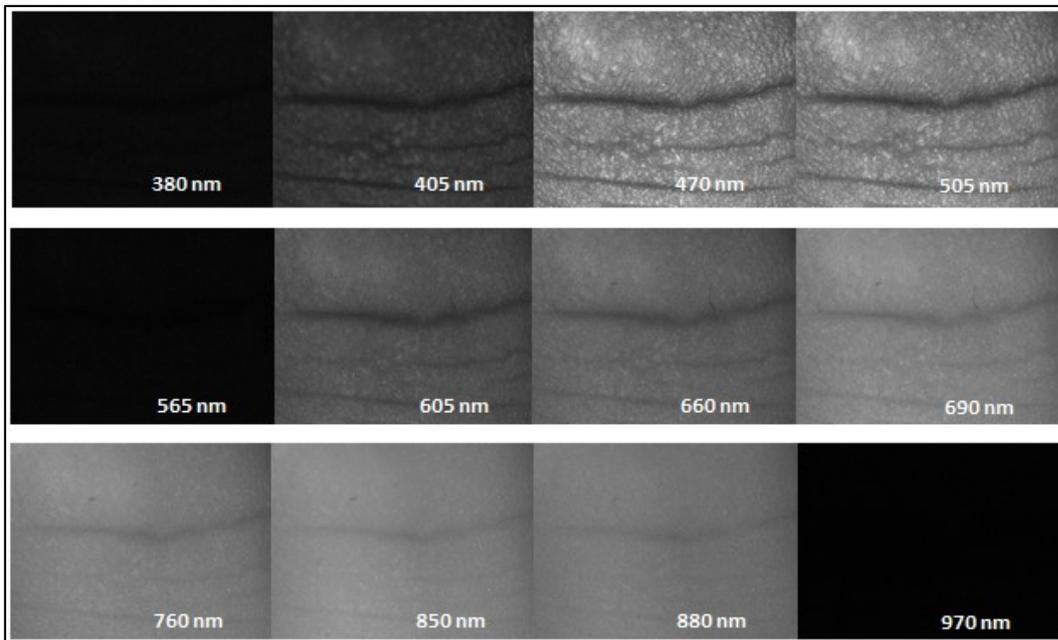
Adapun *driver* LED yang digunakan adalah TLC5940, yang mana merupakan komponen yang dapat menghasilkan arus konstan sebesar 0-20 mA. Selanjutnya, TLC5940 dihubungkan ke Arduino Uno sebagai kontroler yang terhubung ke komputer melalui antarmuka USB. Untuk memastikan iluminasi yang bersifat homogen, maka ditambahkan *light dome* yang terbuat dari plastik setengah bola yang bagian dalamnya dilapisi dengan aluminium *tape*, yang mana berfungsi sebagai reflektor.

Kamera yang digunakan pada sistem MSI merupakan kamera monokromatik yang diproduksi oleh The Imaging Source, salah satu pabrikan kamera yang kerap digunakan untuk bidang astronomi. Kamera tersebut memiliki tipe DMK 21AU04.A dengan sensor CCD (tipe ICX098BL) yang menghasilkan gambar 8 bit dengan resolusi 640 x 480 piksel (0,3 MP) dengan maksimum *frame rate* sebesar 60 fps. Kamera tersebut juga terhubung ke komputer personal melalui antarmuka USB 2.0, sehingga mempermudah proses akuisisi gambar. Untuk mendukung aplikasi riil, khususnya untuk kajian dermatologi, maka penulis menggunakan lensa objektif untuk menghasilkan FOV yang diinginkan.



Gambar 4.3. Hasil Pengambilan Gambar Kulit Manusia pada Jarak 3cm.

Jarak akuisisi data (sistem MSI dengan objek) bisa diatur pada rentang 0,2 cm hingga 5 cm. Keterbatasan jarak tersebut disebabkan oleh adanya fokus dan perbesaran lensa objektif yang terbatas. Gambar 4.3 berikut menunjukkan hasil pengambilan gambar pada jarak 3 cm, yang mana pada jarak tersebut struktur kulit tangan manusia (ukuran $\pm 10 \text{ mm} \times 7.5 \text{ mm}$) bisa diamati dengan detail, yakni dengan resolusi $\pm 64 \text{ piksel/mm}^2$. Sementara Gambar 4.4 berikut merupakan hasil pengambilan gambar multispektral kulit manusia pada jarak 1 cm.



Gambar 4.4. Hasil Pengambilan Gambar Multispektral Kulit Manusia pada Jarak 1 cm.

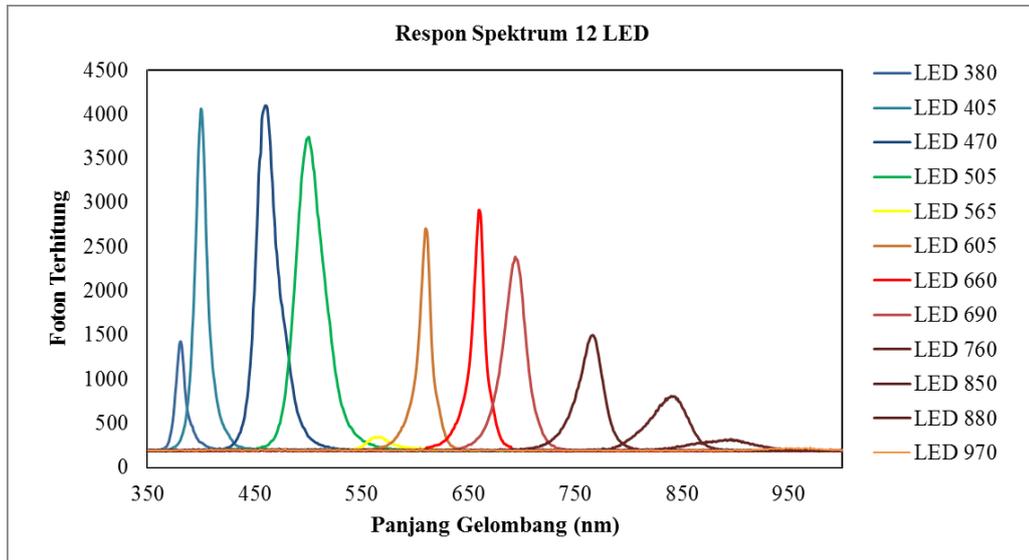
4.2. Karakteristik Sistem MSI

Pada subbab ini, penulis akan memaparkan hasil karakterisasi sistem MSI yang telah dilakukan yang meliputi: respon spektrum sumber cahaya, intensitas reflektansi sumber iluminasi, homogenitas sinar, linearitas sensor (kamera) dan kuantum efisiensi, serta resolusi dan medan pandang (*field of view*).

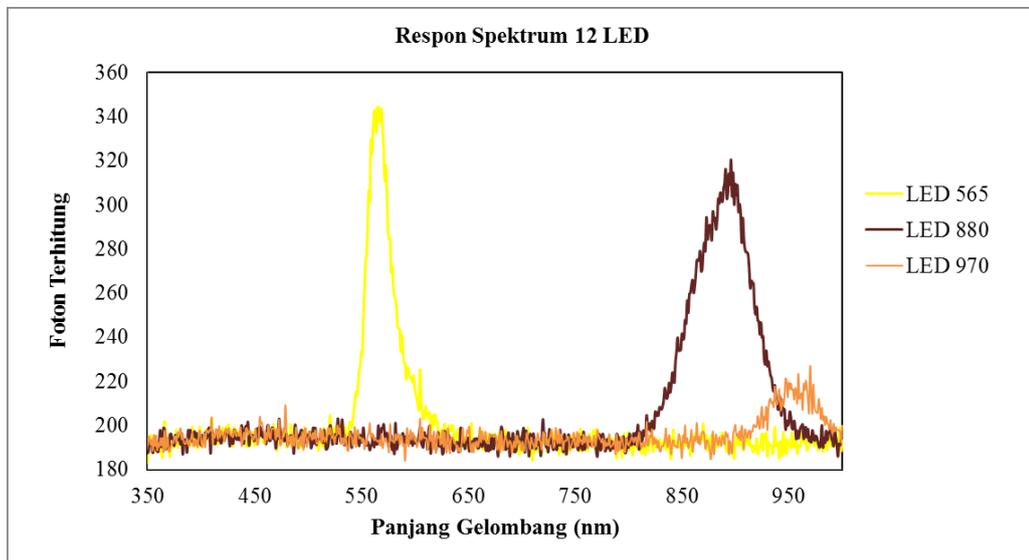
4.2.1. Respon Spektrum LED

Respon spektrum sumber cahaya, dalam kasus ini adalah LED, diukur menggunakan *integrating sphere* dan spektrometer. Untuk mengukur spektrum LED, besar arus diatur maksimal yaitu 19,8 mA. Spektrometer tipe USB650 dari

pabrikasi Ocean Optics digunakan sebagai alat ukur, sementara *integrating sphere* tipe IS200-4 ukuran 4 inch dari Thorlabs digunakan untuk membuat LED memiliki intensitas yang seragam ke seluruh posisi sehingga akan memudahkan pengukuran.



Gambar 4.5. Spektrum 12 LED Sistem MSI.



Gambar 4.6. Spektrum LED 565, LED 880, dan LED 970 Sistem MSI.

Gambar 4.5 berikut menunjukkan respon spektrum 12 LED yang telah diuji. Adapun Gambar 4.6 memaparkan respon spektrum LED 565 dan LED 950 dengan skala aksis yang lebih kecil.

Adapun *central wavelength*, intensitas jumlah foton terhitung, dan *full width at half maximum* (FWHM) dari ke 12 LED bisa dilihat pada Tabel 4.1 berikut. FWHM menunjukkan pada saat panjang gelombang tersebut besar intensitas telah berkurang 50% dari nilai maksimumnya.

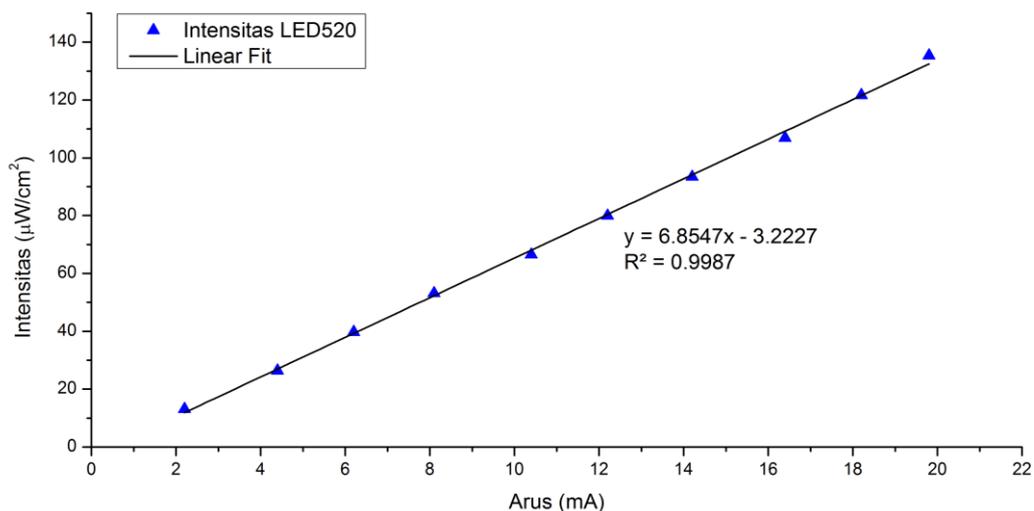
Tabel 4.1. Hasil Karakterisasi Spektrum LED.

Jenis LED	<i>Central Wavelength</i> (nm)	Foton Terhitung	FWHM (nm) Pengukuran
LED 380	381	1425,53	±6
LED 405	400	4060,12	±6
LED 470	461	4096,05	±10
LED 505	501	3739,99	±14
LED 565	565	344,16	~
LED 605	610	2701,77	±6
LED 660	660	2647,73	±6
LED 690	694	2382,98	±12
LED 760	767	1496,72	±12
LED 850	840	807,76	±8
LED 880	896	320,32	~
LED 970	970	226,82	~

Pada kasus ini, penulis dapat melihat bahwa, pada LED 565, LED 880, dan LED 970, nilai FWHM tidak bisa diketahui dengan pasti karena banyaknya foton yang terhitung (besarnya intensitas) cukup kecil. Intensitas yang terukur cukup kecil tersebut bisa dikarenakan dua hal, yang pertama adalah karakteristik LED (LED 565) dan yang kedua karena spektrometer tidak bisa mengakuisisi data dengan baik pada rentang *near infra-red* yaitu pada LED 880 dan LED 970. Namun demikian, pabrikan LED memberikan jaminan bahwa besarnya toleransi dari *central wavelength* antara ± 8 nm hingga ± 12 nm.

4.2.2. Intensitas Emisi LED

Intensitas yang diemisikan LED akan bergantung pada besar arus yang keluar dari tiap-tiap pin *driver* LED TLC5940. Untuk karakterisasi intensitas LED kali ini, besar arus yang keluar diatur dari 0-20 mA (yang setara dengan 0-4095 Bit) dengan kenaikan sebesar 2 mA (setara 480 Bit). Adapun alat ukur yang digunakan adalah *optical power meter* (OPM) dengan diameter apertur sebesar 5 mm. Gambar 4.7 berikut adalah gambar kurva intensitas terhadap arus dari LED 520 nm.



Gambar 4.7. Kurva Intensitas Terhadap Arus LED 520.

Tabel 4.2. Koefisien Determinasi Linearitas LED

No	Jenis LED	Koefisien Determinasi (R^2)
1	LED 380	0,9988
2	LED 405	0,9985
3	LED 480	0,9989
4	LED 520	0,9987
5	LED 565	0,9973
6	LED 605	0,9995
7	LED 660	0,9993
8	LED 690	0,9995
9	LED 760	0,9996
10	LED 850	0,9966
11	LED 880	0,9971
12	LED970	0,9985

Koefisien determinasi (R^2) dari masing-masing LED bisa dilihat pada Tabel 4.2. Koefisien determinasi dari keseluruhan LED berkisar pada 0,9966 s/d 0,9996 yang menunjukkan bahwa hubungan intensitas dan arus pada LED tersebut adalah linear. Dengan karakteristik yang linear tersebut, maka besar intensitas bisa diatur sedemikian rupa berdasarkan dengan nilai Bit pada kontroler Arduino. Selanjutnya, arus sebesar 19,8 mA digunakan sebagai pengaturan awal pada sistem dengan tujuan untuk mendapatkan intensitas emisi yang maksimal. Pada saat nilai arus

diatur maksimal, yaitu sebesar 19,8 mA yang terukur di multimeter, besar intensitas emisi dari masing-masing LED bisa dilihat pada Tabel 4.3 berikut.

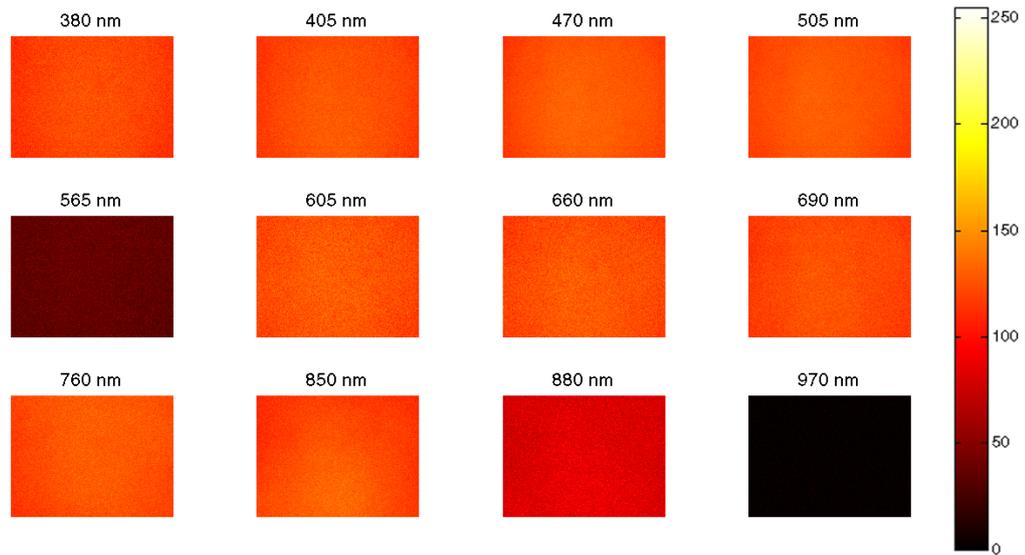
Tabel 4.3. Intensitas LED pada Arus sebesar 19,8 mA.

No	Jenis LED	Intensitas ($\mu\text{W}/\text{cm}^2$)	Faktor Pengali
1	LED 380	26,644	0,197
2	LED 405	5,600	0,041
3	LED 480	45,104	0,333
4	LED 520	135,402	1,000
5	LED 565	0,416	0,003
6	LED 605	6,328	0,047
7	LED 660	18,967	0,140
8	LED 690	8,938	0,066
9	LED 760	23,633	0,175
10	LED 850	5,428	0,040
11	LED 880	3,764	0,028
12	LED 970	1,064	0,008

Dari Tabel 4.3, penulis mendapatkan informasi bahwa LED dengan panjang gelombang 520 nm memiliki intensitas emisi terbesar, sedangkan LED dengan panjang gelombang 565 nm memiliki intensitas emisi terkecil. Hal ini sesuai dengan datasheet dari masing-masing LED tersebut. Adapun faktor pengali pada Tabel 4.3 menunjukkan skala perbandingan intensitas emisi masing-masing LED terhadap intensitas emisi terbesar, yaitu pada panjang gelombang 565 nm sebesar $135,402 \mu\text{W}/\text{cm}^2$. Faktor pengali tersebut akan penulis gunakan sebagai acuan pada proses kalibrasi.

4.2.3. Homogenitas Iluminasi

Untuk mendapatkan informasi gambar multispektral yang baik, maka perlu sumber iluminasi yang homogen atau seragam (*uniform*) [29]. Homogenitas sinar diukur pada variasi jarak sistem MSI ke objek sebesar 0,2 cm hingga 5 cm. Pada uji homogenitas sinar kali ini, objek putih standar dengan reflektansi 99% dari Thorlabs digunakan untuk menguji homogenitas/*uniformity* sumber iluminasi. Gambar 4.8 berikut merupakan hasil pengukuran reflektansi dengan skala 0 - 255 yang ditangkap oleh kamera pada jarak objek ke sistem MSI sebesar 0,2 cm.



Gambar 4.8. Homogenitas Sumber Cahaya (12 LED).

Dari Gambar 4.8 dapat diperoleh informasi bahwa sumber cahaya yang digunakan sudah homogen untuk setiap panjang gelombang. Kriteria ukur homogenitas sinar dapat dilihat berdasarkan mean, varian, dan standar deviasi untuk setiap panjang gelombang yang tersaji pada Tabel 4.4 di bawah ini.

Tabel 4.4. Rata-rata Reflektansi, Standar Deviasi, dan Varian.

Lamda	Jarak 0,2 cm			Jarak 5 cm		
	<i>Mean Reflectance</i>	STD	Varian	<i>Mean Reflectance</i>	STD	Varian
380	0,4725	0,0253	0,0006	0,2352	0,0271	0,0007
405	0,4844	0,0225	0,0005	0,3653	0,0317	0,0010
470	0,4965	0,0214	0,0005	0,4756	0,0304	0,0009
505	0,4919	0,0184	0,0003	0,4781	0,0284	0,0008
565	0,1434	0,0239	0,0006	0,0313	0,0173	0,0003
605	0,4925	0,0296	0,0009	0,1496	0,0242	0,0006
660	0,4892	0,0285	0,0008	0,1634	0,0243	0,0006
690	0,4796	0,0223	0,0005	0,3112	0,0294	0,0009
760	0,4918	0,0242	0,0006	0,1503	0,0243	0,0006
850	0,4812	0,0295	0,0009	0,3619	0,0325	0,0011
880	0,3269	0,0309	0,0010	0,0874	0,0211	0,0004
970	0,0069	0,0010	0,0001	0,0074	0,0010	0,0001

Dari Tabel 4.4 diperoleh bahwa rentang standar deviasi 0,0010 – 0,0309 ketika jarak objek ke sistem sebesar 0,2 cm, yang juga memiliki rentang standar

deviasi dari 0,0010 – 0,0325 ketika jarak diubah ke jarak objek ke sistem maksimal sebesar 5 cm. Adapun rentang Varian pada jarak 0,2 cm dan 5 cm secara berturut-turut adalah sebesar 0,0001 – 0,0010 dan 0,0001 – 0,0011. Standar deviasi dan varian menunjukkan nilai yang cukup kecil. Kedua data statistik tersebut menunjukkan juga bahwa sumber cahaya pada sistem MSI sudah homogen.

4.2.4. Linearitas Skala Keabuan Sensor dan Efisiensi Kuantum

Karakteristik linearitas sensor digunakan untuk memverifikasi bahwa respon sensor, yang dalam hal ini adalah sensor CCD pada kamera, adalah linear berdasarkan setiap kenaikan sinar/cahaya yang datang. Dengan kata lain, piksel dari sensor CCD mengkonversi setiap sinar yang datang menjadi sinyal elektrik secara linear. Untuk menguji linearitas sensor CCD kamera, Jolivot dkk [6], [8] menggunakan Spectralon Gray-Scale Standards dengan 6 skala keabuan. Cara ini lebih mudah dibandingkan dengan menggunakan uji eksposur [47]. Karena penulis kesulitan mendapatkan standar yang sejenis, pada kasus ini penulis menggunakan 10 jenis skala keabuan yaitu sebesar 0%, 10%, 20%, 30%, 40%, 50%, 60%, 70%, 80% dan 90% yang dicetak pada kertas putih untuk dijadikan objek uji. Skala koordinat RGB dari objek uji tersebut disesuaikan dari 0 – 255. Adapun informasi terkait 10 skala keabuan dalam koordinat RGB bisa dilihat pada Tabel 4.5 berikut.

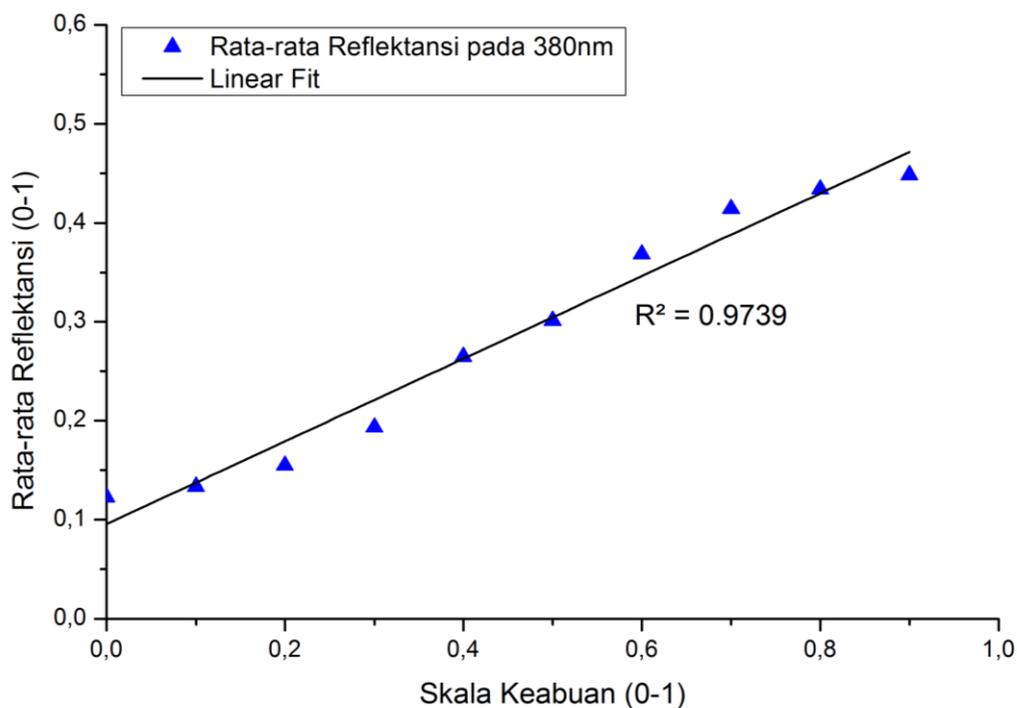
Tabel 4.5. Koordinat RGB Skala Keabuan 10 Objek.

No	Skala Keabuan	Red	Green	Blue
1	0%	255	255	255
2	10%	229	229	229
3	20%	204	204	204
4	30%	178	178	178
5	40%	153	153	153
6	50%	127	127	127
7	60%	101	101	101
8	70%	76	76	76
9	80%	50	50	50
10	90%	25	25	25

Gambar multispektral diakuisisi pada 10 (sepuluh) skala keabuan tersebut untuk setiap panjang gelombang. Seperti yang dibahas sebelumnya, kamera mempunyai resolusi 640x480 piksel. Jadi, ada 307200 nilai reflektansi yang harus

dirata-rata terlebih dahulu. Karena kamera menggunakan konverter 8 bit, maka nilai reflektansi yang diakuisisi memiliki rentang 0-255. Sehingga, untuk memperoleh persentase reflektansi sebenarnya, maka nilainya harus dibagi dengan 255. Lalu, reflektansi tersebut dibandingkan dan diplot terhadap kurva linear nilai reflektansi yang diperoleh secara teoritikal dan diperolehlah nilai koefisien determinasi (R^2). Selanjutnya, linearitas sensor diindikasikan oleh koefisien determinasi yang diperoleh dari hasil analisis tersebut. Nilai koefisien determinasi sama dengan 1 ($R^2 = 1$) menunjukkan karakteristik yang linear secara ideal.

Gambar 4.9 berikut merupakan hasil plot dan regresi linear dari rata-rata reflektansi (MR) yang ditangkap sensor kamera pada LED dengan panjang gelombang 380 nm. *Error bar* pada hasil plot tersebut menunjukkan standar deviasi dari nilai pada masing-masing piksel.



Gambar 4.9. Kurva Linearitas Sensor pada 380 nm.

Dari Gambar 4.9, diperoleh bahwa, koefisien determinasi (R^2) untuk panjang gelombang tersebut sebesar 0,9739. Hal tersebut menunjukkan bahwa ketika menggunakan sumber iluminasi dengan panjang gelombang 380 nm, kamera

memiliki respon yang linear. Dengan cara yang sama, maka dapat diperoleh data linearitas sensor untuk 12 panjang gelombang yang dipaparkan pada Tabel 4.6.

Tabel 4.6. Data Linearitas Sensor pada Ke-12 Panjang Gelombang.

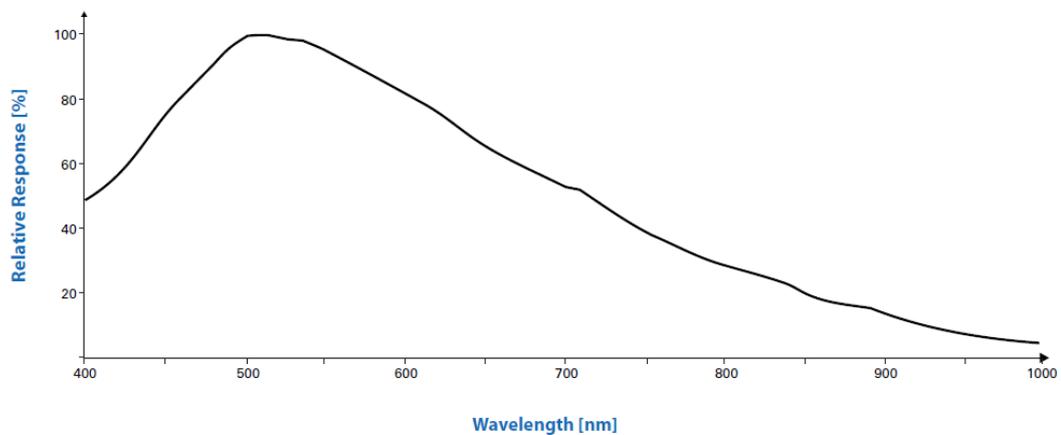
λ (nm)	Skala Keabuan										R ²
	0%	10%	20%	30%	40%	50%	60%	70%	80%	90%	
380	0,1229	0,1336	0,1549	0,1934	0,2649	0,3014	0,3684	0,4143	0,4340	0,4485	0,9739
405	0,2507	0,2658	0,2974	0,3497	0,4066	0,4381	0,4718	0,4900	0,4977	0,5142	0,9586
470	0,4848	0,4902	0,4921	0,4942	0,5013	0,5083	0,5120	0,5170	0,5205	0,5207	0,9781
505	0,4718	0,4745	0,4821	0,4879	0,4859	0,4917	0,4984	0,5018	0,5040	0,5096	0,9789
565	0,0203	0,0234	0,0296	0,0368	0,0464	0,0579	0,0720	0,0841	0,1033	0,1134	0,9673
605	0,1048	0,1288	0,1590	0,2110	0,2760	0,3626	0,4391	0,4967	0,5292	0,5453	0,9769
660	0,1502	0,1649	0,1925	0,2348	0,2825	0,3648	0,4031	0,4695	0,4936	0,5119	0,9782
690	0,4482	0,4724	0,4945	0,5149	0,5270	0,5431	0,5549	0,5546	0,5629	0,5752	0,9421
760	0,4895	0,4921	0,4959	0,4991	0,5019	0,5050	0,5071	0,5085	0,5094	0,5114	0,9709
850	0,4931	0,4949	0,4967	0,4995	0,5021	0,5046	0,5079	0,5097	0,5120	0,5131	0,9937
880	0,3812	0,3884	0,3900	0,3938	0,3940	0,3976	0,3995	0,4056	0,4064	0,4087	0,9720
970	0,0065	0,0066	0,0067	0,0068	0,0068	0,0068	0,0069	0,0069	0,0069	0,0070	0,9116
Rata-rata Koefisien Determinasi (R²)											0,9669

Dari Tabel 4.6 di atas diperoleh bahwa rata-rata koefisien determinasi hasil pengukuran untuk tiap panjang gelombang adalah sebesar 0.9669. Hal tersebut menunjukkan bahwa sensor CCD (tipe ICX098BL) pada kamera tipe DMK 21AU04.A yang digunakan, pada sistem MSI dengan 12 panjang gelombang yang disebutkan sebelumnya, memiliki karakteristik yang linear.

Selain linearitas, ada karakteristik sensor CCD lain yang cukup menentukan, yaitu: kuantum efisiensi [8]. Kuantum efisiensi merupakan karakteristik sel fotosensitif yang digunakan pada sensor CCD yang idealnya memiliki nilai yang sama untuk sumber yang homogen yang diberikan pada objek reflektansi standar. Gambar 4.10 berikut menunjukkan kurva responsivitas sensor CCD yang ekuivalen dengan kuantum efisiensi (tipe ICX098BL) yang diperoleh dari datasheet.

Pada rentang 400 – 850 nm (*visible*), kamera memiliki respon relatif yang cukup baik. Namun untuk rentang 850-1000 (NIR) responnya mulai menurun. Dengan karakteristik kuantum efisiensi yang demikian, kamera masih cukup cocok digunakan pada sistem MSI dengan spektrum *visible*. Namun, kamera tersebut perlu dipertimbangkan kembali jika digunakan pada spektrum NIR dan IR [58].

Pada kasus ini terbukti bahwa reflektansi pada panjang gelombang 970 nm memiliki nilai yang kecil yang dikarenakan oleh kuantum efisiensi. Padahal nilai intensitas LED 970 yang terukur masih selevel dengan LED 970 (LED 880 sebesar $3,764 \mu\text{W}/\text{cm}^2$ dan LED 970 sebesar $1,064 \mu\text{W}/\text{cm}^2$), namun reflektansi yang tertangkap memiliki perbandingan yang cukup jauh yakni mengalami penurunan sebesar 58,64 kali. Sehingga, dengan pertimbangan tersebut, maka LED 970 tidak penulis gunakan lebih lanjut.

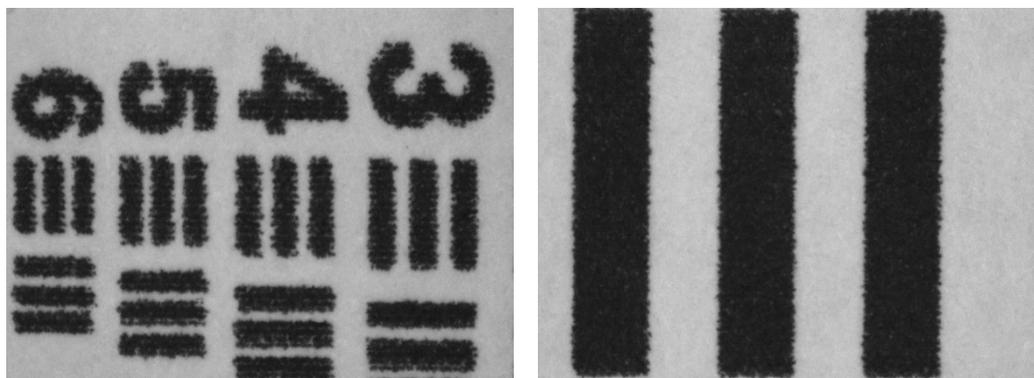


Gambar 4.10. Kurva Responsivitas Kamera The Imaging Source Tipe DMK 21AU04.A (Tipe Sensor tipe ICX098BL) [57].

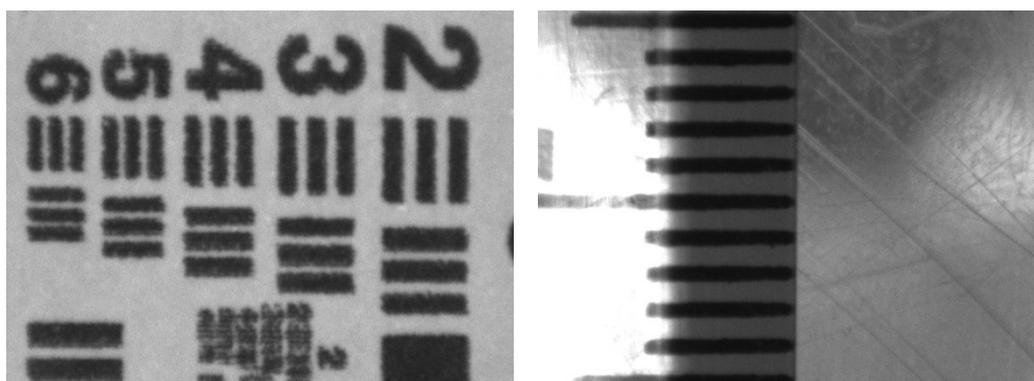
4.2.5. Resolusi

Untuk mengetahui karakteristik resolusi dan FOV, sistem MSI dan objek diatur pada jarak maksimal dan minimal. Penentuan jarak maksimal dan minimal tergantung dari fokus lensa objektif yang digunakan. Jarak maksimal dan minimal secara berturut-turut adalah 5 cm dan 0,2 cm. Selanjutnya, penggaris dengan skala 1 mm dan objek USAF1951 ditentukan sebagai objek pengamatan. Objek USAF1951 kerap digunakan untuk menguji resolusi kamera digital dan mikroskop [59]. Garis-garis yang ada pada USAF1951 memiliki ukuran-ukuran tertentu. Garis ini akan dijadikan sebagai acuan untuk mengetahui nilai resolusi dari sistem MSI. Selanjutnya, objek USAF1951 tersebut dicetak di kertas berwarna putih dengan ukuran A4. Selanjutnya, Sistem MSI menangkap reflektansi saat diterapkan sinar

dengan panjang gelombang tertentu. Jumlah piksel tiap 1mm x 1mm bisa dijustifikasi sebagai resolusi dari sistem MSI yang telah dirancang.



Gambar 4.11. Hasil *Capture* Sistem MSI untuk Objek USAF1951 dengan Jarak 0,2cm.



Gambar 4.12. Hasil *Capture* Sistem MSI untuk Objek USAF1951 dengan Jarak 5cm.

Gambar 4.11 dan Gambar 4.12 berikut secara berturut-turut menunjukkan hasil *capture* sistem MSI pada jarak 5 cm dan 0,2 cm. Pada jarak 5 cm, sistem MSI mampu mengakuisisi gambar dengan FOV sebesar 13,3 mm x 10 mm dan resolusi sebesar 48 piksel/mm². Sementara untuk jarak yang paling dekat (0,2 cm), sistem MSI mampu mengakuisisi gambar dengan FOV sebesar 7 mm x 5,25 mm dan resolusi sebesar 91 piksel/mm². Dengan resolusi tersebut dan FOV, sistem MSI yang telah dirancang cukup reliabel untuk digunakan pada inspeksi kulit. Sebagai perbandingan, Jolivot dkk. [8] berhasil membangun sistem MSI dengan FOV sebesar 32 mm x 38 mm dan resolusi sebesar 33 piksel/mm².

4.3. Kalibrasi dan Rekonstruksi Kubus Reflektansi

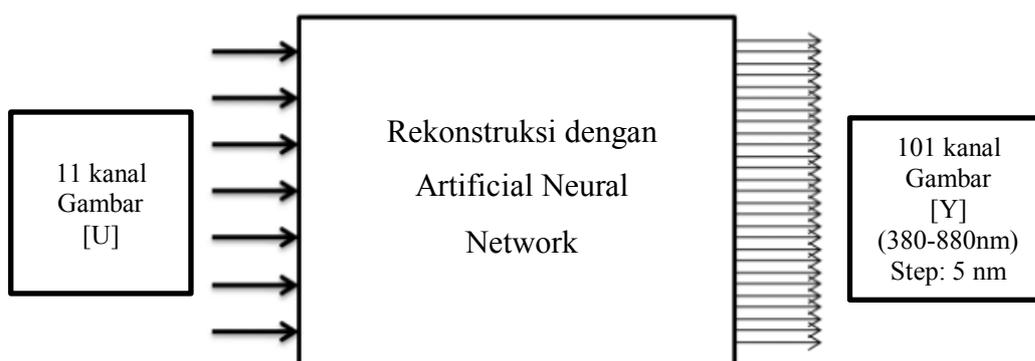
Kalibrasi adalah proses pengecekan dan pengaturan akurasi dari sistem MSI dengan cara membandingkannya dengan standar/tolak ukur. Lebih lanjut, tujuan kalibrasi kali ini adalah untuk menghilangkan *noise* sistematis selama proses akuisisi. *Noise* dapat menyebabkan adanya distorsi yang dapat menghasilkan kesalahan informasi. Pada pembahasan sebelumnya, penulis telah memperoleh informasi terkait karakteristik sistem MSI yang menyatakan bahwa sumber iluminasi yang digunakan homogen dan sensor kamera yang digunakan linear. Informasi tersebut sangat lah penting, namun itu tidak lah cukup, penulis perlu melakukan proses koreksi lebih lanjut.

Gambar monospektral yang ditangkap/diakuisisi sistem MSI dapat dimodelkan berdasarkan Persamaan 2.1 – 2.3 [6]. Penulis menggunakan objek reflektansi putih standar 99% dari pabrikan Thorlabs untuk proses koreksi gambar mentah yang ditangkap kamera. Reflektansi objek putih standar $[R]$ digunakan sebagai faktor koreksi seperti yang telah dilakukan oleh Mansouri [47] dan Jolivot [6]. Selanjutnya, reflektansi dari objek dengan warna hitam (reflektansi 0%) diambil untuk memperoleh nilai *offset* $[O]$. Sementara, nilai *dynamic range* $[DR]$ diperoleh berdasarkan nilai bit dari kamera yaitu sebesar 255. Dengan mengetahui $[R]$, $[O]$, dan $[DR]$, maka diperolehlah gambar yang telah dikoreksi yang dinyatakan dengan $[U]$.

Gambar mentah yang telah dikoreksi $[U]$ (lihat Persamaan 2.3) selanjutnya akan direkonstruksi menjadi kubus reflektansi. Tujuan proses rekonstruksi adalah untuk meningkatkan jumlah informasi spektral dari sistem MSI. Pada kasus ini, penulis menggunakan *artificial neural network* (ANN) untuk merekonstruksi kubus reflektansi. Tiap spektrum reflektansi dari masing-masing piksel gambar multispektral, direkonstruksi menggunakan respon kamera dan akan menghasilkan matriks koefisien output. Matriks koefisien output (selanjutnya disebut Matriks Q) inilah yang akan disimpan sebagai acuan rekonstruksi. Selanjutnya, matriks Q ini akan diterapkan pada tiap piksel gambar yang diakuisi sistem MSI sehingga diperolehlah kubus reflektansi. Terdapat 11 input gambar (dari 11 panjang gelombang) dari sistem MSI yang akan menghasilkan 101 output gambar yang

memiliki rentang panjang gelombang 380-880 nm dengan step sebesar 5 nm. Sebelumnya, penulis telah mengeliminir LED 970 karena performanya kurang baik.

Kubus reflektansi terdiri dari dua dimensi yang merupakan koordinat posisi piksel (640x480 piksel) dan satu dimensi yang menyatakan panjang gelombang (sebanyak 101 panjang gelombang). Ilustrasinya bisa dilihat pada Gambar 4.13 berikut.



Gambar 4.13. Gambaran Proses Rekonstruksi Kubus Reflektansi Sistem MSI.

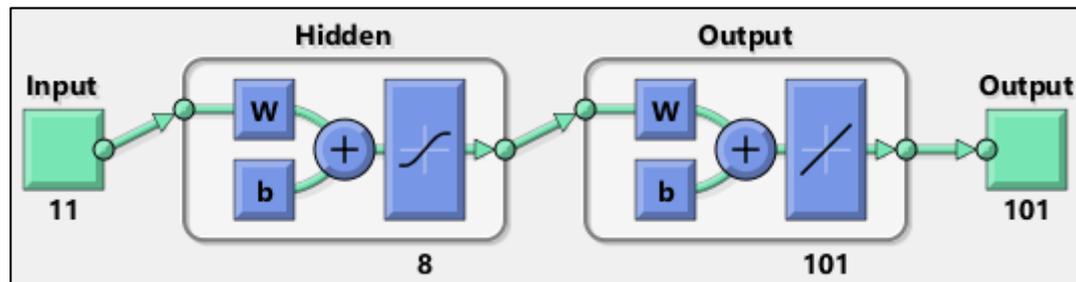
Proses rekonstruksi dengan ANN memerlukan data yang cukup banyak untuk proses *training* dan validasi. Untuk itu, penulis menggunakan beberapa objek warna natural standar yang akan diobservasi menggunakan sistem MSI dan spektrometer. Data reflektansi dari MSI yang telah dikoreksi [U] digunakan sebagai input, sementara data dari spektrometer digunakan sebagai data target. Selanjutnya, pasangan data tersebut digunakan pada proses pelatihan (*training*) dan validasi. Karena pada data reflektansi MSI berupa data gambar/*multipoint measurement* dan data reflektansi spektrometer merupakan data *single point measurement*, maka data MSI harus dirata-rata terlebih dahulu.

Pada penelitian ini, Spektrometer USB650 dianggap sebagai alat ukur standar. Adapun objek yang digunakan adalah objek warna natural dari X-Rite Color Checker Passport (24 warna dan 8 *greyscale*). Terdapat 40 objek warna yang terbagi menjadi 32 untuk *training* dan 8 untuk validasi yang dipilih secara acak. Reflektansi dari 40 *patch* warna tersebut kemudian penulis ukur dengan menggunakan Spektrometer USB650 dan sistem MSI. Tahap selanjutnya, penulis menggunakan bantuan MATLAB Toolbox untuk mengimplementasikan algoritma

ANN, baik proses *training* dan validasi. Untuk mengevaluasi hasil rekonstruksi, penulis menggunakan RMSE dan GFC yang telah dijelaskan pada persamaan (2.4) dan (2.5). Adapun detail dan diagram ANN yang digunakan secara berturut-turut bisa dilihat pada Tabel 4.7 dan Gambar 4.14 berikut.

Tabel 4.7. Spesifikasi *Artificial Neural Networks*.

Jumlah <i>Layer</i> Input	11
Jumlah <i>Layer</i> Output	101
Jumlah <i>Hidden Layer</i>	8
Iterasi Maksimum	1000
Fungsi Latih <i>Networks</i>	Bayesian Regulation
Uji Perform	MSE
Maksimum MSE	10^{-5}



Gambar 4.14. Diagram *Artificial Neural Networks*.

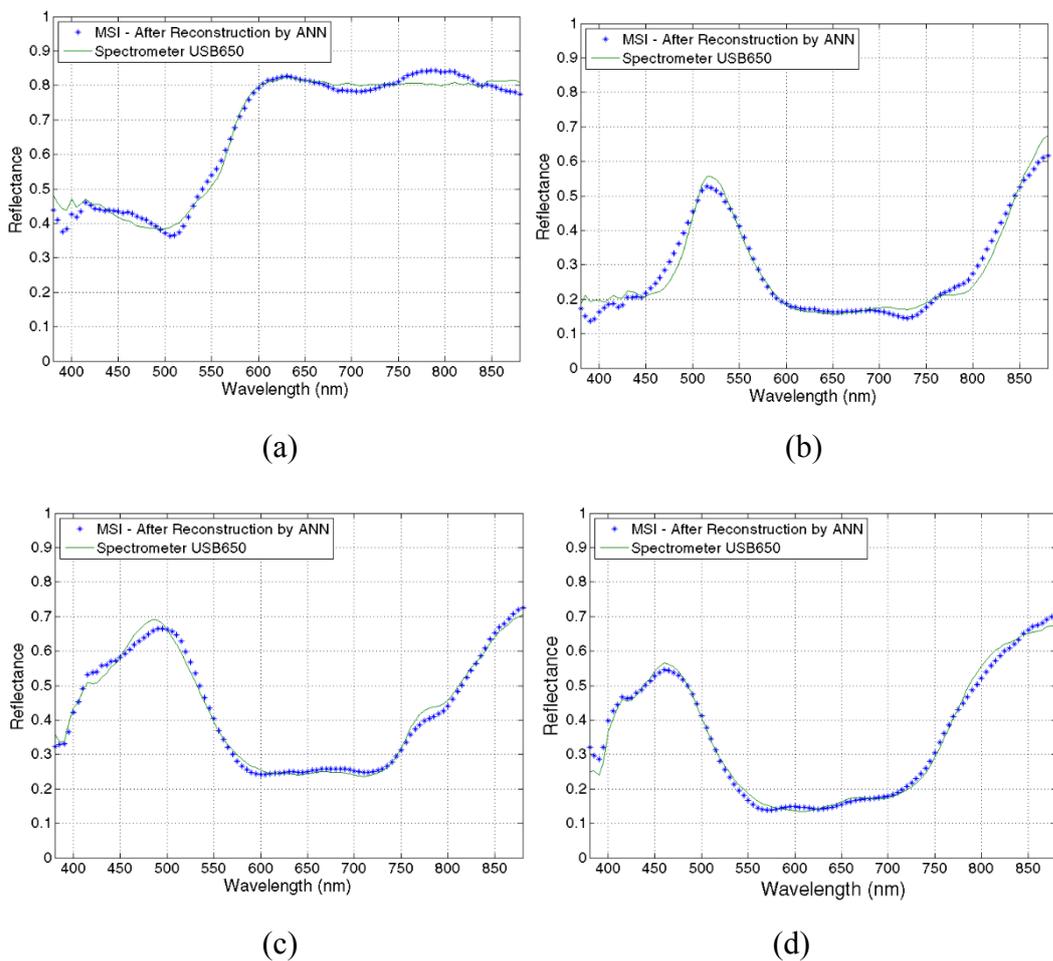
Tabel 4.8. GFC dan RMSE Hasil *Training* ANN.

<i>Patch</i>	GFC	RMSE	<i>Patch</i>	GFC	RMSE	<i>Patch</i>	GFC	RMSE
1	0,9998	0,0191	13	0,9996	0,0163	25	0,8780	0,0144
2	0,9998	0,0116	14	0,9995	0,0123	26	0,9706	0,0144
3	0,9996	0,0102	15	0,9997	0,0129	27	0,9072	0,0101
4	0,9973	0,0133	16	0,9996	0,0130	28	0,8980	0,0088
5	0,9928	0,0110	17	0,9976	0,0252	29	0,9988	0,0138
6	0,9574	0,0111	18	0,9988	0,0277	30	0,9996	0,0108
7	0,9963	0,0201	19	0,9988	0,0127	31	0,9940	0,0078
8	0,9983	0,0139	20	0,9996	0,0324	32	0,9722	0,0563
9	0,9988	0,0222	21	0,9982	0,0182			
10	0,9996	0,0198	22	0,9986	0,0155			
11	0,9672	0,1746	23	0,9995	0,0145			
12	0,9981	0,0173	24	0,9990	0,0188			

Adapun hasil latih dari 32 *patch* bisa dilihat pada Tabel 4.8. Rata-rata nilai GFC sebesar 0,9847 dan rata-rata nilai RMSE sebesar 0,0219. Dari Tabel 4.8, kita

dapat menyimpulkan bahwa proses *training* yang telah dilakukan cukup berhasil mengingat nilai GFC dari hasil rekonstruksi seluruh *patch* warna mendekati 1. Selanjutnya, penulis menguji ANN dengan menggunakan 8 set data validasi yang telah dipilih secara acak.

Gambar 4.15 berikut merupakan beberapa spektrum reflektansi hasil rekonstruksi menggunakan ANN yang dibandingkan dengan spektrum reflektansi yang telah diakuisisi dengan Spektrometer USB650.



Gambar 4.15. Spektrum Reflektansi *Patch* 34 (a) , 36 (b), 37 (c) dan 38 (d).

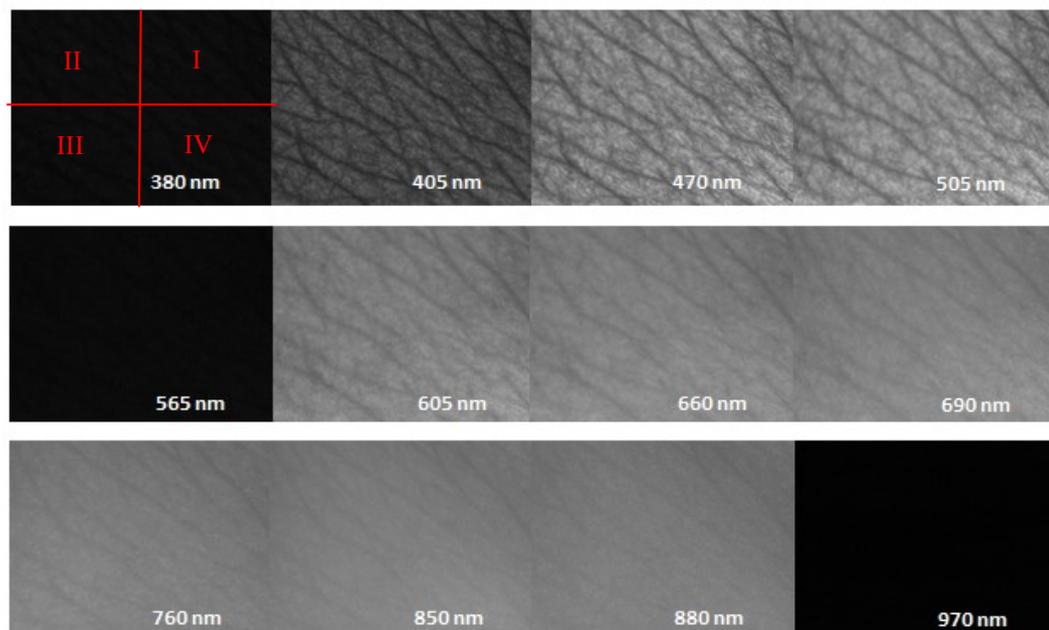
Adapun Tabel 4.9 berikut menampilkan nilai RMSE dan GFC dari 8 *patch* yang dipilih secara acak untuk digunakan sebagai validasi. Dari Gambar 4.15 dan Tabel 4.9, penulis dapat menyimpulkan bahwa hasil rekonstruksi kubus reflektansi dengan ANN cukup berhasil. Dari 8 *patch* yang digunakan sebagai validasi,

hasilnya sangat akurat. Hal tersebut dapat dilihat dari rata-rata RMSE sebesar 0,0233 (mendekati nol) dan GFC sebesar 0,9988 (mendekati nilai 1). Jolivot [6] menjelaskan bahwa hasil rekonstruksi bisa dikatakan baik dengan GFC lebih besar dari 0.99.

Tabel 4.9. Nilai RMSE dan GFC 8 Patch Data Validasi.

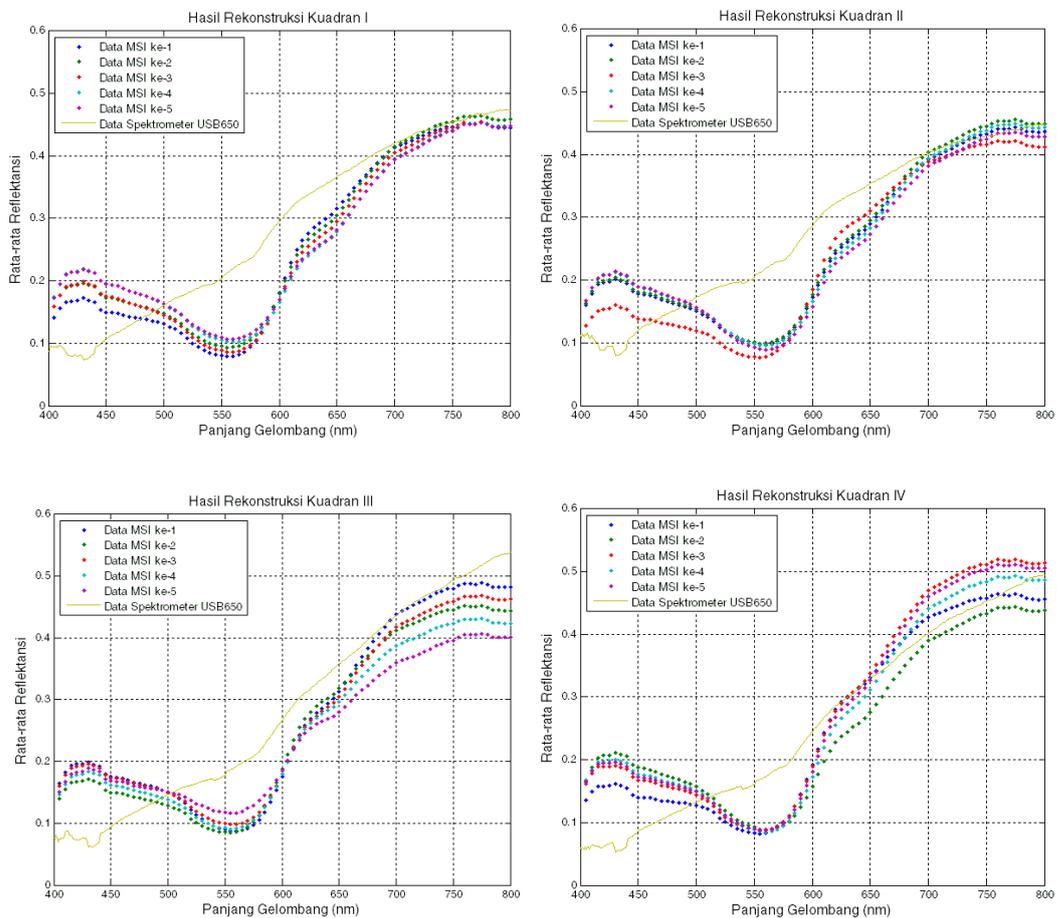
No	Nomor Patch	Color	GFC	RMSE
1	33	SP Red	0,9996	0,0172
2	34	SP Orange	0,9994	0,0227
3	35	SP Yellow	0,9995	0,0208
4	36	SP Green	0,9965	0,0261
5	37	SP Cyan	0,9992	0,0176
6	38	SP Blue	0,9989	0,0181
7	39	SP Violet	0,9981	0,0349
8	40	SP Magenta	0,9990	0,0295
Rata-rata			0,9988	0,0233

Untuk memastikan hasil rekonstruksi kubus reflektansi dengan ANN benar-benar akurat, penulis juga melakukan validasi hasil rekonstruksi data kulit telapak tangan satu orang di posisi yang sama yang bisa dilihat pada Gambar 4.16.



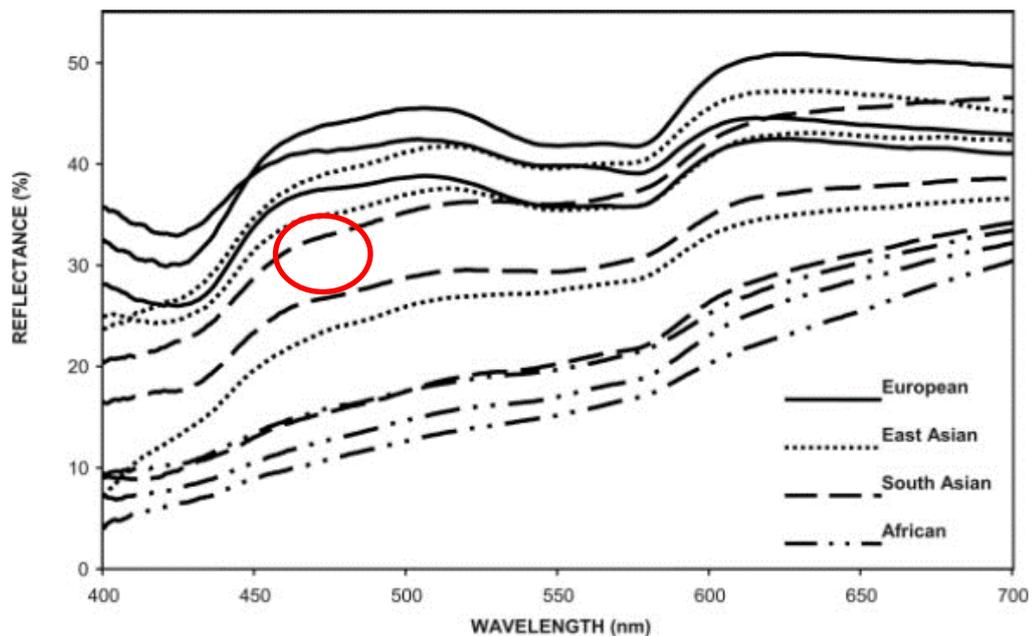
Gambar 4.16. Gambar Multispektral Kulit Tangan untuk Uji Hasil Rekonstruksi.

Data kulit tersebut diambil dengan menggunakan sistem MSI pada jarak 0,2 cm sebanyak 5 kali. Sebagai pembandingan, penulis juga mengambil data reflektansi kulit di posisi yang sama menggunakan Spektrometer USB650. Adapun Gambar 4.16 di atas merupakan gambar yang menampilkan perbandingan nilai reflektansi hasil rekonstruksi dari sistem MSI dan Spektrometer USB650 pada Kuadran I-IV. Dari Gambar 4.17, penulis memperoleh informasi bahwa dari beberapa pengukuran yang diambil untuk data yang sama, sistem MSI mampu menyajikan data yang sangat mirip dengan *error* yang cukup kecil (lihat Tabel 4.10). Hal ini menunjukkan bahwa proses rekonstruksi cukup berhasil untuk merekonstruksi data reflektansi dari objek yang sama.



Gambar 4.17. Perbandingan Hasil Rekonstruksi MSI dan Spektrometer USB650 (Pengambilan data dilakukan sebanyak 5 kali pada posisi yang sama).

Pola data reflektansi kulit dari MSI pada Gambar 4.17 juga memiliki kemiripan dengan pola reflektansi kulit berdasarkan penelitian dari Parra untuk kulit orang asia yang bisa dilihat pada Gambar 4.18 [53]. Penulis juga telah membandingkan hasil 5 kali akuisisi data yang telah dilakukan dengan cara menghitung selisih (*error* mutlak) data ke-n terhadap data pertama. Data tersebut disajikan pada Tabel 4.10.



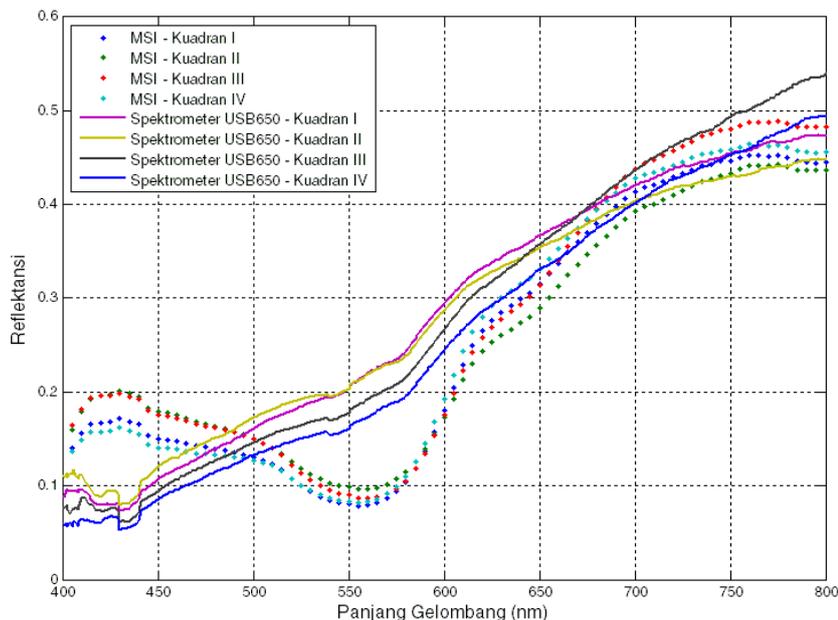
Gambar 4.18. Reflektansi Data Kulit Manusia Berdasarkan Penelitian Parra [60].

Tabel 4.10. *Error* Mutlak Reflektansi dari 5 Kali Pengukuran.

Kuadran	<i>Error</i> Rata-rata	<i>Error</i> Maksimum
Kuadran I	0,0166	0,0478
Kuadran II	0,0279	0,0617
Kuadran III	0,0275	0,0858
Kuadran IV	0,0113	0,0427

Gambar 4.19 di bawah ini menunjukkan hasil perbandingan rata-rata data reflektansi yang direkonstruksi dengan menggunakan ANN pada sistem MSI dan Spektrometer USB650 pada tiap kuadran. Dari Gambar 4.19, penulis menemukan adanya perbedaan yang cukup signifikan pada daerah 500-600 nm. Penulis menduga perbedaan tersebut disebabkan oleh dua hal yaitu: karakteristik LED565

yang digunakan dan adanya *error* proses rekonstruksi dengan ANN. Penulis menilai bahwa intensitas LED565 terlalu rendah jika dibandingkan dengan LED lainnya (lihat Tabel 4.3). Intensitas iluminasi yang rendah berpengaruh terhadap hasil akuisisi gambar. Adapun proses rekonstruksi dengan ANN sangat dipengaruhi oleh kualitas data yang digunakan pada saat *training* dan validasi. Karena data yang digunakan pada saat *training* dan validasi merupakan data reflektansi dari X-Rite Color Checker Passport, bisa jadi ada beberapa *patch* yang menghasilkan nilai reflektansi tidak sebagai mana mestinya. Artinya, objek yang digunakan juga harus dipastikan benar-benar objek standar untuk menghasilkan data yang baik dan akurat. Di sisi lain, kesalahan pada saat proses akuisisi juga bisa menjadi faktor yang berpengaruh pada kualitas data. Meskipun demikian, penulis tetap dapat menyimpulkan bahwa rekonstruksi kubus reflektansi cukup berhasil. Hal ini diperkuat pula dari perhitungan nilai RMSE dan GFC. Tabel 4.11 berikut merupakan nilai RMSE dan GFC dari sistem MSI ketika dibandingkan dengan Spektrometer USB650. Nilai GFC berada di atas 0,98, sementara RMSE di bawah 0,06. Hal ini menunjukkan bahwa performa ANN yang digunakan untuk rekonstruksi cukup baik.



Gambar 4.19. Perbandingan Rata-rata Reflektansi Hasil Rekonstruksi Sistem MSI dan Spektrometer USB650 pada Kuadran I-IV.

Tabel 4.11. RMSE dan GFC dari Sistem MSI terhadap Spektrometer USB650.

Kuadran	RMSE	GFC
I	0,0619	0.9847
II	0,0575	0.9857
III	0,0584	0.9872
IV	0,0654	0.9846

Dari ulasan sebelumnya, sistem MSI mampu memberikan lebih banyak informasi spektral yang berguna dan akurat dengan adanya tahapan rekonstruksi. Semakin akurat proses rekonstruksi yang dilakukan, maka semakin akurat pula hasil estimasi kandungan melanin dan darah pada kulit. Jika di awal sistem MSI hanya memiliki 11 gambar multispektral (11 panjang gelombang), maka pasca rekonstruksi sistem MSI memiliki 101 gambar multispektral (101 panjang gelombang pada 380-880 nm, dengan step 5 nm). Selain itu, metode rekonstruksi dengan ANN telah terbukti cukup mudah diimplementasikan, cepat, dan tidak memakan banyak memori. Proses kalibrasi dan rekonstruksi tidak sampai memakan waktu lebih dari 15 detik.

4.4. Estimasi Kandungan Melanin dan Darah pada Kulit

Estimasi kandungan melanin dan darah dapat dilakukan dengan cara melakukan *fitting* antara nilai reflektansi terukur dibandingkan dengan reflektansi yang disimulasikan berdasarkan model Kubelka-Munk (KM). Model KM penulis pilih sebagai model teoritis untuk mensimulasikan propagasi cahaya pada kulit karena cukup sederhana. Penjelasan model KM telah dideskripsikan secara rinci pada subbab 2.5.4 dan 3.5. Berdasarkan model KM yang telah dijelaskan (pada persamaan 2.38) reflektansi total merupakan fungsi dari kandungan melanin f_{mel} dan kandungan darah f_{blood} , oksi-hemoglobin C_{oxy} , ketebalan dermis d_{dermis} , dan ketebalan epidermis d_{epi} . Pada penelitian ini, konsentrasi oksi-hemoglobin, ketebalan dermis, dan ketebalan epidermis dianggap tetap. Sehingga reflektansi total hanya tergantung dari kandungan melanin dan darah. Tabel 4.12 berikut memaparkan nilai-nilai parameter yang digunakan pada model KM. Nilai-nilai parameter yang digunakan mengikuti penelitian Jolivot [6].

Tabel 4.12. Parameter Kulit pada Model KM .

Parameter	Nilai	Referensi
Kandungan Darah, f_{blood}	1,3 – 43% v/v	1,3 – 45% v/v [6]
Kandungan Melanin, f_{mel}	0,2 – 7% v/v	0.2 – 7% v/v [6]
Konsentrasi Oksi Hemoglobin, C_{oxy} ,	50%	25 – 90% [6]
Ketebalan Dermis, d_{dermis}	0,2 cm	0,06 – 0,3 cm [6]
Ketebalan Epidermis, d_{epi}	0,01 cm	0.0015 – 0,015 cm [6]

Pada persamaan *forward* model KM untuk propagasi cahaya pada kulit kali ini, ada dua parameter yang akan diestimasi yaitu: kandungan darah, f_{blood} dan kandungan melanin, f_{mel} . Sehingga, persamaan bisa ditulis sebagai berikut:

$$R_{tot} = F (f_{mel}, f_{blood}) \quad (4.1)$$

dengan substitusi persamaan (2.31) – (2.37) maka nilai refleksi total bisa diperoleh dengan model tersebut. Untuk memperoleh nilai estimasi dari kedua parameter tersebut, maka penulis menghitung *Squared Error* (SE) dari nilai reflektansi terukur dan reflektansi dari model. Selanjutnya penulis menyelesaikan persoalan tersebut dengan menggunakan teknik optimasi dengan fungsi objektif adalah meminimumkan nilai MSE sehingga diperoleh lah nilai estimasi yang akurat.

$$\min SE = \min \{(R_m - R_{KM})^2\} \quad (4.2)$$

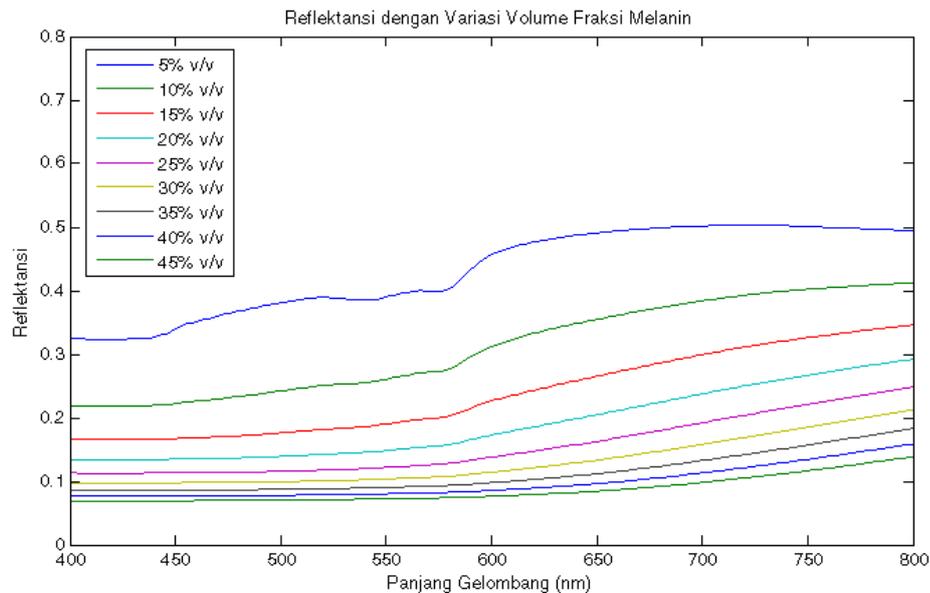
dengan R_m merupakan nilai reflektansi terukur dan R_{KM} merupakan nilai reflektansi dari model KM. Saat nilai SE semakin kecil, maka kurva reflektansi dari *forward model* yang dibangun mirip dengan nilai yang terukur dari sistem MSI. Sehingga pada kasus ini, nilai parameter kandungan melanin dan darah dapat diperoleh dengan akurat.

MATLAB Optimization Toolbox, penulis gunakan untuk menyelesaikan masalah optimasi pada kasus ini. Di MATLAB terdapat tiga jenis fitur yang dapat digunakan untuk estimasi parameter untuk kasus nonlinear yaitu: **nlinfit**, **lsqnonlin**, and **cftool** (*Graphic User Interface*). Penulis memilih menggunakan **lsqnonlin** karena paling sederhana dan hanya mengestimasi dua parameter. *Solver lsqnonlin* menggunakan dua jenis algoritma yang berbeda yaitu: Trust Region Reflective dan Levenberg Marquardt. Trust Region Reflective penulis pilih sebagai algoritma optimasi karena mampu mengakomodasi persoalan adanya batas bawah dan batas

atas dari kedua parameter yang akan diestimasi yang disajikan pada Tabel 4.12, sementara Levenberg Marquardt tidak dapat mengakomodir hal tersebut.

4.4.1. *Forward Model* KM: Pengujian Variasi Parameter

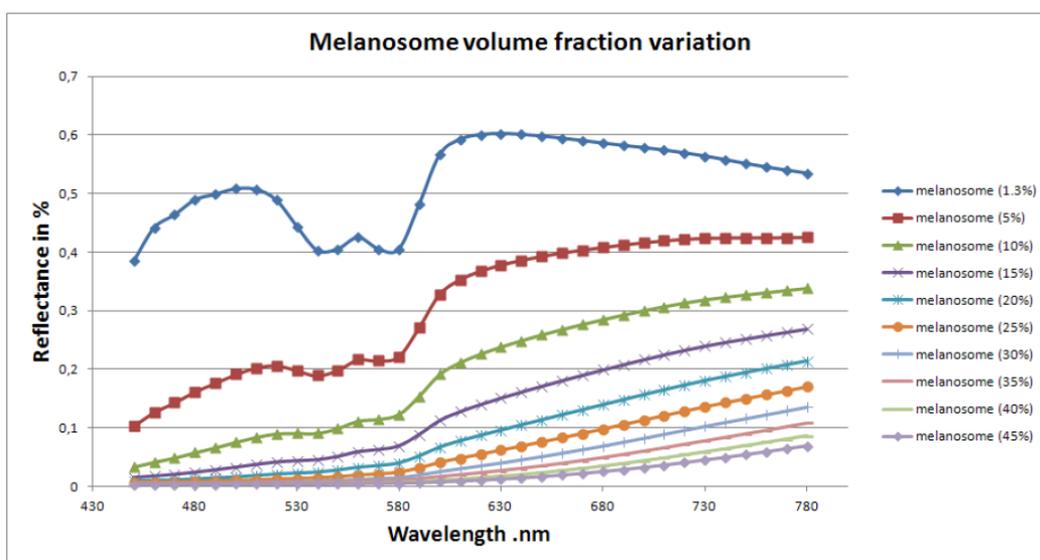
Sebelum membahas lebih lanjut terkait persoalan estimasi, model propagasi cahaya pada dua *layer* kulit berdasarkan teori Kubelka-Munk telah penulis simulasikan dengan variasi kandungan melanin dan darah. Tujuan pengujian *forward* model ini adalah untuk mengetahui hubungan nilai reflektansi total terhadap variasi kandungan melanin dan darah pada kulit. Tujuan lainnya yaitu untuk mengetahui seberapa jauh model ini akurat dibandingkan dengan literatur. Kunci dari akurasi estimasi parameter sangat tergantung dengan model *forward* yang digunakan [7].



Gambar 4.20. Reflektansi Dengan Variasi Kandungan Melanin 5% Hingga 45% v/v. (Kandungan darah sebesar 2% v/v, Ketebalan dermis sebesar 0,1 cm, ketebalan epidermis sebesar 0,015 cm, dan tingkat saturasi oksigen sebesar 50%).

Gambar 4.20 di atas memaparkan hasil simulasi variasi kandungan melanin 5% v/v hingga 45% v/v sementara kandungan darah dibuat tetap sebesar 2% v/v. Pola reflektansi dari model yang disimulasikan dengan variasi kandungan melanin, konsisten dengan hasil penelitian Jolivot yang bisa dilihat pada Gambar 4.21 [8]. Nilai reflektansi dari model KM yang penulis gunakan terlihat lebih tinggi sekitar 10%. Adanya perbedaan ini dikarenakan adanya asumsi yang penulis gunakan.

Penulis menganggap ketebalan epidermis dan dermis besarnya tetap untuk setiap kasus. Padahal, di kondisi realitanya tidaklah demikian. Di sisi lain, pola reflektansi hasil simulasi juga konsisten dengan pengujian kulit *in vivo* pada penelitian Parra [60] yang telah disajikan pada Gambar 4.21.

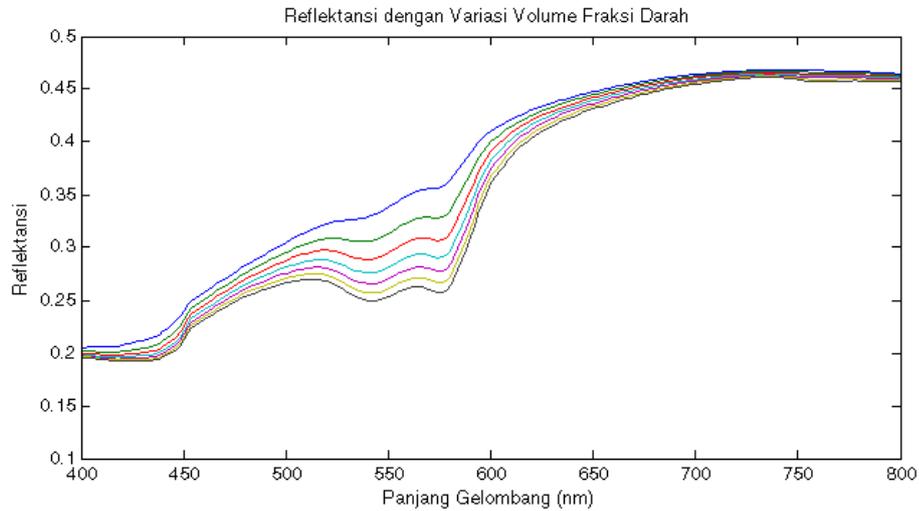


Gambar 4.21. Simulasi Reflektansi Model KM dengan Variasi Kandungan Melanin oleh Jolivot et al [8].

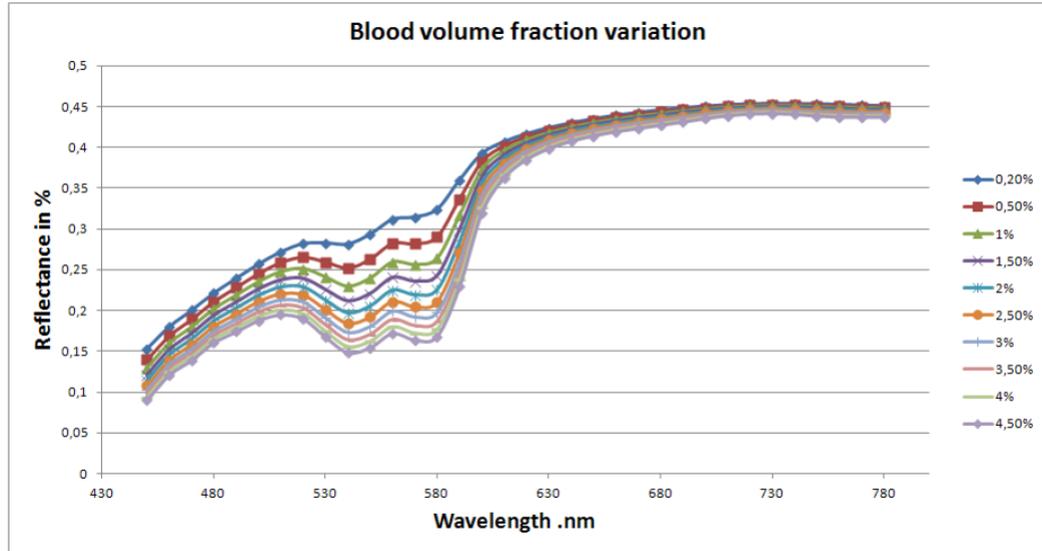
Dari Gambar 4.20, penulis memperoleh informasi bahwa semakin besar kandungan melanin pada kulit maka semakin kecil nilai reflektansi totalnya. Karakteristik absorpsi haemoglobin (darah) semakin teratenuasi dengan semakin bertambahnya kandungan melanin pada kulit. Hal tersebut menandakan bahwa, jika kandungan melanin pada epidermis semakin besar, maka cahaya akan terhambat memasuki dermis.

Adapun Gambar 4.22 di bawah ini memaparkan hasil simulasi variasi kandungan darah 1% hingga 7% v/v sementara kandungan melanin dibuat tetap sebesar 12% v/v. Dari Gambar 4.22 diperoleh bahwa, variasi kandungan darah pada kulit sangat berpengaruh signifikan pada rentang 500-600 nm. Daerah ini dikenal sebagai daerah karakteristik “W” penyerapan hemoglobin [7]. Daerah W ini efektif digunakan untuk mengamati perubahan tingkat saturasi oksigen dalam darah [8]. Pola reflektansi dari hasil simulasi *forward* juga konsisten dan mirip

dengan pola hasil penelitian yang telah dilakukan oleh Jolivot [8] yang disajikan pada Gambar 4.23.



Gambar 4.22. Reflektansi Dengan Variasi Kandungan Darah 1% Hingga 7% v/v (Kandungan Melanin sebesar 12% v/v, Ketebalan dermis sebesar 0,1 cm, ketebalan epidermis sebesar 0,007 cm, dan tingkat saturasi oksigen sebesar 50%)

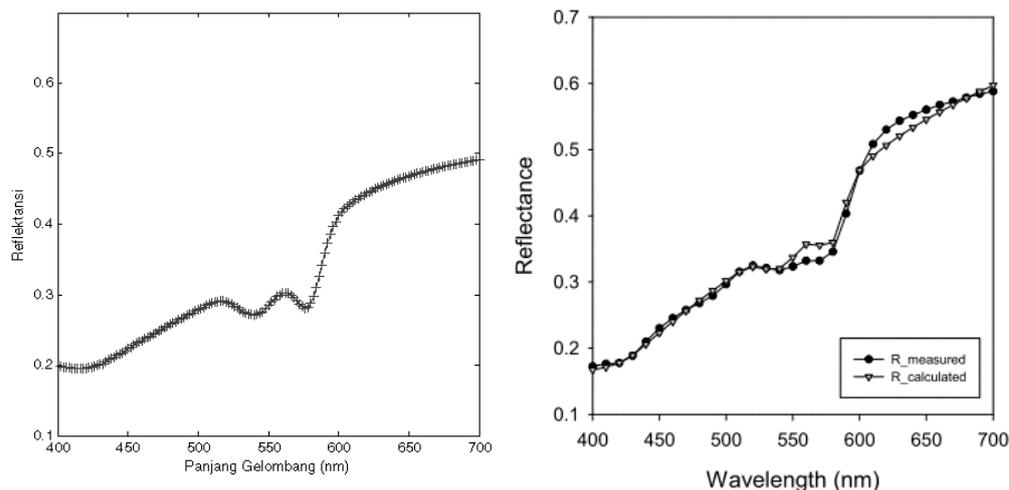


Gambar 4.23. Simulasi Reflektansi Model KM dengan Variasi Kandungan Darah oleh Jolivot et al [8].

Selanjutnya, penulis juga menguji model KM dengan parameter yang diperoleh dari penelitian Cho [40]. Tujuannya adalah membandingkan model KM yang digunakan penulis terhadap model KM yang digunakan pada penelitian

mereka. Nilai f_{mel} , f_{blood} , C_{oxy} , d_{epi} , dan d_{dermis} secara berturut-turut adalah 12% v/v, 4% v/v, 90% v/v, 71,5 μ m, dan 1300 μ m. Gambar 4.24 berikut menyajikan perbandingan pola reflektansi dari model KM yang penulis gunakan dan hasil penelitian Cho [40]. Terdapat spektrum reflektansi yang sangat mirip antara Model KM yang penulis gunakan dengan hasil penelitian yang dilakukan Cho.

Pada pembahasan sebelumnya, penulis telah menguji *forward model* dengan variasi kandungan melanin dan darah. Dari data-data yang telah disajikan sebelumnya, penulis dapat menyimpulkan bahwa model KM yang digunakan oleh penulis cukup reliabel untuk digunakan dalam memodelkan propagasi cahaya pada kulit. Model KM yang digunakan juga cukup konsisten jika dibandingkan dengan model KM yang digunakan pada beberapa literatur terkait.

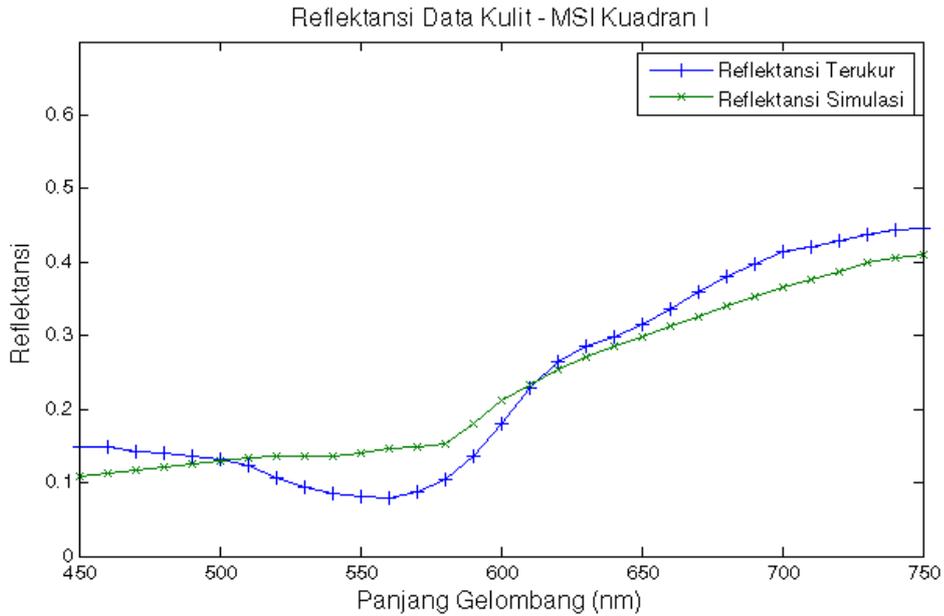


Gambar 4.24. Perbandingan Reflektansi dari Simulasi Model KM Penulis (Kiri) dan Hasil Penelitian Cho (Kanan) [40].

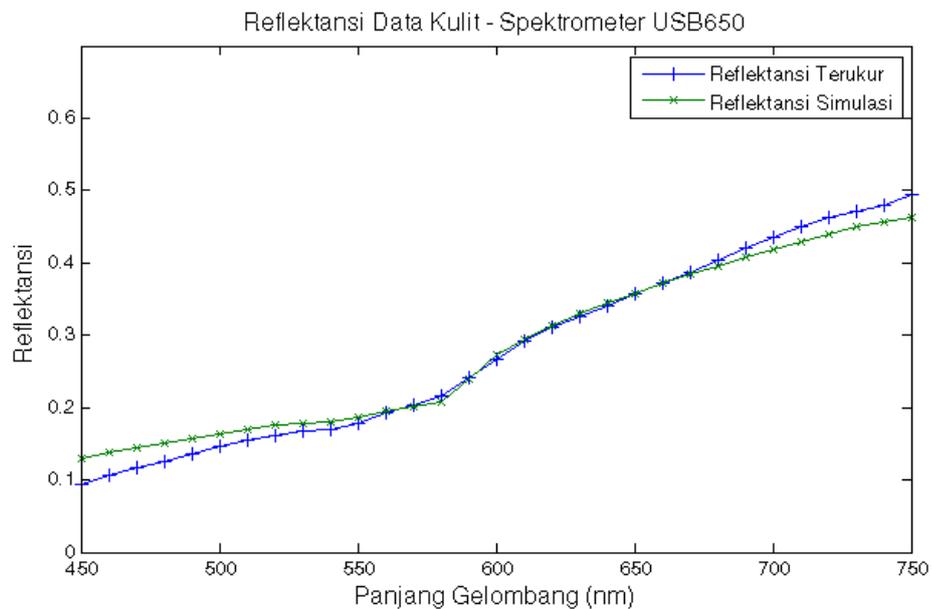
4.4.2. Estimasi Kandungan Melanin dan Darah pada Uji *In Vivo*

Penulis telah mengambil 5 data *in vivo* reflektansi kulit telapak tangan satu orang di posisi yang sama dengan sistem MSI. Posisi pengambilan data dapat dilihat pada Gambar 3.5. Seperti yang telah dibahas pada subbab 3.7, setiap data reflektansi tersebut dibagi menjadi 4 kuadran. Selanjutnya, penulis merata-rata nilai reflektansi masing-masing kuadran. Terakhir, penulis melakukan *fitting* reflektansi yang disimulasikan dengan model KM terhadap nilai rata-rata reflektansi tersebut pada panjang gelombang 450-750 nm. Penulis menjalankan *solver lsqnonlin* menggunakan algoritma Trust Region Reflective untuk mendapatkan hasil estimasi

kandungan melanin dan darah. Kondisi batas bawah dan batas atas diatur sesuai Tabel 4.12. Adapun seluruh reflektansi data kulit tersebut telah disajikan pada Gambar 4.17 (subbab 4.3). Sebagai pembandingan, penulis juga mengambil data reflektansi kulit di posisi yang sama dengan menggunakan Spektrometer USB650.



Gambar 4.25. Perbandingan Reflektansi Terukur dan Reflektansi Hasil *Fitting* untuk Data Kulit Kuadran I dengan Sistem MSI



Gambar 4.26. Perbandingan Reflektansi Terukur dan Reflektansi Hasil *Fitting* untuk Data Kulit dengan Spektrometer USB650.

Hasil estimasi kandungan melanin dan darah bisa dilihat pada Tabel 4.13 berikut serta Gambar 4.27 dan Gambar 4.28 berikut. Nilai residual juga penulis tampilkan untuk melihat seberapa akurat *fitting* nilai terukur dan nilai hasil simulasi.

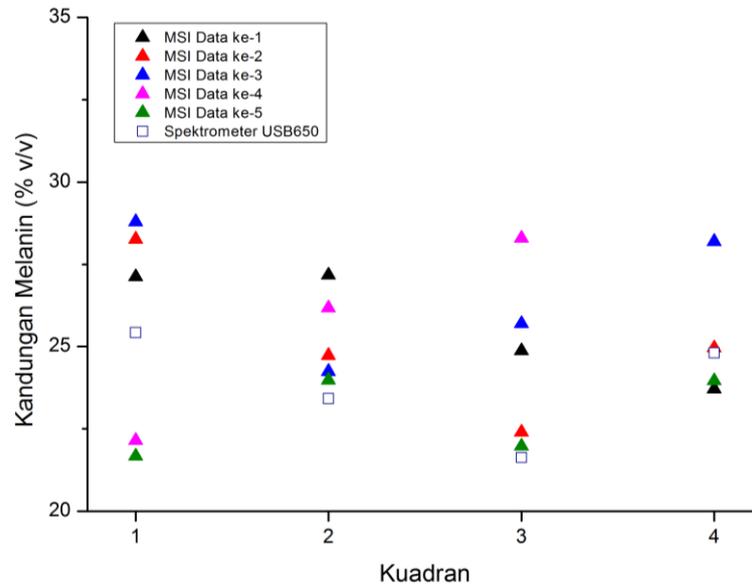
Tabel 4.13. Hasil Estimasi Kandungan Melanin dan Darah Uji *In Vivo*

Pengukuran Reflektansi	Data	Fmel (% v/v)	Fblood (% v/v)	Residual (% v/v)
MSI - Kuadran I	1	27,12	3,68	0,0146
	2	28,26	4,96	0,0102
	3	28,79	5,00	0,0126
	4	22,15	5,00	0,0125
	5	21,67	5,00	0,0100
MSI - Kuadran II	1	27,17	5,00	0,0144
	2	24,73	5,00	0,0150
	3	24,24	5,00	0,0367
	4	26,17	5,00	0,0206
	5	23,98	7,00	0,0262
MSI - Kuadran III	1	24,87	6,77	0,0182
	2	22,40	5,66	0,0164
	3	25,70	7,00	0,0073
	4	28,29	6,86	0,0044
	5	21,97	5,00	0,0014
MSI - Kuadran IV	1	23,71	5,00	0,0159
	2	24,96	5,00	0,0092
	3	28,19	4,99	0,0087
	4	23,96	5,00	0,0123
	5	23,96	5,00	0,0138
Spektrometer USB650 – Kuadran I	K1	25,42	3,81	0,0007
Spektrometer USB650 – Kuadran II	K2	23,42	4,65	0,0013
Spektrometer USB650 – Kuadran III	K3	21,63	4,79	0,0017
Spektrometer USB650 – Kuadran IV	K4	24,81	3,91	0,0002

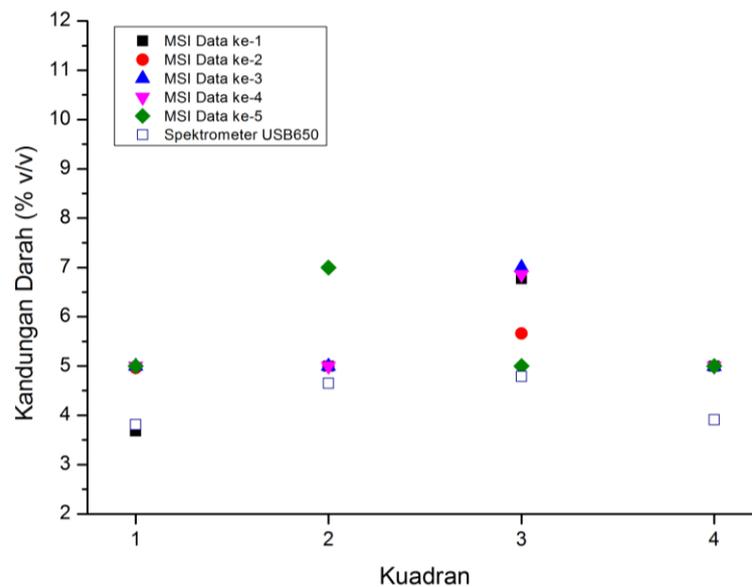
Hasil estimasi yang dipaparkan pada Tabel 4.13 menunjukkan bahwa kandungan melanin lebih dominan dibandingkan dengan kandungan darah pada kulit telapak tangan. Hal ini konsisten dengan hasil penelitian Jolivot untuk kasus data kulit Asia [8].

Rata-rata hasil estimasi kandungan melanin sebesar 25,11% v/v (Std = 2,21% v/v) tidak berbeda jauh dengan salah satu rata-rata sampel penelitian Jolivot untuk kulit orang Asia yaitu sebesar 26,41% v/v. Adapun rata-rata hasil estimasi kandungan melanin dengan Spektrometer USB650 pada seluruh kuadran adalah

23,82% v/v (Std = 1,46% v/v). Artinya, rata-rata hasil estimasi kandungan melanin dengan sistem MSI ternyata lebih besar 1,29% v/v dibandingkan dengan Spektrometer USB650.



Gambar 4.27. Perbandingan Hasil Estimasi Kandungan Melanin Sistem MSI dan Spektrometer USB650 pada Kuadran I-IV.



Gambar 4.28. Perbandingan Hasil Estimasi Kandungan Darah Sistem MSI dan Spektrometer USB650 pada Kuadran I-IV.

Adapun rata-rata hasil estimasi kandungan darah dengan MSI sebesar 5,35% v/v (Std = 0,85% v/v) tidak berbeda jauh dengan hasil penelitian Cho [40]. Sementara itu, nilai residual cukup kecil yaitu antara 0-0,02% v/v yang menandakan proses *fitting* cukup berhasil. Di sisi lain, rata-rata kandungan darah hasil estimasi dari Spektrometer USB650 adalah 4,29% v/v (Std = 0.43% v/v). Artinya, rata-rata hasil estimasi kandungan darah dengan sistem MSI ternyata lebih besar 1,06% v/v dibandingkan dengan Spektrometer USB650.

Dari data yang diperoleh, perbedaan struktur permukaan kulit juga berpengaruh pada hasil estimasi. Hal itu bisa dilihat dari perbedaan hasil estimasi dari 4 kuadran yang dipaparkan Gambar 4.27 dan Gambar 4.28. Pengaruh tersebut memang tidak terlalu signifikan. Hanya sekitar 0-4% dan sekitar 0-3% pada hasil estimasi kandungan melanin dan darah, secara berturut-turut.

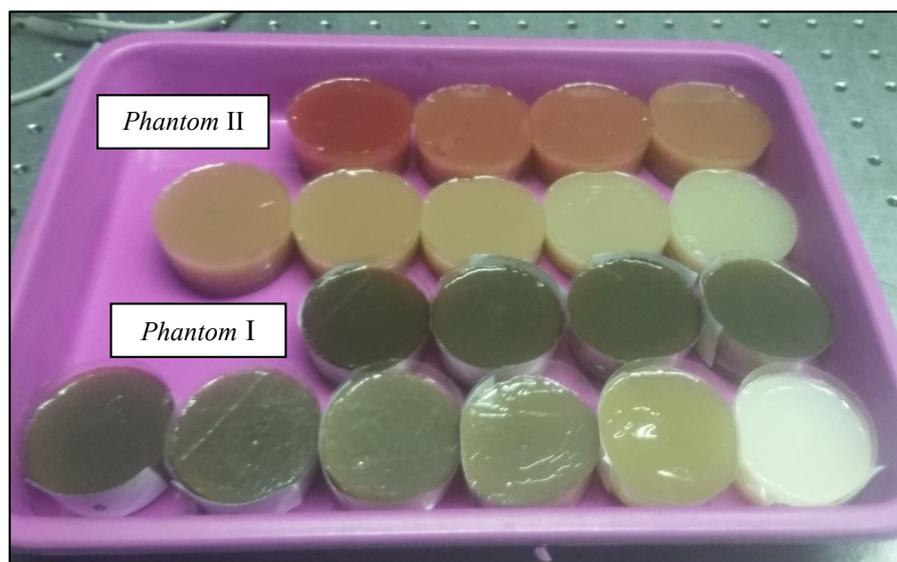
Pada subbab ini, penulis memaparkan bahwa sistem MSI telah diuji secara *in vivo* pada kulit sehat manusia. Adapun hasil selisih estimasi kandungan melanin dan darah, cukup kecil dan penulis anggap masih berada pada batas toleransi. Dengan kata lain, sistem MSI telah terbukti mampu menghadirkan data estimasi yang akurat. Meskipun hasil estimasi cukup konsisten dan akurat, penulis harus melakukan proses validasi lebih lanjut untuk memastikan sistem dapat mengakuisisi kulit dengan variasi kandungan melanin dan darah yang beragam. Oleh karena itu, pada tahap selanjutnya, penulis melakukan validasi dengan menggunakan *phantom* seperti yang telah dibahas pada Bab 3.

4.5. Validasi

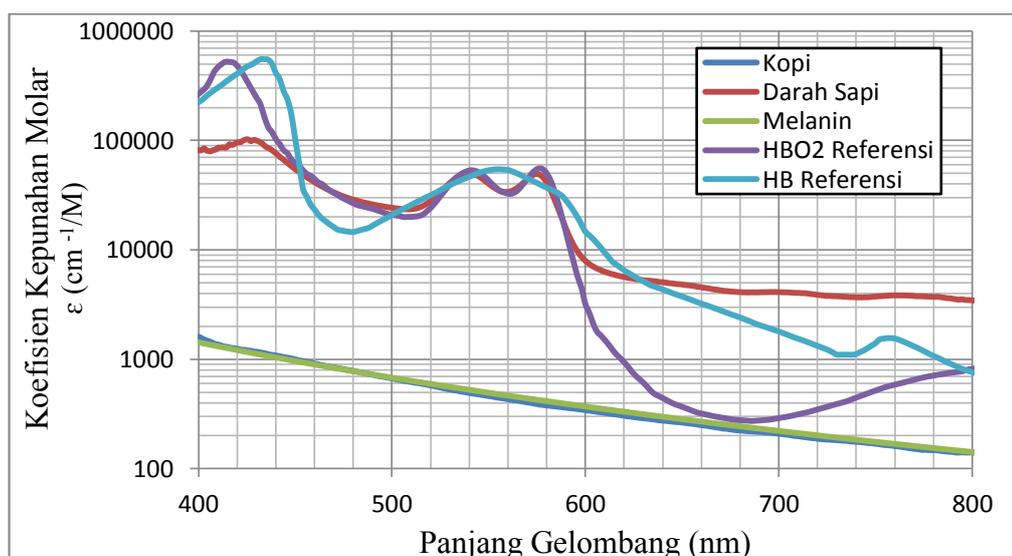
Validasi dilakukan untuk menguji seberapa valid informasi yang diperoleh dari MSI dibandingkan dengan alat ukur standar lainnya, khususnya dengan beberapa variasi yang diberikan [6]. Objek yang digunakan pada validasi kali ini adalah *phantom* padat yang berbahan dasar agar (lihat Gambar 4.29). *Phantom* yang digunakan untuk validasi terbagi menjadi dua seperti yang telah dijelaskan di Bab 3. *Phantom* pertama (*Phantom I*) dibuat untuk memvalidasi hasil estimasi dari kandungan melanin. Sementara *phantom* kedua (*Phantom II*) dibuat untuk memvalidasi estimasi kandungan darah. Validasi kali ini lebih ditekankan untuk melihat seberapa akurat sistem MSI dalam mengestimasi kandungan kromofor

dengan variasi tertentu. Variasi diberikan dengan cara mengubah konsentrasi dari kopi dan darah sapi pada kedua *phantom*.

Seperti yang telah dibahas sebelumnya, penulis menggunakan kopi dan darah sapi sebagai kromofor pada *phantom*. Kopi terbukti memiliki karakteristik penyerapan mirip melanin [51], [57]. Sementara darah sapi dapat digunakan untuk mensimulasikan darah manusia [51]. Koefisien kepunahan molar dari kopi dan darah sapi yang digunakan, bisa dilihat pada Gambar 4.30 di bawah ini.



Gambar 4.29. *Phantom* I dan II yang Digunakan untuk Validasi.



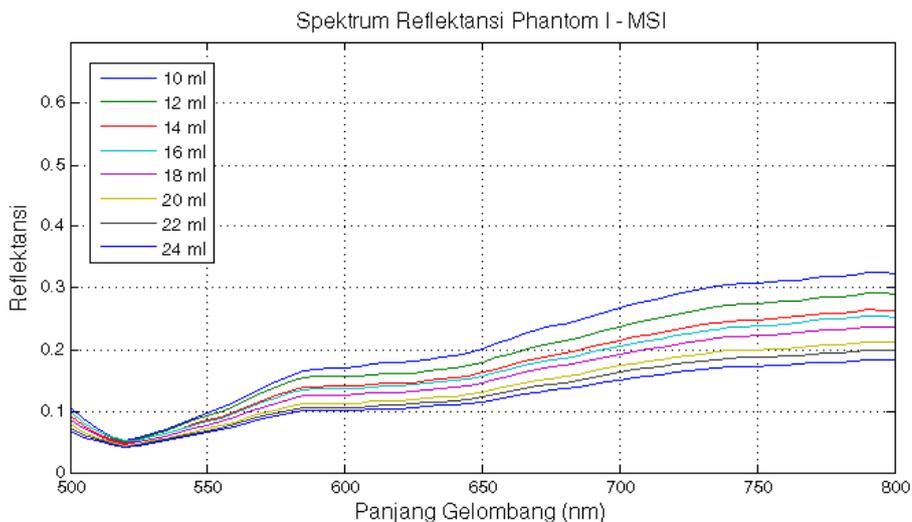
Gambar 4.30. Koefisien Kepunahan Molar Kopi dan Darah Sapi.

Dari Gambar 4.30, penulis memperoleh informasi bahwa kopi terbukti cukup layak digunakan sebagai pengganti melanin dalam *phantom*. Spektrum penyerapan darah sapi yang dipilih juga mengikuti pola spektrum penyerapan oksihemoglobin darah manusia pada rentang 450-600 nm. Untuk rentang 600-800 nm dan 400-450 nm, spektrum penyerapan darah sapi lebih mirip dengan spektrum penyerapan deoksi-hemoglobin. Informasi ini konsisten dengan penelitian yang dilakukan oleh Huang [51].

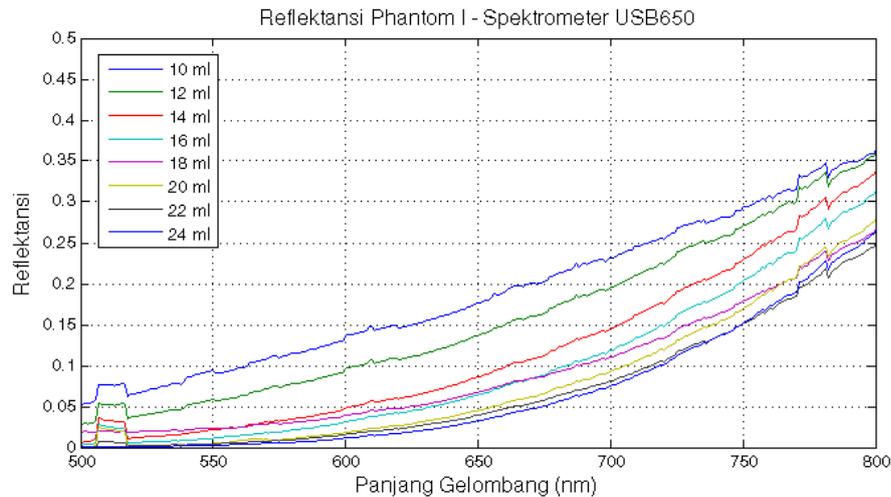
Pada proses validasi, spektrum reflektansi masing-masing *phantom* diukur dengan menggunakan sistem MSI dan Spektrometer USB650. Selanjutnya, nilai-nilai reflektansi tersebut di-*fitting* terhadap reflektansi dari model KM seperti yang telah dibahas sebelumnya untuk mendapatkan nilai estimasi kandungan melanin dan darah.

4.5.1. Validasi Estimasi Kandungan Melanin

Phantom I digunakan sebagai objek untuk validasi estimasi kandungan melanin. Gambar 4.31 menampilkan spektrum reflektansi *Phantom I* yang telah diukur dengan menggunakan sistem MSI pada rentang 500-800 nm. Sebagai pembandingan, penulis menggunakan data reflektansi yang diukur dengan Spektrometer USB650 yang bisa dilihat pada Gambar 4.32.

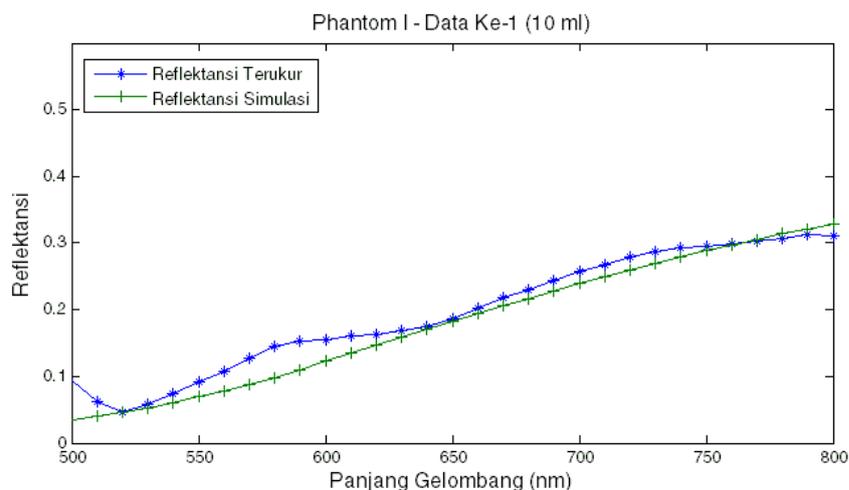


Gambar 4.31. Reflektansi *Phantom I* dengan Sistem MSI.



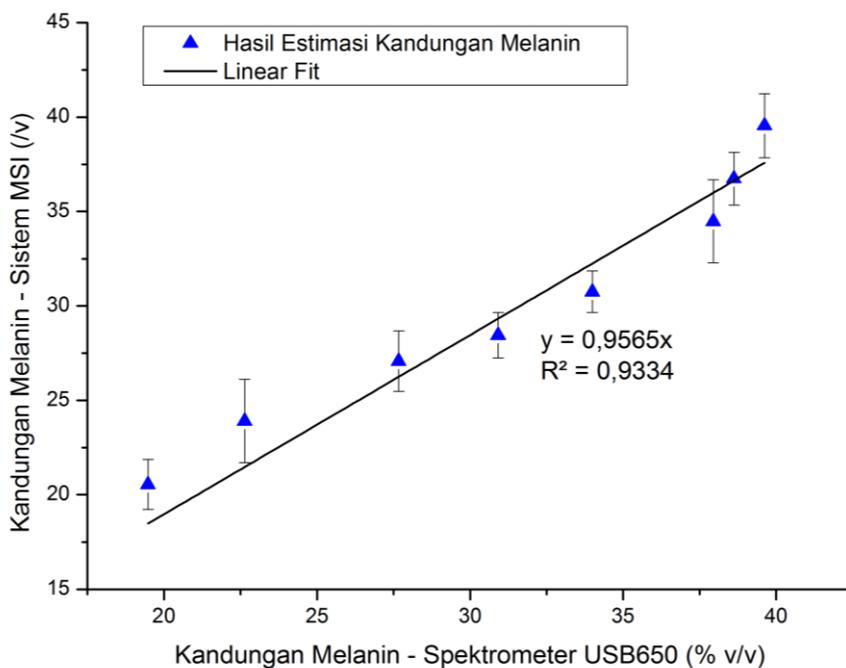
Gambar 4.32. Reflektansi *Phantom I* dengan Spektrometer USB650.

Dari dua gambar tersebut, dapat terlihat bahwa semakin besar volume kopi (melanin) dalam *Phantom I*, maka nilai reflektansi semakin kecil untuk seluruh spektrum. Semakin banyak kandungan melanin tentu akan semakin banyak menyerap cahaya. Reflektansi yang terukur dengan sistem MSI dan Spektrometer USB650 hanya terdapat sedikit perbedaan. Selanjutnya, data reflektansi yang telah dipaparkan pada Gambar 4.31 dan 4.32, di-*fitting* untuk mendapatkan hasil estimasi kandungan melanin. Reflektansi terukur dari sistem MSI dan reflektansi simulasi setelah proses *fitting* bisa dilihat pada Gambar 4.33 berikut.



Gambar 4.33. Perbandingan Reflektansi Terukur Sistem MSI dan Reflektansi Simulasi Model KM (*Phantom I*, Data Ke-1).

Selanjutnya, secara lengkap, hasil estimasi kandungan melanin bisa dilihat pada Tabel 4.14 dan secara visual disajikan pada Gambar 4.34.



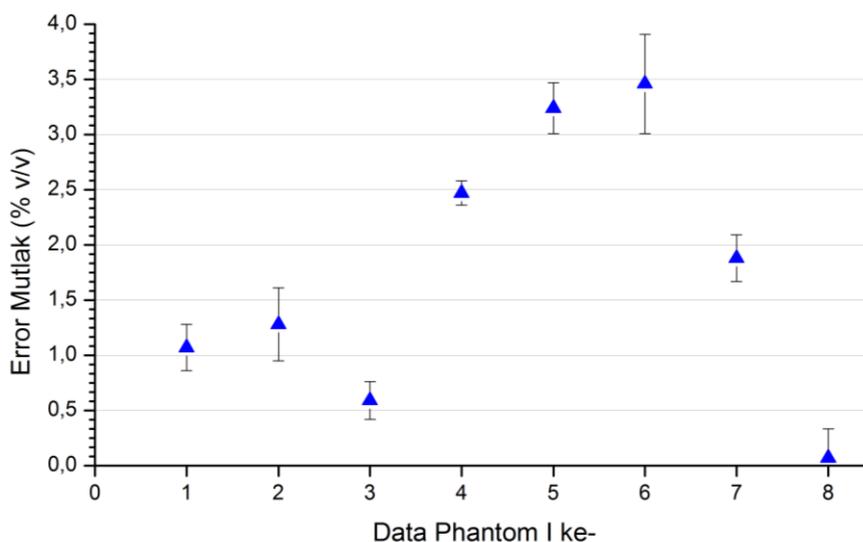
Gambar 4.34. Perbandingan Hasil Estimasi Kandungan Melanin dari Sistem MSI Terhadap Spektrometer USB650.

Tabel 4.14. Hasil Estimasi Kandungan Melanin pada Proses Validasi

No. Data	Volume Darah (ml)	Volume Phanto m I (ml)	Kandungan Melanin (Kopi) (% v/v)		
			Teoritis	SPT	MSI
1	10	60	16,67	19,48	20,55
2	12	62	19,35	22,63	23,91
3	14	64	21,88	27,67	27,08
4	16	66	24,24	30,92	28,45
5	18	68	26,47	33,99	30,75
6	20	70	28,57	37,94	34,48
7	22	72	30,56	38,62	36,74
8	24	74	32,43	39,62	39,55

Dari Gambar 4.34, penulis memperoleh bahwa hasil estimasi kandungan melanin dengan menggunakan sistem MSI dan Spektrometer USB650 mengikuti persamaan $y = 0,9565x$ dengan koefisien determinasi (R^2) sebesar 0,9934. Idealnya

hubungan antara hasil estimasi dari sistem MSI dan Spektrometer USB650 adalah $y = x$. Perbedaan ini muncul bisa diakibatkan dengan keterbatasan model KM yang dirancang, adanya asumsi ketebalan dermis dan epidermis, dan adanya *error* pengukuran. Terlepas dari keterbatasan tersebut, metode estimasi kandungan melanin yang dilakukan yakni dengan berbasis model KM, penulis anggap cukup berhasil dengan rata-rata tingkat *error* mutlak 1,76% v/v. Adapun secara lengkap nilai *error* mutlak disajikan dalam Gambar 4.35.



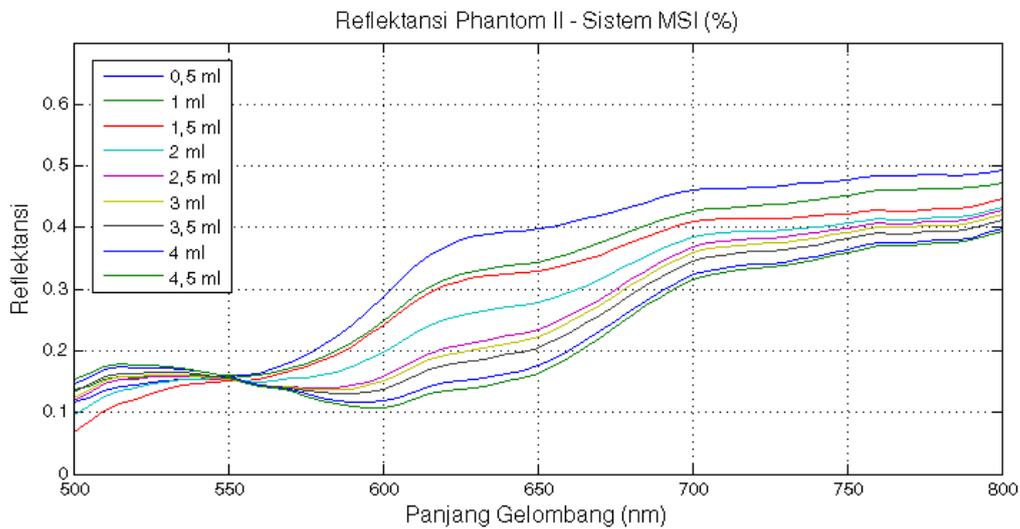
Gambar 4.35. Nilai *Error* Mutlak Estimasi Kandungan Melanin dari Sistem MSI Terhadap Spektrometer USB650.

Dari Gambar 4.35, penulis memperoleh bahwa *error* hasil estimasi tidak memiliki perbedaan yang cukup signifikan. Nilai *error* maksimum sebesar 3,46% v/v yakni pada data ke-6. Dengan demikian, penulis mendapat justifikasi bahwa sistem MSI mampu mengestimasi kandungan melanin dengan nilai yang cukup dekat dengan Spektrometer USB650. Selain itu, sistem MSI sudah bisa mengidentifikasi adanya variasi melanin dengan perbedaan yang cukup kecil. Perbedaan konten melanin sebesar ~1% v/v, mampu dideteksi oleh sistem MSI. Informasi ini bisa dilihat pada data ke-4 dan ke-5 yang tersaji pada Tabel 4.14.

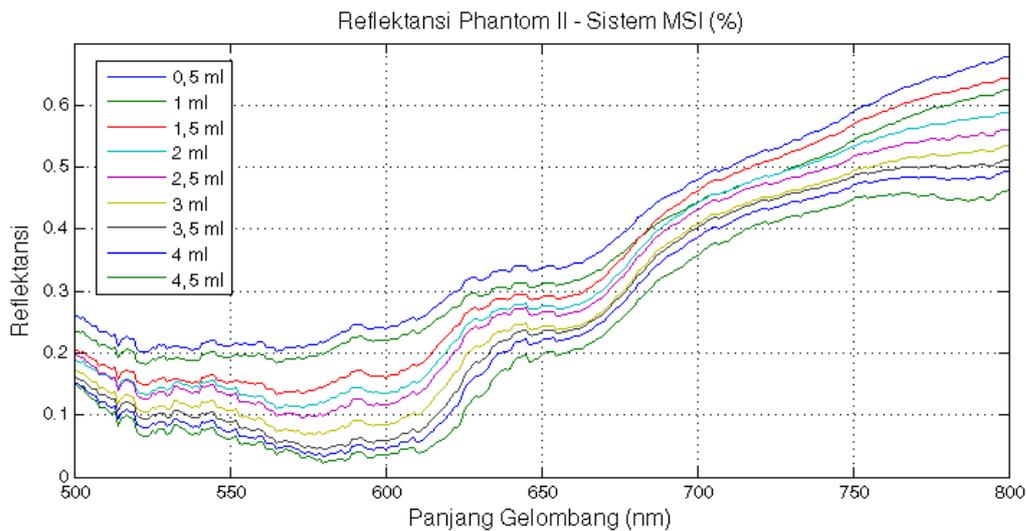
4.5.2. Validasi Estimasi Kandungan Darah

Pada tahap ini, *Phantom II* digunakan sebagai objek untuk validasi estimasi kandungan darah. Gambar 4.36 dan Gambar 4.37 berikut menampilkan reflektansi

Phantom II yang telah diukur dengan menggunakan sistem MSI dan Spektrometer USB650. Dari dua gambar tersebut dapat dilihat bahwa, semakin besar kandungan darah pada *Phantom II*, maka semakin kecil nilai reflektansinya. Dari data tersebut, hanya ada perbedaan yang cukup signifikan pada daerah di bawah panjang gelombang 550nm. Perbedaan tersebut juga ditemukan pada data reflektansi *Phantom I*. Menurut penulis, hal ini merupakan kesalahan yang diakibatkan keterbatasan pada proses rekonstruksi. Dari data reflektansi tersebut, penulis juga menemukan bahwa semakin besar kandungan darah pada *phantom*, maka semakin kecil nilai reflektansinya untuk seluruh spektrum.

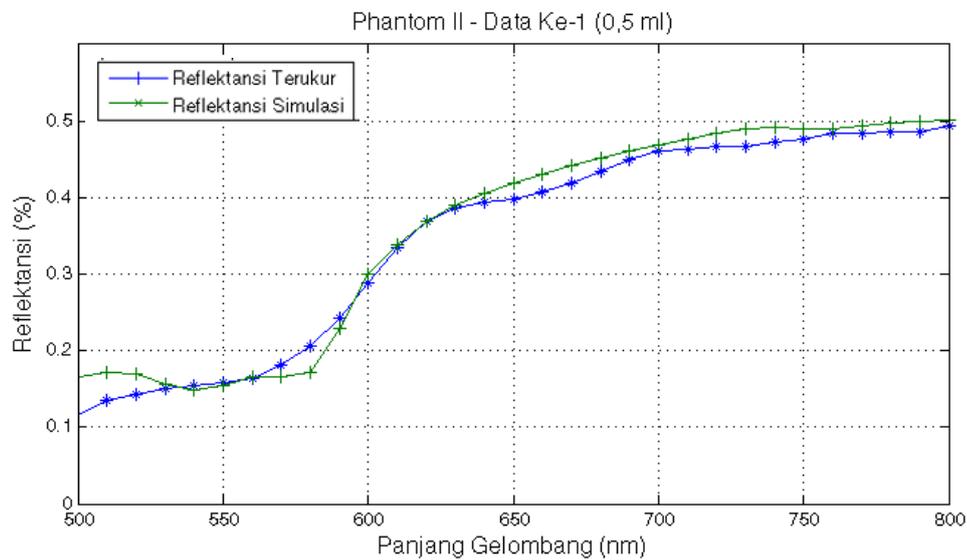


Gambar 4.36. Reflektansi *Phantom II* dengan Sistem MSI.



Gambar 4.37. Reflektansi *Phantom II* dengan Spektrometer USB650.

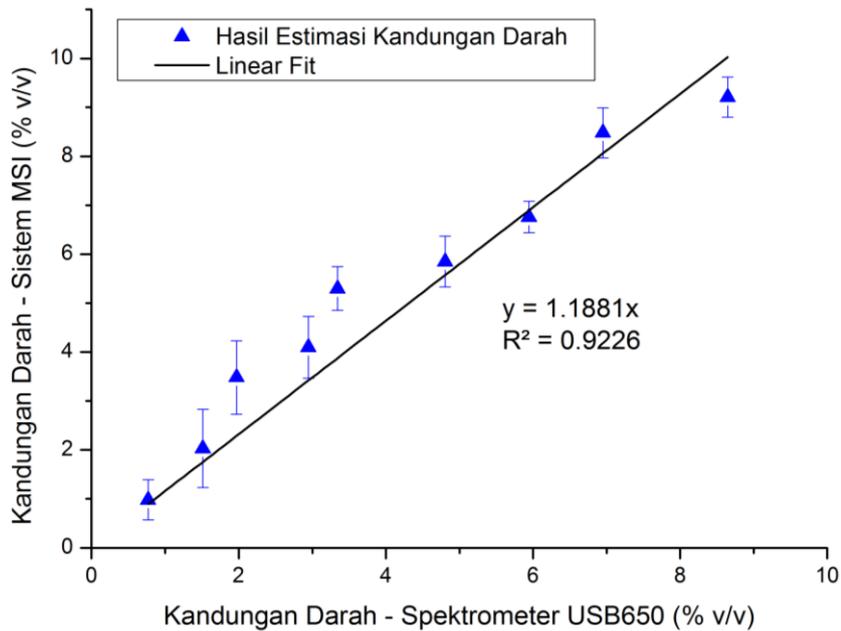
Sama seperti halnya dengan validasi estimasi konten melanin, nilai-nilai reflektansi *Phantom II*, baik dari sistem MSI dan Spektrometer USB650, juga di-*fitting* terhadap nilai simulasi untuk mendapatkan nilai estimasi kandungan darah. Adapun Gambar 4.38 berikut merupakan gambar perbandingan antara reflektansi yang terukur oleh sistem MSI dan reflektansi simulasi model KM setelah proses *fitting*. Selanjutnya, secara lengkap, hasil estimasi kandungan darah bisa dilihat pada Tabel 4.15 dan secara visual digambarkan pada Gambar 4.39. Adapun nilai *error* mutlak juga disajikan pada Gambar 4.40.



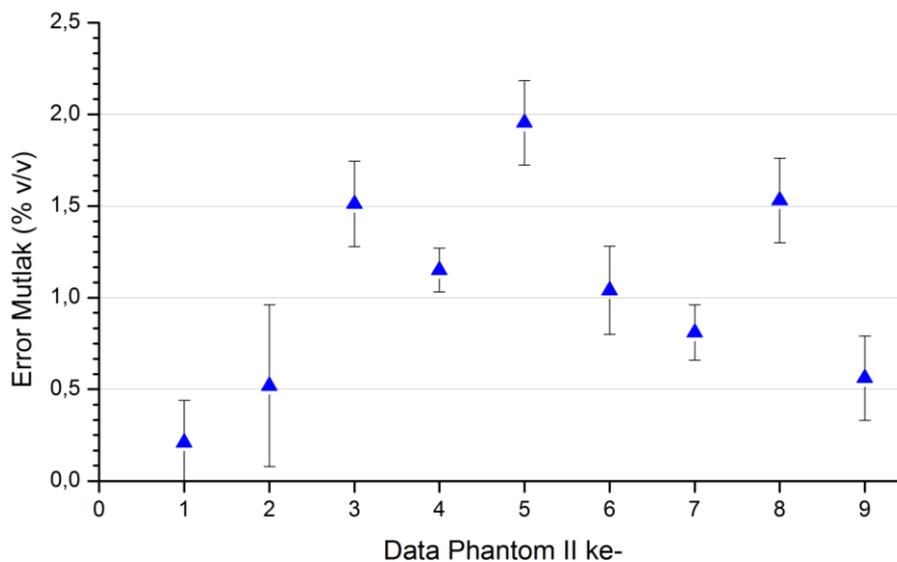
Gambar 4.38. Perbandingan Reflektansi Terukur Sistem MSI dan Reflektansi Simulasi Model KM (*Phantom II*, Data Ke-1).

Tabel 4.15. Hasil Estimasi Kandungan Darah pada Proses Validasi

Volume Darah (ml)	Volume <i>Phantom II</i> (ml)	Kandungan Darah (% v/v)		
		Teoritis	SPT	MSI
0.5	50,5	0,99	0,77	0,98
1	51	1,96	1,51	2,03
1.5	51,5	2,91	1,97	3,48
2	52	3,85	2,95	4,10
2.5	52,5	4,76	3,34	5,30
3	53	5,66	4,81	5,85
3.5	53,5	6,54	5,95	6,76
4	54	7,41	6,95	8,48
4.5	54,5	8.26	8,65	9,21



Gambar 4.39. Hasil Estimasi Kandungan Darah dari Sistem MSI dan Spektrometer USB650.



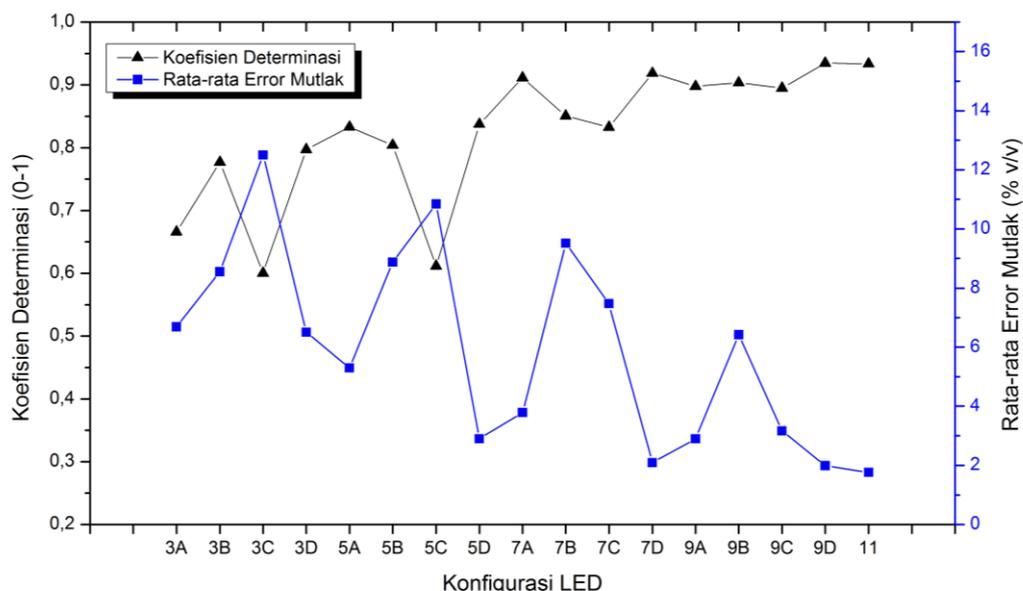
Gambar 4.40. Nilai *Error* Mutlak Estimasi Kandungan Darah dari Sistem MSI Terhadap Spektrometer USB650.

Dari Gambar 4.39, penulis memperoleh bahwa hasil estimasi kandungan darah dengan menggunakan sistem MSI dan Spektrometer USB650 mengikuti persamaan $y = 1,1881x$ dengan koefisien determinasi (R^2) sebesar 0,9226. Dari

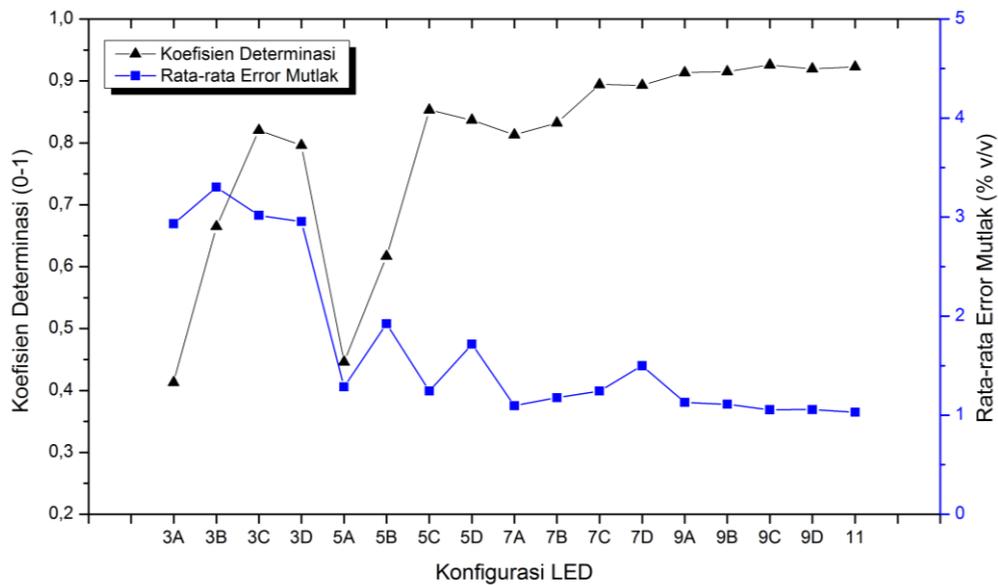
Gambar 4.40, nilai rata-rata *error* mutlak masih cukup besar yaitu sekitar $\sim 1,03\%$ v/v masih menjadi tantangan yang harus dipikirkan solusinya. Nilai tersebut masih cukup besar karena kandungan darah pada kulit hanya berkisar antara $0,2 - 7\%$ v/v. Adapun perbedaan estimasi kandungan darah sebesar $\sim 0,5\%$ v/v telah mampu dideteksi oleh sistem MSI. Pola linear dan besar koefisien determinasi yang diperoleh juga menandakan bahwa sistem MSI yang telah dirancang memiliki performansi yang cukup baik dalam mengestimasi kandungan darah.

4.5.3. Pengaruh Variasi Jumlah Panjang Gelombang

Pada subbab ini, penulis memaparkan pengaruh jumlah LED terhadap hasil estimasi kandungan melanin dan darah. Penjelasan jumlah variasi LED telah dijelaskan pada Tabel 3.2 di Bab 3. Sebagai acuan, penulis menggunakan data hasil estimasi dari Spektrometer USB650 untuk menghitung koefisien determinasi (R^2) dan *error* estimasi. Gambar 4.41 berikut merupakan grafik yang memaparkan pengaruh variasi konfigurasi LED terhadap performa hasil estimasi kandungan melanin yang dinyatakan oleh dua parameter yaitu nilai R^2 dan rata-rata nilai *error* mutlak terhadap nilai estimasi. Di sisi lain, dengan keterangan yang sama, data hasil estimasi kandungan darah dipaparkan pada Gambar 4.42 berikut.



Gambar 4.41. Nilai R^2 dan Rata-rata Nilai *Error* Mutlak Terhadap Variasi Jumlah LED pada Hasil Estimasi Kandungan Melanin.



Gambar 4.42. Nilai R^2 dan Rata-rata Nilai *Error Mutlak* Terhadap Variasi Jumlah LED pada Hasil Estimasi Kandungan Darah.

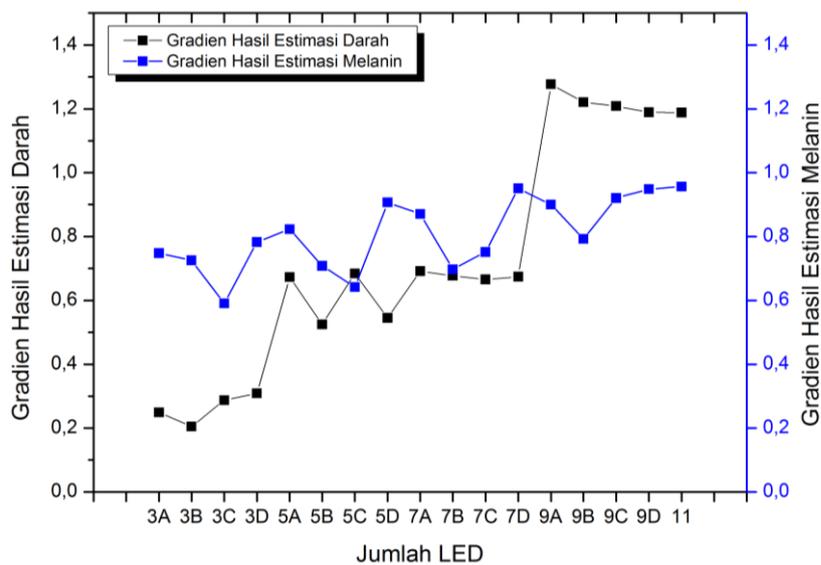
Dari Gambar 4.41 dan 4.42, penulis dapat menyimpulkan bahwa penggunaan jumlah LED dengan panjang gelombang tertentu sebanyak 11 buah menghasilkan estimasi kandungan melanin dan darah dengan lebih akurat dibandingkan dengan variasi lainnya. Hal itu ditandai dengan nilai koefisien determinasi yang paling dekat dengan angka 1 dan nilai kesalahan yang paling kecil. Pada hasil estimasi kandungan melanin, saat LED yang digunakan sebanyak 11 buah, nilai koefisien determinasinya adalah sebesar 0,9334 dan nilai *error* mutlak sebesar 1,76 % v/v. Adapun pada hasil estimasi kandungan darah, nilai koefisien determinasi sebesar 0,9226 dan nilai *error* mutlak sebesar 1,03% v/v.

Selain itu, penulis juga menemukan bahwa, jika semakin banyak LED dengan panjang gelombang tertentu digunakan pada daerah yang sama, maka hasil estimasi akan lebih akurat. Hal ini berlaku pada seluruh variasi pada daerah panjang gelombang yang ditentukan, baik daerah A, B, C, dan D. Hal ini juga konsisten dengan pernyataan Jolivot [8]. Dengan kata lain, kesalahan estimasi bisa diminimalisir dengan menambah jumlah penggunaan LED dengan panjang gelombang yang berbeda. Semakin banyak jumlah LED yang digunakan artinya semakin banyak jumlah informasi yang bisa disajikan. Karena sistem MSI yang

telah penulis rancang terdapat proses rekonstruksi reflektansi, maka jumlah informasi yang semakin banyak tersebut akan menghasilkan hasil rekonstruksi yang lebih baik. Jika proses rekonstruksinya cukup baik, maka hasil estimasi kandungan melanin dan darah pun juga akan semakin akurat.

Pada kasus estimasi kandungan melanin, konfigurasi 3D menghasilkan nilai estimasi kandungan melanin yang lebih baik. Hal yang sama juga dapat diamati pada konfigurasi dengan 5, 7, dan 9 panjang gelombang. Dengan kata lain, pemilihan LED pada daerah D (spektrum atas) (3D, 5D, 7D, 9D) menghasilkan hasil estimasi kandungan melanin yang lebih baik dibandingkan dengan daerah A, B, dan C. Bahkan nilai koefisien determinasi pada 9D sedikit lebih besar (selisihnya 0,0023) jika dibandingkan dengan nilai pada konfigurasi 11. Namun, nilai rata-rata *error* dari konfigurasi 11 masih lebih kecil. Adapun pada kasus estimasi kandungan darah, pemilihan LED pada daerah C (spektrum tengah) menghasilkan nilai estimasi yang lebih baik. Nilai koefisien determinasi pada konfigurasi 9C bahkan dekat sekali dengan nilai pada konfigurasi dengan 11 panjang gelombang.

Adapun nilai gradien persamaan garis yang menghubungkan antara estimasi kandungan melanin dan darah dari sistem MSI dan Spektrometer USB650 disajikan pada Gambar 4.43 berikut.



Gambar 4.43. Gradien Persamaan Garis yang Menghubungkan Antara Estimasi Kandungan Melanin dan Darah dari Sistem MSI dan Spektrometer USB650.

Dapat dilihat bahwa semakin banyak jumlah LED, maka nilai gradiennya semakin besar dan mendekati 1 yang menandakan bahwa hasilnya juga semakin akurat. Nilai gradien ini juga konsisten pada tiap daerah, baik untuk estimasi kandungan melanin dan kandungan darah.

Temuan lain yang dapat disimpulkan dari eksperimen ini adalah, untuk mengestimasi kandungan melanin dan darah secara akurat pada sistem MSI yang telah penulis rancang, setidaknya dibutuhkan 9 LED (9 panjang gelombang yang berbeda). Dengan 9 LED, nilai koefisien determinasinya di atas 0,8 yang menurut penulis masih merupakan batas hasil estimasi bisa dikatakan baik.

4.6. Diskusi

Penulis telah berhasil membangun sistem multi-spectral imaging (MSI) untuk membantu dermatologis dalam memperoleh informasi tambahan selama proses diagnosis. Sistem MSI tersebut bisa digunakan untuk membantu dermatologis dalam memperoleh informasi yang akurat berupa kandungan melanin dan darah pada kulit. Kedua informasi tersebut merupakan informasi yang cukup penting. Beberapa studi sebelumnya menunjukkan bahwa MSI cocok untuk digunakan dalam kajian dermatologi karena sistem ini mampu memperoleh informasi spektral dan spasial. Berbeda dengan teknik lain seperti dermatoskopi [10], [61] dan digital imaging [38] yang hanya menghasilkan informasi spasial.

Sistem yang telah dibangun juga telah dikarakterisasi dan divalidasi oleh penulis. Sistem yang dirancang terdiri dari dua bagian utama yaitu sumber iluminasi dengan LED untuk 12 panjang gelombang tertentu dan sistem akuisisi gambar yang menggunakan kamera monokromatik. Sistem MSI, secara umum, menggunakan dua cara untuk mengakuisisi gambar multispektral [8]. Cara pertama adalah dengan menempatkan *rotating wheels* yang dilengkapi dengan filter interferensi [23], [48] atau Liquid Crystal Tunable Filter (LCTF) [7] di depan kamera. Cara kedua adalah dengan menempatkan filter interferensi di depan sumber iluminasi. Meskipun terbukti mampu lebih handal, penggunaan LCTF terkendala dengan masalah harga. Sementara penggunaan *filter wheel* akan memunculkan efek vibrasi pada alat saat *switching* dari satu filter ke filter yang lain. Lebih lagi, waktu akuisisi dengan

menggunakan *filter wheel* akan lebih lambat karena tergantung respon karakteristik motor yang digunakan untuk memutar *wheel*.

Jakovel [22] membangun sistem MSI dengan cara lain karena pertimbangan faktor ergonomis. Kelompoknya lebih memilih meniadakan filter (baik *filter wheel* atau LCTF) dan memilih menggunakan *Light Emitting Diode* (LED) dengan tiga warna yaitu: merah, hijau, dan biru. Sistem yang ia bangun dapat mengestimasi kandungan melanin dan hemoglobin. Adapun sistem yang telah penulis bangun mengadopsi sistem yang telah dibangun Jakovel [22]. Bedanya, penulis menggunakan 12 LED dengan panjang gelombang yang berbeda pada rentang cahaya tampak dan *near infra-red* (NIR). Penulis menilai bahwa dengan lebih banyak LED yang digunakan, maka akan otomatis meningkatkan kualitas informasi yang dihasilkan. Selain itu, penulis menilai bahwa LED memiliki keunggulan dibanding dengan filter. Dua keunggulan utama dari penggunaan LED adalah waktu akuisisi dan harganya relatif murah. Sistem yang dibangun oleh penulis mampu mengakuisisi gambar dalam waktu kurang dari 6 detik. Namun demikian, LED menghasilkan iluminasi yang tidak seragam [34]. Ketidak-seragaman pada iluminasi, khususnya dalam suatu sistem MSI, akan menyebabkan kesalahan interpretasi informasi [8]. Pada sistem MSI yang telah penulis bangun, permasalahan ketidak-seragaman iluminasi sudah bisa diatasi. Lebih lagi, penulis juga menggunakan *artificial neural networks* (ANN) untuk merekonstruksi kubus reflektansi sehingga sistem MSI mampu menghadirkan data reflektansi pada panjang gelombang 380-880 nm dengan kenaikan langkah sebesar 5 nm.

Pada proses rekonstruksi menggunakan ANN, masalah utama yang selalu dihadapi adalah kecukupan data untuk proses *training* dan validasi [6]. Berkaca dari penelitian Jolivot [8], untuk melatih dan memvalidasi ANN dapat dilakukan dengan mengambil data reflektansi objek warna natural yang standar. Sistem MSI dan spektrometer mengakuisisi data reflektansi dari setiap warna pada objek tersebut untuk dijadikan satu set data. Data reflektansi dari sistem MSI dijadikan sebagai data input dan data reflektansi dari Spektrometer USB650 dapat dijadikan sebagai data target. Pada kesempatan ini, penulis menggunakan objek warna natural dari X-Rite Color Checker Passport (24 warna dan 8 *greyscale*). Terdapat 40 data yang terbagi menjadi 32 data *training* dan 8 data validasi yang dipilih secara acak.

Reflektansi dari 40 *patch* warna tersebut kemudian penulis ukur dengan menggunakan Spektrometer USB650 dan sistem MSI. Penulis menggunakan bantuan MATLAB Toolbox untuk mengimplementasikan algoritma ANN, baik proses pelatihan dan validasi. Hasil rekonstruksi menunjukkan hasil yang baik jika dibandingkan dengan pengukuran dengan menggunakan Spektrometer USB650. Hal ini bisa dilihat dari hasil analisis proses validasi yang menyatakan bahwa rata-rata RMSE sebesar 0,0233 (mendekati nol) dan GFC sebesar 0,9988 (mendekati nilai 1) ketika hasil rekonstruksi reflektansi dari sistem MSI dibandingkan dengan data dari Spektrometer USB650. Jolivot [6] menjelaskan bahwa hasil rekonstruksi bisa dikatakan baik dengan GFC lebih besar dari 0,99. Untuk memastikan hasil rekonstruksi kubus reflektansi dengan ANN benar-benar akurat, penulis juga melakukan validasi hasil rekonstruksi data kulit telapak tangan satu orang di posisi yang sama. Data kulit tersebut diambil dengan menggunakan sistem MSI pada jarak 0,2 cm sebanyak 5 kali. Dari data yang diperoleh menunjukkan bahwa nilai GFC berada di atas 0,98, sementara RMSE di bawah 0,06. Dengan temuan ini, sistem MSI bisa digunakan pada tahap lebih lanjut khususnya dalam analisis spektral.

Selain membahas desain sistem MSI hingga rekonstruksi kubus reflektansi, penelitian penulis juga fokus pada metode estimasi dari kandungan kromofor kulit berdasarkan analisis spektral reflektansinya. Kandungan kromofor yang akan diestimasi adalah kandungan melanin dan darah, yang mana keduanya merupakan informasi diagnostik yang cukup penting. Pada tahap sebelumnya, sistem MSI yang telah penulis rancang, terbukti berhasil dalam menghadirkan informasi spektral dan spasial yang lebih dari cukup. Kulit manusia terdiri dari beberapa jenis komponen kimia yang mampu menyerap cahaya yang dikenal sebagai kromofor. Pada rentang UV, komponen yang berpengaruh pada penyerapan kulit yaitu protein, DNA, dan molekul lainnya [44]. Pada rentang *visible*, melanin dan darah merupakan kromofor yang paling berpengaruh [6]. Dalam rentang *infra-red*, penyerapan akan naik pada panjang gelombang yang lebih besar karena kadar air dalam kulit. Adapun pada rentang NIR, penyerapan yang terjadi akan minimal, sehingga cahaya akan penetrasi lebih dalam ke lapisan kulit.

Untuk mengestimasi kandungan melanin dan darah, maka beberapa analisis gambar multispektral bisa dilakukan. Pada kasus ini, ada dua kategori analisis

multispektral, yaitu: analisis statistik dan analisis berbasis model fisis. Beberapa penelitian yang menggunakan analisis statistik untuk mengestimasi kromofor kulit yaitu berbasis metode multivariat seperti regresi kuadrat terkecil (*least square*) [25], *Support Vector Machine* (SVM) [35], *Blind Source Separation* (BSS) [36], *Independent Component Analysis* (ICA) and *Principal Component analysis* (PCA) [37]. Adapun penelitian yang menggunakan analisis berbasis model fisis telah berhasil dilakukan oleh Bersha [7] dan Jolivot [8]. Bersha [7] menggunakan model teori difusi, sementara Jolivot [8] menggunakan teori Kubelka-Munk.

Adapun model yang penulis pilih adalah model Kubelka-Munk dua *layer*. Model KM penulis pilih sebagai model teoritis untuk mensimulasikan propagasi cahaya pada kulit karena penulis anggap cukup sederhana dan bisa mengakomodir pemodelan kulit dengan beberapa *layer*. Model teori difusi mengasumsikan kulit hanya dengan satu *layer*. Dengan kata lain, pada model tersebut, melanin dan darah berada pada *layer* yang sama [7]. Padahal, pada realitanya, melanin berada pada lapisan atas (epidermis), sementara darah berada pada pembuluh darah yang berada pada lapisan di bawahnya (dermis).

Berdasarkan model KM yang telah dijelaskan sebelumnya, reflektansi total merupakan fungsi dari kandungan melanin f_{mel} dan kandungan darah f_{blood} , oksihemoglobin C_{oxy} , ketebalan dermis d_{dermis} , dan ketebalan epidermis d_{epi} . Dengan mengasumsikan kandungan oksihemoglobin, nilai ketebalan dermis dan epidermis nilainya tetap, maka reflektansi total hanya tergantung dari kandungan darah dan kandungan melanin. Pada penelitian ini, penulis memang hanya fokus pada kedua parameter tersebut, sementara parameter lain penulis kesampingkan karena penulis belum menemukan cara yang spesifik untuk menguji validitas hasil estimasi. Adapun model KM yang penulis gunakan sudah penulis uji dan hasilnya cukup konsisten dengan penelitian yang dilakukan Jolivot [8] dan Bersha [7].

Estimasi kandungan melanin dan darah dilakukan dengan cara melakukan *fitting* antara nilai reflektansi terukur dari sistem MSI dibandingkan dengan reflektansi yang disimulasikan berdasarkan model propagasi cahaya Kubelka-Munk (KM). Model KM dua *layer* tersebut merepresentasikan *layer* epidermis dan dermis. Rata-rata hasil estimasi kandungan melanin dengan sistem MSI ternyata

lebih besar 1,29% dibandingkan dengan Spektrometer USB650, sementara rata-rata kandungan darah lebih besar 1,06% untuk data pengujian *in vivo* data kulit yang sama.

Pada saat validasi menggunakan *phantom*, hasil estimasi kandungan melanin dengan menggunakan sistem MSI dan sepektrometer mengikuti persamaan $y = 0,9565x$ dengan koefisien determinasi (R^2) sebesar 0,9934. Di sisi lain, hasil estimasi kandungan darah mengikuti persamaan $y = 1,1881x$ dengan koefisien determinasi (R^2) sebesar 0,9226. Dari data-data tersebut, penulis menemukan informasi bahwa sistem MSI cukup akurat dalam mengestimasi kandungan melanin dan darah. Penulis juga telah menguji sistem MSI dengan variasi jumlah LED yang berbeda pada daerah yang berbeda saat proses rekonstruksi. Dari data yang penulis peroleh, penulis dapat menyimpulkan bahwa penggunaan jumlah LED sebanyak 11 buah menghasilkan estimasi kandungan melanin dan darah yang lebih akurat dibandingkan dengan variasi lainnya. Temuan ini membuktikan bahwa, jika semakin banyak LED dengan panjang gelombang tertentu digunakan, maka hasil estimasi akan lebih akurat. Temuan lain yang menarik adalah, daerah D (spektrum atas) menghasilkan hasil estimasi kandungan melanin yang lebih baik, sementara daerah C menghasilkan hasil estimasi kandungan darah yang lebih baik. Pada sistem MSI yang telah penulis rancang, setidaknya dibutuhkan 9 LED (9 panjang gelombang yang berbeda). Dengan 9 LED, nilai koefisien determinasinya di atas 0,8 yang menurut penulis masih merupakan batas hasil estimasi bisa dikatakan baik.

Sistem yang telah dirancang telah terbukti akurat dalam menghadirkan nilai estimasi kandungan darah dan melanin. Untuk selanjutnya, sistem MSI yang telah penulis rancang bisa lebih lanjut digunakan untuk *assesment* pada kulit secara langsung dan non-invasif. Sebagai contoh, pengukuran kandungan melanin pada kulit merupakan hal yang paling esensial dalam proses diagnosis kulit khususnya pada kasus hipo-pigmentasi dan hiper-pigmentasi [6], [25]. Kasus lain, beberapa kanker seperti melanoma, *basal cell carcinoma* (BCC), dan tumor bisa juga dibedakan dengan pengukuran kandungan melanin dan darah [14].

BAB V

PENUTUP

5.1. Kesimpulan

Adapun hal-hal yang bisa disimpulkan dalam penelitian ini adalah sebagai berikut:

- a. Suatu sistem *multispectral imaging* (MSI) untuk digunakan pada kajian dermatologi telah berhasil dirancang oleh penulis. Sistem MSI tersebut bisa digunakan untuk membantu dermatologis dalam memperoleh informasi yang akurat yang berupa kandungan melanin dan darah pada kulit. Adapun beberapa fitur sistem MSI yang telah dirancang adalah sebagai berikut:
 1. Sistem MSI dibangun berbasis LED dengan 12 panjang gelombang yang spesifik dan kamera monokromatik yang dilengkapi lensa pembesar.
 2. Sistem MSI berhasil diuji untuk mengakuisisi data reflektansi kulit manusia ukuran $\pm 10 \text{ mm} \times 7.5 \text{ mm}$ yang bisa diamati dengan detail dengan resolusi $\sim 48 \text{ piksel/mm}^2$
 3. Sistem MSI mampu menghadirkan informasi spektral dan informasi spesial dalam bentuk kubus reflektansi. Kubus reflektansi tersebut direkonstruksi menggunakan algoritma *artificial neural networks* (ANN). Kubus reflektansi terdiri dari dua dimensi yang merupakan koordinat posisi piksel (gambar dengan ukuran 640x480 piksel) dan satu dimensi yang menyatakan panjang gelombang pada rentang 380-880 nm dengan kenaikan step sebesar 5 nm. Hasil rekonstruksi kubus reflektansi memiliki performa yang cukup baik. Nilai GFC berada di atas 0,98 dan RMSE di bawah 0,06 untuk data kulit ketika dibandingkan dengan data dari Spektrometer USB650. Idealnya nilai GFC mendekati 1, sementara nilai RMSE mendekati 0.
 4. Sistem MSI terkoneksi dengan komputer dengan kabel USB yang juga dilengkapi dengan *software* yang telah dibangun berbasis GUI MATLAB.

5. Adapun proses akuisisi gambar multispektral dapat dilakukan dalam waktu kurang dari 6 detik.
- b. Estimasi kandungan melanin dan darah dilakukan dengan cara melakukan *fitting* antara nilai reflektansi terukur dari sistem MSI dibandingkan dengan reflektansi yang disimulasikan berdasarkan model propagasi cahaya Kubelka-Munk (KM) dua *layer* yang merepresentasikan *layer* epidermis dan dermis pada kulit. Dengan model KM dua *layer* tersebut, nilai reflektansi yang terukur merupakan fungsi dari konten melanin dan darah. Hasil estimasi berbasis model KM ternyata cukup akurat. Rata-rata hasil estimasi kandungan melanin dengan sistem MSI ternyata lebih besar 1,29% dibandingkan dengan Spektrometer USB650. Di sisi lain, rata-rata hasil estimasi kandungan darah lebih besar 1,06% untuk data pengujian *in vivo* pada data kulit yang sama. Sistem MSI juga telah divalidasi dengan menggunakan *phantom* dengan beberapa variasi kandungan melanin dan darah. Hasil estimasi kandungan melanin dengan menggunakan sistem MSI dan Spektrometer USB650 mengikuti persamaan $y = 0,9565x$ dengan koefisien determinasi (R^2) sebesar 0,9934. Di sisi lain, hasil estimasi kandungan darah mengikuti persamaan $y = 1,1881x$ dengan koefisien determinasi (R^2) sebesar 0,9226.

5.2. Saran

Adapun saran yang disampaikan penulis untuk penelitian selanjutnya adalah sebagai berikut:

- a. Sistem MSI yang telah dibangun penulis hanya memiliki kapabilitas pada rentang cahaya tampak yang disebabkan oleh keterbatasan kamera, padahal beberapa penyakit kulit juga bisa dibedakan berdasarkan informasi pada rentang *infra-red* dan *near infra-red*. Untuk itu, penulis menyarankan jika ingin membangun sistem MSI yang sejenis, maka perhatikanlah karakteristik kamera yang akan digunakan.
- b. Pada tahap kalibrasi, penulis hanya melakukan kalibrasi dengan menggunakan objek refleksi putih standar. Hal ini mengakibatkan adanya masalah pada saat rekonstruksi. Pada penelitian selanjutnya, penulis

menyarankan agar kalibrasi juga dilakukan dengan objek reflektansi standar dengan keabuan tertentu untuk meningkatkan kualitas data yang dihasilkan. Karena kualitas data akan menentukan hasil akhir proses rekonstruksi. Adapun objek yang bisa digunakan misalnya objek dengan nilai reflektansi ~10%, ~20%, hingga ~100%.

- c. Pada tahap rekonstruksi kubus reflektansi, penulis menggunakan objek warna standar dari X-Rite Color Checker Passport yang hanya memiliki 40 warna yang bisa digunakan untuk tahap *training* dan validasi ANN. Di sisi lain, semakin banyak data yang digunakan untuk *training* ANN maka hasil rekonstruksinya semakin baik. Untuk itu, penulis menyarankan selain menggunakan objek warna standar, maka gunakanlah *phantom* yang telah dibuat sedemikian rupa sebagai objek. Sehingga dengan perpaduan dari akuisisi data kedua objek tersebut, data yang digunakan untuk *training* dan validasi bisa lebih banyak serta menghasilkan hasil rekonstruksi yang lebih baik.
- d. Pada tesis ini, penulis menggunakan Matlab Optimization Toolbox untuk membantu proses optimasi dalam meminimumkan nilai kesalahan dari reflektansi terukur dan reflektansi simulasi yang ditujukan untuk mengestimasi kandungan melanin dan darah. Meskipun hasilnya cukup baik, penulis menyarankan untuk penelitian lebih lanjut, jika memungkinkan dan didukung komputer yang canggih, gunakanlah algoritma optimasi yang lebih fleksibel seperti: *Genetic Algorithm* (GA), *Particle Swarm Optimization* (PSO), Ant Colony (AC), Bee Colony (BC), dan sebagainya. Penulis meyakini bahwa dengan menggunakan salah satu algoritma tersebut maka hasilnya akan lebih baik.

“Halaman ini sengaja dikosongkan”

DAFTAR PUSTAKA

- [1] WHO, "Skin Cancers," 2011. [Online]. Available: <http://www.who.int/uv/faq/skincancer/en/index1.html>. [Accessed: 21-Nov-2016].
- [2] R. Lucas, T. McMichael, W. Smith, and B. Armstrong, "Solar ultraviolet radiation: global burden of disease from solar ultraviolet radiation," *Environ. Burd. Dis. Ser. No. 13*, no. 13, p. 87 pp, 2006.
- [3] WHO, "Skin Cancers Death by Country," 2014. [Online]. Available: <http://www.worldlifeexpectancy.com/cause-of-death/skin-cancers/by-country/>. [Accessed: 21-Nov-2016].
- [4] S. Kingman, "Growing Awareness of Skin Disease Starts Flurry of Initiatives," vol. 83, no. December, pp. 885–892, 2005.
- [5] R. R. Anderson, J. Hu, and J. a. Parrish, "Optical radiation transfer in the human skin and applications in in vivo remittance spectroscopy," *Bioeng. Ski.*, pp. 253–265, 1981.
- [6] R. Jolivot, Y. Benezeth, and F. Marzani, "Skin parameter map retrieval from a dedicated multispectral imaging system applied to dermatology/cosmetology," *Int. J. Biomed. Imaging*, vol. 2013, 2013.
- [7] K. S. Bersha, "Spectral imaging and analysis of human skin," *Univ. East. Finl.*, p. 66, 2010.
- [8] R. Jolivot, "Development of an imaging system dedicated to the acquisition, analysis and multispectral characterisation of skin lesions," 2011.
- [9] T. Yamamoto, H. Takiwaki, S. Arase, and H. Ohshima, "Derivation and clinical application of special imaging by means of digital cameras and Image J freeware for quantification of erythema and pigmentation," no. Mi, pp. 26–34, 2008.
- [10] S. Majewski *et al.*, "Digital dermoscopy to determine skin melanin index as an objective indicator of skin pigmentation," no. April 2016, pp. 37–42.
- [11] L. M. McIntosh *et al.*, "Towards non-invasive screening of skin lesions by near infrared spectroscopy," *J. Invest. Dermatol.*, vol. 116, no. 1, pp. 175–181, 2001.
- [12] S. Tomatis *et al.*, "Automated melanoma detection with a novel multispectral imaging system: results of a prospective study.," *Phys. Med. Biol.*, vol. 50, pp. 1675–1687, 2005.
- [13] R. G. Rodríguez, "Development of a New Multispectral Imaging System consisting of a Liquid Crystal Tunable Filter," no. September, 2013.
- [14] L. A. Zerdheva, I. A. Bratchenko, O. O. Myakinin, A. A. Moryatov, S. V Kozlov, and V. P. Zakharov, "In vivo hyperspectral imaging and differentiation of skin cancer," vol. 10024, pp. 1–8, 2016.
- [15] D. Gutkiewicz-Krusin, M. Elbaum, D. Ferry, and M. Greenebaum, "Systems and methods for the multispectral imaging and characterization of skin tissue," 2001.
- [16] H. Takiwaki, S. Shirai, Y. Kanno, Y. Watanabe, and S. Arase, "Quantification of erythema and pigmentation using a videomicroscope and a computer," *Br. J. Dermatol.*, vol. 131, no. 1, pp. 85–92, 1994.

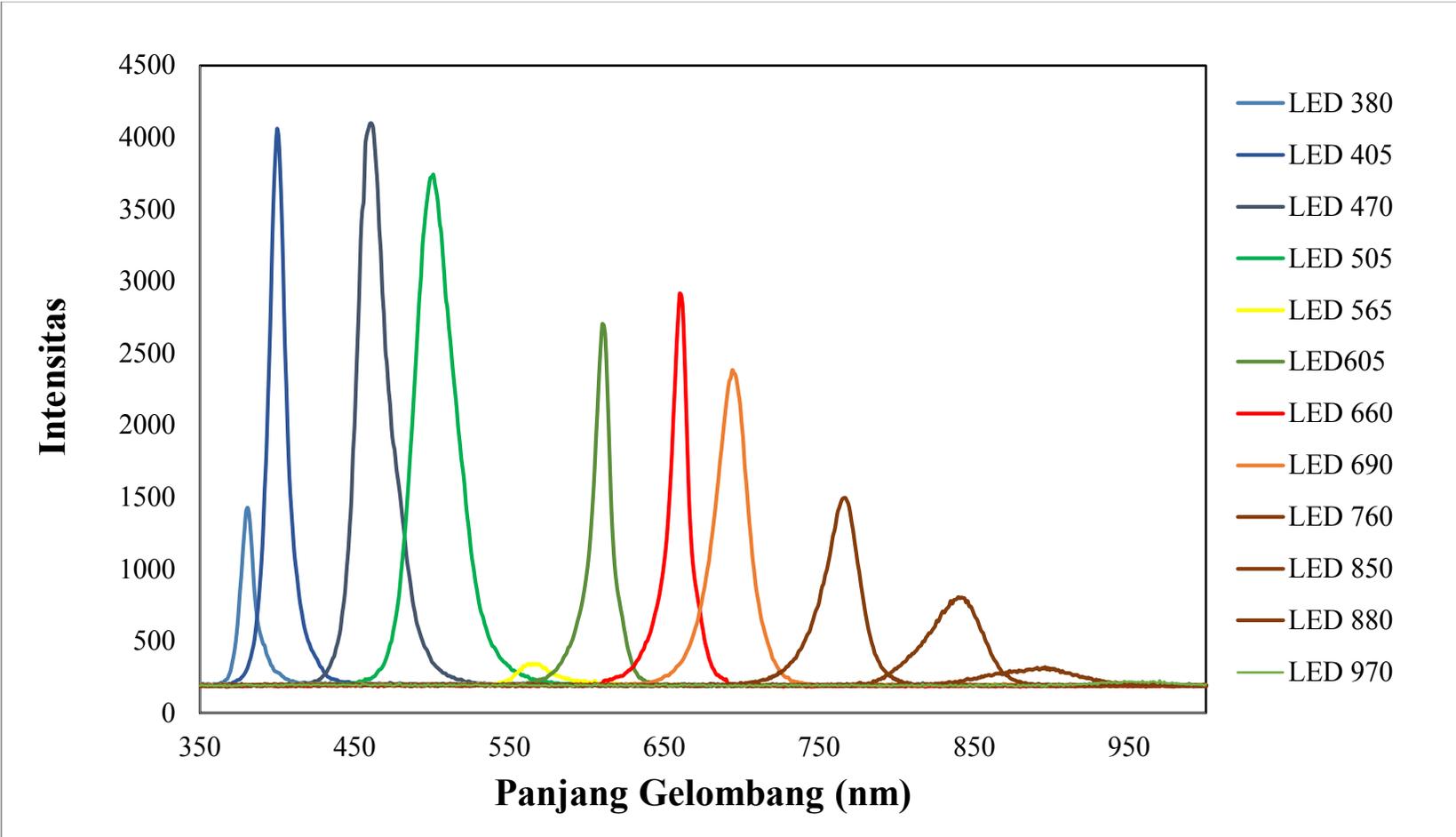
- [17] J. K. Wagner, C. Jovel, H. L. Norton, E. J. Parra, and M. D. Shriver, “Comparing Quantitative Measures of Erythema , Pigmentation and Skin Response using Reflectometry,” no. 1, pp. 379–384, 2002.
- [18] L. L. Randeberg, I. Baarstad, T. Løke, P. Kaspersen, and L. O. Svaasand, “Hyperspectral imaging of bruised skin,” *Proc. SPIE*, vol. 6078, p. 60780O–60780O–11, 2006.
- [19] S.-H. Tseng, P. Bargo, A. Durkin, and N. Kollias, “Chromophore concentrations, absorption and scattering properties of human skin in-vivo.,” *Opt. Express*, vol. 17, no. 17, pp. 14599–617, 2009.
- [20] J. H. G. M. Klaessens, H. J. Noordmans, R. de Roode, and R. M. Verdaasdonk, “Non-invasive skin oxygenation imaging using a multi-spectral camera system : Effectiveness of various concentration ... human skin,” no. February, 2009.
- [21] I. Kuzmina *et al.*, “Towards noncontact skin melanoma selection by multispectral imaging analysis.,” *J. Biomed. Opt.*, vol. 16, no. 6, p. 60502, 2011.
- [22] D. Jakovels and J. Spigulis, “RGB imaging device for mapping and monitoring of hemoglobin distribution in skin,” *Lith. J. Phys.*, vol. 52, no. 1, pp. 50–54, 2012.
- [23] M. Yamaguchi, M. Mitsui, Y. Murakami, H. Fukuda, N. Ohyama, and Y. Kubota, “Multispectral color imaging for dermatology: application in inflammatory and immunologic diseases,” *Color Imaging Conf.*, vol. 2005, no. 1, pp. 52–58, 2005.
- [24] M. Ewerlöf, M. Larsson, and E. G. Salerud, “Spatial and temporal skin blood volume and saturation estimation using a multispectral snapshot imaging camera,” vol. 10068, p. 1006814, 2017.
- [25] G. Zonios, J. Bykowski, and N. Kollias, “Skin melanin, hemoglobin, and light scattering properties can be quantitatively assessed in vivo using diffuse reflectance spectroscopy,” *J. Invest. Dermatol.*, vol. 117, no. 6, pp. 1452–1457, 2001.
- [26] R. Marchesini *et al.*, “Telespectrophotometry of human skin diseases by means of a ccd camera,” vol. 2081, no. 1993, pp. 168–173, 1993.
- [27] M. Moncrieff, S. Cotton, and P. Hall, “SIAscopy assists in the diagnosis of melanoma by utilizing computer vision techniques to visualise the internal structure of the skin,” *Med Image {...}*, pp. 4–7, 2001.
- [28] M. Elbaum *et al.*, “Automatic differentiation of melanoma from melanocytic nevi with multispectral digital dermoscopy: A feasibility study,” *J. Am. Acad. Dermatol.*, vol. 44, no. 2, pp. 207–218, 2001.
- [29] Thorlabs, “Liquid Crystal Tunable Bandpass Filters,” 2017. .
- [30] A. Vogel *et al.*, “Using noninvasive multispectral imaging to quantitatively assess tissue vasculature.,” *J. Biomed. Opt.*, vol. 12, no. 5, p. 51604, 2007.
- [31] A. Mansouri, F. S. Marzani, and P. Gouton, “Neural Networks in Two Cascade Algorithms for Spectral Reflectance Reconstruction,” pp. 10–13, 2005.
- [32] N. L. Everdell, I. B. Styles, A. Calcagni, J. Gibson, J. Hebden, and E. Claridge, “Multispectral imaging of the ocular fundus using light emitting diode illumination,” *Rev. Sci. Instrum.*, vol. 81, no. 9, pp. 1–10, 2010.

- [33] M. Parmar, S. Lansel, and J. Farrell, “An LED-based lighting system for acquiring multispectral scenes,” *Library (Lond.)*, vol. 8299, no. 408, p. 82990P–82990P–8, 2012.
- [34] R. ShresthaJon and Y. Hardeberg, “How Are LED Illumination Based Multispectral Imaging Systems Influenced by Different Factors?,” vol. 40, no. March, pp. 61–67, 2001.
- [35] S. Prigent, X. Descombes, D. Zugaj, and J. Z. S. Analy-, “Spectral analysis and unsupervised SVM classification for skin hyper-pigmentation classification,” 2010.
- [36] S. Prigent, X. Descombes, D. Zugaj, P. Martel, and J. Zerubia, “Multi-spectral image analysis for skin pigmentation classification,” *2010 IEEE Int. Conf. Image Process.*, pp. 3641–3644, 2010.
- [37] N. Tsumura *et al.*, “Image-based skin color and texture analysis / synthesis by extracting hemoglobin and melanin information in the skin,” pp. 770–779, 2002.
- [38] P. Xiao, “Digital Imaging Processing for in-vivo Skin Measurements,” in *Intelligent Signal Processing Conference 2013 (ISP 2013), IET*, 2013.
- [39] I. Bliznakova, E. Borisova, and L. Avramov, “Laser- and light-induced autofluorescence spectroscopy of human skin in dependence on excitation wavelengths,” *Acta Phys. Pol. A*, vol. 112, no. 5, pp. 1131–1136, 2007.
- [40] A. R. Cho *et al.*, “A Study of Skin Reflectance Using Kubelka-Munk Model,” vol. 42, no. 1, pp. 45–55, 2016.
- [41] N. Kollias, G. Zonios, and G. N. Stamatas, “Fluorescence spectroscopy of skin,” vol. 28, pp. 17–23, 2002.
- [42] G. Pezzotti, “Raman spectroscopy of human skin : looking for a quantitative algorithm to reliably estimate human age.”
- [43] A. J. Moy, X. Feng, M. K. Markey, J. S. Reichenberg, J. W. Tunnell, and B. Engineering, “Noninvasive skin cancer diagnosis using multimodal optical spectroscopy,” vol. 9689, pp. 1–6, 2016.
- [44] R. R. Anderson and J. Parrish, “The Optics of human skin.” 1981.
- [45] N. V. Chernomyrdin *et al.*, “Principle component analysis and linear discriminant analysis of multi-spectral autofluorescence imaging data for differentiating basal cell carcinoma and healthy skin,” vol. 9976, p. 99760B, 2016.
- [46] D. Jakovels, J. Spigulis, and L. Rogule, “RGB Mapping of Hemoglobin Distribution in Skin,” *Proc. SPIE-OSA Biomed. Opt.*, vol. 8087, p. 80872B–80872B–6, 2011.
- [47] A. Mansouri, F. S. Marzani, and P. Gouton, “Development of a protocol for CCD calibration: application to a multispectral imaging system.”
- [48] A. Mansouri, F. S. Marzani, and J. Y. Hardeberg, “Optical calibration of a multispectral imaging system based on interference filters,” vol. 44, no. February, pp. 1–12, 2005.
- [49] S. L. Jacques, “Skin Optics Summary.” 1998.
- [50] V. Tuchin, *Tissue optics : light scattering methods and instruments for medical diagnosis*, 3rd ed. Washington: SPIE, 2014.
- [51] J. Huang, “Multispectral Imaging of Skin Oxygenation,” 2013.
- [52] C. Donner and H. W. Jensen, “Light diffusion in multi-layered translucent

- materials,” *ACM Trans. Graph.*, vol. 24, no. 3, p. 1032, 2005.
- [53] S. J. Miklavcic, “Revised Kubelka – Munk theory . III . A general theory of light propagation in scattering and absorptive media OF,” vol. 22, no. 9, pp. 1–8, 2005.
- [54] D. Jakovels and J. Spigulis, “2-D mapping of skin chromophores in the spectral range 500–700 nm,” vol. 129, no. 3, pp. 125–129, 2010.
- [55] S. Prahl, “Optical Spectra of Melanin and Haemoglobin.” .
- [56] D. P. O’Leary, “Nonlinear Least Squares and Data Fitting,” 2008, pp. 1–17.
- [57] A. Mowla *et al.*, “Diffuse reflectance imaging for non-melanoma skin cancer detection using laser feedback interferometry,” vol. 9887, p. 98870T, 2016.
- [58] The Imaging Source, “Industrial Cameras : Spectral Sensitivity Content.”
- [59] “USAF1951. Datasheet.”
- [60] E. J. Parra, “Human Pigmentation Variation : Evolution , Genetic Basis , and Implications for Public Health,” vol. 105, pp. 85–105, 2007.
- [61] T. Gambichler, G. Moussa, and P. Altmeyer, “A pilot study of fluorescence diagnosis of basal cell carcinoma using a digital flash light-based imaging system,” *Photodermatol. Photoimmunol. Photomed.*, vol. 24, no. 2, pp. 67–71, 2008.

LAMPIRAN

LAMPIRAN A
DATA RESPON SPEKTRUM LED



LAMPIRAN B
DATA INTENSITAS EMISI LED

Arus vs Intensitas

Bit	Arus (mA)	Intensitas (uW/cm ²)											
		LED 380	LED 405	LED 480	LED 520	LED 565	LED 605	LED 660	LED 690	LED 760	LED 850	LED 880	LED970
4095	19.8	26.6440	5.5999	45.1042	135.4020	0.4161	6.3277	18.9672	8.9380	23.6330	5.4276	3.7640	1.0640
3690	18.2	23.7988	5.0149	40.3952	121.6460	0.3837	5.7821	17.2884	8.0902	21.6362	5.0841	3.5306	0.9528
3280	16.4	21.0598	4.4217	35.7484	106.8980	0.3441	5.1261	15.5352	7.2202	19.2628	4.5447	3.1062	0.8401
2870	14.2	18.3692	3.8353	31.1016	93.3970	0.3018	4.5030	13.7276	6.3502	16.8768	3.9353	2.7194	0.7287
2460	12.2	15.6880	3.3255	26.7308	79.9704	0.2573	3.8739	11.8632	5.4503	14.4888	3.4549	2.2687	0.6318
2050	10.4	13.0108	2.7813	22.1950	66.4914	0.1996	3.2406	9.9747	4.5593	12.0864	2.6660	1.9205	0.5285
1640	8.1	10.3538	2.1921	17.7224	53.1180	0.1711	2.6043	8.0478	3.6524	9.6799	2.0591	1.5800	0.4165
1230	6.2	7.7120	1.6089	13.1772	39.7552	0.1146	1.9545	6.0577	2.7469	7.2628	1.6380	1.3357	0.3057
820	4.4	5.0887	1.0585	8.7654	26.4046	0.0816	1.3016	4.0599	1.8290	4.8208	1.1259	0.8930	0.2011
410	2.2	2.4752	0.5781	4.3295	13.1002	0.0206	0.6435	2.0348	0.9061	2.4220	0.6756	0.4216	0.1098
Koefisien Determinasi R ²		0.9988	0.9985	0.9989	0.9987	0.9973	0.9995	0.9993	0.9995	0.9996	0.9966	0.9971	0.9985

Intensitas Maksimum

No	Jenis LED	Intensitas Maksimum (uW/cm ²)	Faktor Pengali
1	LED 380	26.644	0.197
2	LED 405	5.600	0.041
3	LED 480	45.104	0.333
4	LED 520	135.402	1.000
5	LED 565	0.416	0.003
6	LED 605	6.328	0.047
7	LED 660	18.967	0.140
8	LED 690	8.938	0.066
9	LED 760	23.633	0.175
10	LED 850	5.428	0.040
11	LED 880	3.764	0.028
12	LED970	1.064	0.008

LAMPIRAN C
DATA HOMOGENITAS LED

Nilai Bit (0-255)

Lamda (nm)	Bit			Bit		
	Jarak 0,2 cm			Jarak 5 cm		
	Mean	STD	Varian	Mean	STD	Varian
380	120.479	6.446	41.546	59.963	6.902	47.634
405	123.521	5.745	33.006	93.144	8.077	65.239
470	126.601	5.458	29.785	121.285	7.764	60.284
505	125.429	4.696	22.053	121.916	7.238	52.389
565	36.571	6.085	37.032	7.994	4.422	19.553
605	125.587	7.542	56.889	38.143	6.160	37.947
660	124.749	7.275	52.921	41.674	6.196	38.393
690	122.297	5.686	32.328	79.366	7.507	56.361
760	125.409	6.158	37.925	38.315	6.202	38.465
850	122.696	7.527	56.654	92.286	8.293	68.767
880	83.363	7.880	62.087	22.288	5.372	28.854
970	1.765	2.458	6.042	1.700	2.541	6.458

Nilai Reflektansi (%)

Lamda (nm)	Reflektansi (%)					
	Jarak 0,2 cm			Jarak 5 cm		
	Mean	STD	Varian	Mean	STD	Varian
380	0.4725	0.0253	0.1629	0.2352	0.0271	0.1868
405	0.4844	0.0225	0.1294	0.3653	0.0317	0.2558
470	0.4965	0.0214	0.1168	0.4756	0.0304	0.2364
505	0.4919	0.0184	0.0865	0.4781	0.0284	0.2054
565	0.1434	0.0239	0.1452	0.0313	0.0173	0.0767
605	0.4925	0.0296	0.2231	0.1496	0.0242	0.1488
660	0.4892	0.0285	0.2075	0.1634	0.0243	0.1506
690	0.4796	0.0223	0.1268	0.3112	0.0294	0.2210
760	0.4918	0.0242	0.1487	0.1503	0.0243	0.1508
850	0.4812	0.0295	0.2222	0.3619	0.0325	0.2697
880	0.3269	0.0309	0.2435	0.0874	0.0211	0.1132
970	0.0069	0.0096	0.0237	0.0074	0.0100	0.0253

LAMPIRAN D
DATA LINIERITAS SENSOR CCD (KAMERA)

Nilai Rata-rata Reflektansi vs Skala Keabuan

Lamda (nm)	Rata-rata Reflektansi (0-1)										R2
	Skala Keabuan										
	0%	10%	20%	30%	40%	50%	60%	70%	80%	90%	
380	0.1229	0.1336	0.1549	0.1934	0.2649	0.3014	0.3684	0.4143	0.4340	0.4485	0.9739
405	0.2507	0.2658	0.2974	0.3497	0.4066	0.4381	0.4718	0.4900	0.4977	0.5142	0.9586
470	0.4848	0.4902	0.4921	0.4942	0.5013	0.5083	0.5120	0.5170	0.5205	0.5207	0.9781
505	0.4718	0.4745	0.4821	0.4879	0.4859	0.4917	0.4984	0.5018	0.5040	0.5096	0.9789
565	0.0203	0.0234	0.0296	0.0368	0.0464	0.0579	0.0720	0.0841	0.1033	0.1134	0.9673
605	0.1048	0.1288	0.1590	0.2110	0.2760	0.3626	0.4391	0.4967	0.5292	0.5453	0.9769
660	0.1502	0.1649	0.1925	0.2348	0.2825	0.3648	0.4031	0.4695	0.4936	0.5119	0.9782
690	0.4482	0.4724	0.4945	0.5149	0.5270	0.5431	0.5549	0.5546	0.5629	0.5752	0.9421
760	0.4895	0.4921	0.4959	0.4991	0.5019	0.5050	0.5071	0.5085	0.5094	0.5114	0.9709
850	0.4931	0.4949	0.4967	0.4995	0.5021	0.5046	0.5079	0.5097	0.5120	0.5131	0.9937
880	0.3812	0.3884	0.3900	0.3938	0.3940	0.3976	0.3995	0.4056	0.4064	0.4087	0.9720
970	0.0065	0.0066	0.0067	0.0068	0.0068	0.0068	0.0069	0.0069	0.0069	0.0070	0.9116

Standar Deviasi

Lamda (nm)	Standar Deviasi									
	Skala Keabuan									
	0%	10%	20%	30%	40%	50%	60%	70%	80%	90%
380	0.0337	0.0352	0.0403	0.0500	0.0686	0.0824	0.0767	0.0767	0.0590	0.0981
405	0.0427	0.0452	0.0498	0.0637	0.0866	0.0716	0.0732	0.0732	0.0531	0.0872
470	0.1137	0.1199	0.1314	0.1328	0.1366	0.1063	0.0919	0.0919	0.0664	0.1063
505	0.0960	0.0996	0.1156	0.1160	0.1178	0.1126	0.0850	0.0850	0.0722	0.0838
565	0.0162	0.0162	0.0172	0.0186	0.0210	0.0250	0.0289	0.0289	0.0298	0.0247
605	0.0325	0.0332	0.0424	0.0548	0.0779	0.1167	0.1202	0.1202	0.0973	0.1125
660	0.0344	0.0359	0.0446	0.0565	0.0793	0.1146	0.1073	0.1073	0.0890	0.1144
690	0.0625	0.0647	0.0833	0.0930	0.1038	0.0977	0.0872	0.0872	0.0672	0.0970
760	0.0334	0.0348	0.0370	0.0367	0.0366	0.0327	0.0333	0.0333	0.0290	0.0333
850	0.0290	0.0300	0.0293	0.0286	0.0307	0.0282	0.0315	0.0315	0.0303	0.0292
880	0.0337	0.0340	0.0337	0.0336	0.0340	0.0334	0.0342	0.0342	0.0343	0.0324
970	0.0096	0.0093	0.0095	0.0092	0.0094	0.0094	0.0094	0.0094	0.0094	0.0093

LAMPIRAN E
DATA REFLEKTANSI X-RITE COLOR CHECKER
DIAKUISISI OLEH SPEKTROMETER USB650

Reflektansi Patch 1-15

Lamda	Rata-rata Reflektansi (0-1)														
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
nm	White	Neutral	Neutral 6.5	Neutral 5	Neutral 3.5	Black	Blue	Green	Red	Yellow	Magenta	Cyan	Orange Yellow	Yellow Green	Purple
380	0.353	0.210	0.161	0.155	0.121	0.027	0.117	0.160	0.050	0.277	0.204	0.130	0.140	0.107	0.187
385	0.342	0.236	0.176	0.134	0.120	0.044	0.051	0.139	0.076	0.194	0.146	0.172	0.158	0.099	0.182
390	0.363	0.297	0.188	0.153	0.070	0.032	0.076	0.106	0.097	0.171	0.164	0.195	0.124	0.135	0.180
395	0.413	0.343	0.252	0.157	0.032	0.011	0.094	0.089	0.121	0.158	0.252	0.173	0.133	0.142	0.238
400	0.544	0.427	0.328	0.190	0.085	0.032	0.154	0.127	0.142	0.163	0.336	0.225	0.170	0.135	0.273
405	0.668	0.495	0.368	0.193	0.105	0.053	0.179	0.137	0.123	0.164	0.383	0.278	0.166	0.141	0.265
410	0.779	0.580	0.395	0.203	0.111	0.056	0.191	0.138	0.129	0.181	0.406	0.297	0.141	0.155	0.285
415	0.883	0.656	0.430	0.205	0.104	0.045	0.212	0.137	0.142	0.192	0.427	0.312	0.150	0.132	0.305
420	0.914	0.672	0.441	0.181	0.099	0.033	0.211	0.132	0.147	0.160	0.408	0.314	0.152	0.123	0.291
425	0.922	0.678	0.434	0.191	0.106	0.034	0.230	0.131	0.148	0.150	0.401	0.332	0.146	0.143	0.283
430	0.951	0.712	0.461	0.206	0.120	0.040	0.255	0.145	0.156	0.154	0.414	0.354	0.151	0.159	0.291
435	0.941	0.701	0.459	0.203	0.115	0.043	0.256	0.146	0.153	0.153	0.395	0.362	0.142	0.155	0.282
440	0.937	0.678	0.443	0.197	0.106	0.041	0.255	0.139	0.147	0.150	0.377	0.368	0.138	0.150	0.279
445	0.932	0.657	0.419	0.194	0.092	0.031	0.255	0.127	0.131	0.143	0.354	0.377	0.127	0.133	0.253
450	0.935	0.656	0.420	0.194	0.092	0.030	0.264	0.132	0.130	0.151	0.335	0.396	0.129	0.135	0.242
455	0.934	0.647	0.416	0.195	0.096	0.035	0.264	0.139	0.134	0.156	0.318	0.412	0.133	0.138	0.239
460	0.940	0.646	0.410	0.192	0.098	0.037	0.259	0.144	0.133	0.157	0.306	0.433	0.135	0.145	0.231
465	0.942	0.641	0.401	0.194	0.099	0.034	0.244	0.149	0.129	0.154	0.293	0.447	0.132	0.147	0.215
470	0.938	0.629	0.393	0.194	0.100	0.034	0.229	0.154	0.129	0.154	0.278	0.459	0.136	0.155	0.203
475	0.933	0.624	0.387	0.198	0.102	0.034	0.215	0.168	0.132	0.163	0.263	0.471	0.141	0.168	0.194
480	0.935	0.618	0.387	0.195	0.099	0.033	0.195	0.183	0.133	0.169	0.250	0.479	0.147	0.184	0.186
485	0.933	0.616	0.386	0.193	0.100	0.035	0.175	0.200	0.133	0.178	0.236	0.481	0.149	0.207	0.177
490	0.932	0.615	0.382	0.191	0.101	0.034	0.154	0.222	0.134	0.196	0.218	0.476	0.157	0.237	0.168
495	0.937	0.614	0.380	0.191	0.099	0.032	0.134	0.248	0.131	0.228	0.202	0.462	0.169	0.271	0.161
500	0.941	0.609	0.379	0.190	0.098	0.033	0.119	0.278	0.131	0.279	0.192	0.446	0.184	0.314	0.154
505	0.944	0.606	0.377	0.190	0.098	0.033	0.105	0.306	0.131	0.341	0.183	0.427	0.203	0.363	0.148

510	0.940	0.605	0.376	0.194	0.102	0.036	0.094	0.330	0.132	0.416	0.177	0.402	0.224	0.418	0.141
515	0.940	0.607	0.375	0.196	0.102	0.034	0.084	0.346	0.131	0.487	0.164	0.380	0.248	0.466	0.133
520	0.942	0.610	0.373	0.192	0.098	0.030	0.074	0.350	0.126	0.549	0.146	0.359	0.283	0.504	0.124
525	0.942	0.605	0.374	0.193	0.098	0.032	0.070	0.353	0.124	0.606	0.133	0.332	0.329	0.534	0.121
530	0.948	0.606	0.374	0.192	0.096	0.032	0.066	0.351	0.125	0.654	0.125	0.309	0.372	0.556	0.121
535	0.945	0.606	0.370	0.190	0.095	0.031	0.061	0.347	0.125	0.687	0.120	0.284	0.408	0.563	0.121
540	0.943	0.604	0.371	0.190	0.094	0.031	0.059	0.339	0.124	0.710	0.120	0.260	0.437	0.564	0.122
545	0.949	0.609	0.374	0.194	0.095	0.033	0.057	0.329	0.124	0.730	0.123	0.239	0.460	0.562	0.121
550	0.953	0.610	0.376	0.195	0.098	0.033	0.056	0.318	0.126	0.743	0.127	0.217	0.481	0.557	0.120
555	0.949	0.604	0.370	0.192	0.097	0.031	0.052	0.302	0.122	0.749	0.128	0.195	0.505	0.544	0.112
560	0.952	0.604	0.370	0.192	0.097	0.031	0.051	0.288	0.123	0.757	0.126	0.177	0.534	0.533	0.109
565	0.952	0.605	0.370	0.194	0.097	0.032	0.051	0.276	0.124	0.768	0.126	0.164	0.565	0.522	0.108
570	0.956	0.603	0.369	0.196	0.097	0.032	0.049	0.263	0.128	0.777	0.131	0.153	0.597	0.510	0.108
575	0.956	0.600	0.369	0.197	0.096	0.030	0.049	0.246	0.134	0.783	0.144	0.145	0.625	0.495	0.107
580	0.957	0.600	0.367	0.199	0.095	0.030	0.049	0.230	0.145	0.789	0.170	0.140	0.645	0.475	0.109
585	0.953	0.596	0.365	0.197	0.096	0.031	0.049	0.213	0.162	0.788	0.206	0.134	0.656	0.450	0.111
590	0.953	0.595	0.366	0.194	0.095	0.031	0.048	0.198	0.191	0.790	0.253	0.128	0.673	0.429	0.114
595	0.952	0.595	0.366	0.192	0.094	0.030	0.047	0.184	0.232	0.791	0.308	0.123	0.685	0.408	0.118
600	0.950	0.596	0.364	0.191	0.093	0.030	0.046	0.171	0.284	0.792	0.366	0.119	0.692	0.389	0.128
605	0.949	0.597	0.364	0.191	0.093	0.029	0.047	0.161	0.345	0.793	0.422	0.116	0.696	0.371	0.141
610	0.949	0.597	0.366	0.192	0.094	0.030	0.047	0.156	0.411	0.797	0.474	0.116	0.700	0.361	0.159
615	0.948	0.596	0.363	0.191	0.094	0.030	0.048	0.152	0.469	0.794	0.515	0.116	0.701	0.352	0.173
620	0.950	0.594	0.363	0.190	0.093	0.029	0.048	0.149	0.518	0.792	0.543	0.115	0.707	0.345	0.178
625	0.953	0.597	0.364	0.189	0.093	0.030	0.048	0.147	0.557	0.796	0.568	0.115	0.711	0.342	0.181
630	0.955	0.596	0.363	0.190	0.094	0.031	0.050	0.146	0.580	0.795	0.591	0.116	0.711	0.341	0.188
635	0.951	0.595	0.362	0.188	0.092	0.031	0.051	0.144	0.595	0.790	0.616	0.116	0.708	0.335	0.198
640	0.945	0.590	0.360	0.186	0.090	0.030	0.051	0.142	0.604	0.787	0.639	0.116	0.707	0.331	0.216
645	0.942	0.586	0.358	0.184	0.089	0.030	0.053	0.140	0.606	0.786	0.665	0.116	0.709	0.328	0.241
650	0.943	0.586	0.357	0.183	0.088	0.029	0.056	0.138	0.610	0.785	0.698	0.116	0.712	0.328	0.273
655	0.944	0.587	0.357	0.183	0.089	0.029	0.058	0.139	0.613	0.782	0.726	0.117	0.708	0.329	0.314
660	0.944	0.587	0.356	0.180	0.089	0.029	0.060	0.140	0.613	0.782	0.746	0.117	0.709	0.330	0.357
665	0.943	0.589	0.354	0.179	0.090	0.029	0.061	0.143	0.615	0.785	0.765	0.118	0.709	0.335	0.402
670	0.944	0.586	0.351	0.177	0.089	0.028	0.064	0.145	0.615	0.789	0.778	0.118	0.710	0.341	0.447
675	0.942	0.579	0.349	0.177	0.087	0.028	0.064	0.147	0.614	0.789	0.786	0.116	0.711	0.348	0.489
680	0.935	0.578	0.349	0.176	0.086	0.028	0.066	0.150	0.614	0.789	0.791	0.116	0.708	0.354	0.529
685	0.935	0.577	0.347	0.174	0.087	0.028	0.067	0.153	0.613	0.790	0.797	0.116	0.704	0.360	0.565

690	0.935	0.575	0.348	0.175	0.088	0.028	0.069	0.157	0.613	0.792	0.805	0.116	0.707	0.368	0.599
695	0.934	0.573	0.346	0.173	0.086	0.028	0.071	0.159	0.615	0.793	0.807	0.114	0.711	0.374	0.633
700	0.936	0.573	0.344	0.171	0.085	0.028	0.073	0.162	0.617	0.796	0.812	0.113	0.712	0.376	0.660
705	0.934	0.571	0.342	0.170	0.085	0.028	0.077	0.162	0.615	0.799	0.812	0.113	0.710	0.377	0.680
710	0.930	0.568	0.342	0.170	0.085	0.028	0.079	0.160	0.615	0.800	0.810	0.111	0.707	0.374	0.695
715	0.932	0.569	0.340	0.169	0.085	0.028	0.083	0.157	0.615	0.798	0.811	0.113	0.705	0.371	0.707
720	0.931	0.569	0.339	0.169	0.084	0.028	0.088	0.155	0.616	0.793	0.811	0.117	0.708	0.370	0.713
725	0.933	0.569	0.338	0.167	0.084	0.027	0.094	0.154	0.618	0.794	0.814	0.120	0.711	0.366	0.720
730	0.937	0.570	0.336	0.166	0.083	0.026	0.101	0.153	0.618	0.797	0.819	0.123	0.706	0.366	0.728
735	0.938	0.573	0.339	0.165	0.083	0.027	0.111	0.155	0.617	0.801	0.825	0.129	0.710	0.371	0.740
740	0.936	0.567	0.339	0.164	0.083	0.029	0.121	0.161	0.616	0.801	0.826	0.135	0.709	0.377	0.748
745	0.932	0.564	0.339	0.165	0.083	0.028	0.135	0.167	0.621	0.804	0.823	0.144	0.706	0.386	0.764
750	0.925	0.565	0.337	0.165	0.083	0.029	0.154	0.173	0.617	0.809	0.820	0.157	0.707	0.396	0.779
755	0.931	0.567	0.335	0.164	0.083	0.029	0.176	0.180	0.616	0.812	0.824	0.175	0.710	0.405	0.794
760	0.938	0.567	0.336	0.163	0.082	0.029	0.195	0.185	0.619	0.818	0.823	0.195	0.714	0.415	0.810
765	0.935	0.565	0.333	0.163	0.082	0.029	0.216	0.189	0.619	0.819	0.820	0.212	0.716	0.421	0.818
770	0.934	0.565	0.332	0.165	0.082	0.029	0.237	0.191	0.616	0.817	0.823	0.224	0.714	0.422	0.825
775	0.940	0.564	0.332	0.162	0.082	0.027	0.257	0.192	0.618	0.819	0.823	0.232	0.711	0.424	0.841
780	0.937	0.561	0.332	0.158	0.080	0.026	0.277	0.191	0.621	0.825	0.822	0.238	0.710	0.427	0.856
785	0.935	0.561	0.331	0.160	0.078	0.027	0.296	0.192	0.622	0.825	0.822	0.241	0.706	0.424	0.863
790	0.927	0.555	0.327	0.161	0.079	0.027	0.317	0.195	0.620	0.818	0.819	0.246	0.704	0.424	0.875
795	0.918	0.555	0.326	0.158	0.078	0.026	0.339	0.201	0.613	0.816	0.816	0.251	0.704	0.434	0.892
800	0.920	0.556	0.327	0.157	0.077	0.028	0.359	0.212	0.614	0.820	0.819	0.261	0.707	0.446	0.905
805	0.924	0.555	0.331	0.159	0.077	0.030	0.377	0.229	0.614	0.822	0.821	0.275	0.709	0.461	0.916
810	0.925	0.556	0.333	0.160	0.078	0.030	0.393	0.244	0.618	0.825	0.822	0.291	0.715	0.471	0.933
815	0.927	0.557	0.330	0.156	0.078	0.028	0.403	0.259	0.622	0.826	0.819	0.303	0.711	0.478	0.942
820	0.926	0.554	0.326	0.155	0.077	0.026	0.416	0.279	0.624	0.830	0.816	0.316	0.710	0.489	0.949
825	0.932	0.555	0.323	0.154	0.078	0.027	0.427	0.296	0.626	0.835	0.817	0.330	0.708	0.506	0.958
830	0.928	0.556	0.322	0.153	0.078	0.025	0.435	0.317	0.620	0.828	0.816	0.341	0.705	0.519	0.953
835	0.923	0.555	0.321	0.154	0.075	0.025	0.442	0.339	0.618	0.821	0.812	0.353	0.701	0.527	0.955
840	0.921	0.553	0.321	0.151	0.075	0.027	0.448	0.359	0.620	0.824	0.810	0.364	0.700	0.537	0.963
845	0.929	0.559	0.321	0.153	0.074	0.027	0.460	0.381	0.630	0.835	0.816	0.380	0.708	0.546	0.973
850	0.926	0.560	0.323	0.153	0.074	0.026	0.470	0.401	0.628	0.835	0.815	0.391	0.714	0.556	0.974
855	0.933	0.560	0.326	0.151	0.075	0.028	0.476	0.420	0.627	0.836	0.814	0.400	0.718	0.559	0.973
860	0.933	0.552	0.324	0.151	0.075	0.029	0.477	0.432	0.621	0.833	0.811	0.404	0.714	0.559	0.974
865	0.928	0.550	0.322	0.149	0.074	0.028	0.480	0.447	0.616	0.838	0.812	0.409	0.715	0.565	0.972

870	0.924	0.555	0.324	0.147	0.074	0.030	0.487	0.459	0.623	0.846	0.815	0.424	0.716	0.571	0.973
875	0.927	0.559	0.322	0.151	0.075	0.033	0.491	0.470	0.628	0.844	0.819	0.437	0.713	0.575	0.975
880	0.923	0.549	0.315	0.147	0.076	0.028	0.491	0.474	0.623	0.842	0.813	0.435	0.703	0.571	0.975

Reflektansi Patch 16-30

Lamda	Rata-rata Reflektansi (0-1)														
	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30
nm	Moderated Red	Purpish Blue	Orange	Dark Skin	Light Skin	Blue Sky	Foliage	Blue Flower	Bluish Green	G1	G2	G3	G4	G5	G6
380	0.240	0.117	0.155	0.100	0.285	0.198	0.166	0.229	0.242	0.481	0.532	0.343	0.385	0.219	0.144
385	0.196	0.145	0.147	0.048	0.258	0.226	0.210	0.217	0.179	0.424	0.475	0.318	0.334	0.179	0.105
390	0.129	0.157	0.134	0.011	0.244	0.227	0.200	0.237	0.170	0.438	0.454	0.328	0.324	0.132	0.076
395	0.153	0.225	0.097	0.042	0.267	0.252	0.177	0.283	0.200	0.518	0.491	0.389	0.383	0.111	0.054
400	0.199	0.293	0.098	0.082	0.310	0.303	0.210	0.395	0.256	0.599	0.554	0.470	0.441	0.140	0.071
405	0.167	0.316	0.115	0.086	0.309	0.308	0.239	0.461	0.318	0.664	0.584	0.523	0.457	0.138	0.067
410	0.165	0.352	0.119	0.114	0.316	0.320	0.283	0.484	0.343	0.754	0.636	0.567	0.474	0.142	0.068
415	0.171	0.385	0.107	0.109	0.296	0.368	0.355	0.497	0.365	0.839	0.682	0.595	0.493	0.137	0.066
420	0.171	0.387	0.098	0.107	0.273	0.382	0.371	0.510	0.360	0.853	0.681	0.592	0.485	0.128	0.056
425	0.167	0.388	0.109	0.113	0.281	0.379	0.366	0.503	0.363	0.857	0.676	0.591	0.480	0.125	0.059
430	0.180	0.406	0.114	0.127	0.299	0.413	0.386	0.507	0.379	0.860	0.681	0.613	0.481	0.129	0.060
435	0.174	0.411	0.110	0.123	0.305	0.417	0.379	0.501	0.372	0.861	0.676	0.611	0.479	0.128	0.062
440	0.167	0.415	0.111	0.115	0.297	0.417	0.365	0.504	0.377	0.873	0.670	0.604	0.479	0.125	0.057
445	0.160	0.404	0.103	0.101	0.296	0.402	0.350	0.497	0.385	0.878	0.673	0.582	0.480	0.119	0.052
450	0.154	0.404	0.102	0.102	0.304	0.404	0.340	0.488	0.400	0.881	0.677	0.584	0.481	0.115	0.050
455	0.153	0.405	0.108	0.107	0.316	0.401	0.332	0.483	0.414	0.882	0.676	0.582	0.482	0.117	0.052
460	0.155	0.395	0.115	0.105	0.333	0.399	0.327	0.477	0.427	0.893	0.677	0.584	0.488	0.117	0.051
465	0.150	0.375	0.115	0.102	0.341	0.394	0.319	0.460	0.445	0.923	0.675	0.580	0.491	0.112	0.047
470	0.144	0.353	0.117	0.106	0.356	0.382	0.309	0.452	0.469	0.922	0.670	0.571	0.485	0.110	0.046
475	0.143	0.333	0.121	0.109	0.378	0.374	0.308	0.444	0.490	0.922	0.669	0.569	0.481	0.111	0.047
480	0.141	0.311	0.124	0.110	0.398	0.369	0.304	0.431	0.510	0.914	0.672	0.568	0.484	0.110	0.049
485	0.141	0.286	0.128	0.109	0.420	0.357	0.298	0.412	0.530	0.918	0.673	0.568	0.486	0.109	0.048
490	0.140	0.259	0.131	0.109	0.437	0.342	0.295	0.393	0.547	0.922	0.676	0.569	0.489	0.109	0.048
495	0.135	0.235	0.131	0.107	0.452	0.329	0.293	0.378	0.558	0.932	0.680	0.569	0.490	0.108	0.046
500	0.131	0.213	0.134	0.108	0.462	0.315	0.293	0.360	0.566	0.934	0.677	0.567	0.488	0.107	0.046
505	0.129	0.192	0.136	0.108	0.466	0.300	0.294	0.340	0.570	0.933	0.674	0.564	0.486	0.106	0.047
510	0.129	0.177	0.146	0.111	0.462	0.290	0.300	0.323	0.575	0.935	0.673	0.565	0.488	0.111	0.047
515	0.126	0.160	0.158	0.114	0.444	0.279	0.307	0.304	0.569	0.933	0.674	0.563	0.486	0.110	0.046

520	0.119	0.143	0.171	0.112	0.418	0.262	0.310	0.288	0.554	0.932	0.674	0.561	0.481	0.103	0.044
525	0.118	0.133	0.188	0.112	0.391	0.252	0.319	0.277	0.541	0.936	0.675	0.561	0.482	0.103	0.044
530	0.119	0.125	0.203	0.114	0.372	0.245	0.327	0.271	0.530	0.941	0.677	0.563	0.482	0.104	0.045
535	0.117	0.118	0.215	0.114	0.360	0.239	0.328	0.266	0.515	0.937	0.676	0.561	0.481	0.103	0.043
540	0.117	0.113	0.227	0.117	0.359	0.238	0.330	0.264	0.500	0.936	0.675	0.562	0.481	0.103	0.043
545	0.118	0.111	0.241	0.121	0.364	0.235	0.331	0.261	0.487	0.935	0.679	0.565	0.482	0.104	0.044
550	0.120	0.108	0.262	0.124	0.370	0.229	0.325	0.255	0.468	0.934	0.682	0.566	0.483	0.104	0.044
555	0.118	0.103	0.288	0.124	0.369	0.217	0.315	0.246	0.443	0.933	0.680	0.560	0.482	0.103	0.043
560	0.119	0.101	0.324	0.129	0.365	0.210	0.310	0.238	0.422	0.935	0.679	0.560	0.482	0.103	0.042
565	0.120	0.098	0.375	0.138	0.368	0.204	0.306	0.230	0.400	0.936	0.682	0.558	0.484	0.104	0.043
570	0.127	0.094	0.436	0.145	0.380	0.198	0.301	0.225	0.378	0.938	0.683	0.560	0.485	0.103	0.043
575	0.143	0.093	0.500	0.153	0.406	0.194	0.297	0.222	0.353	0.941	0.683	0.560	0.483	0.102	0.042
580	0.172	0.093	0.561	0.164	0.446	0.194	0.294	0.225	0.333	0.940	0.683	0.558	0.483	0.103	0.043
585	0.216	0.094	0.609	0.172	0.494	0.194	0.291	0.232	0.312	0.938	0.682	0.554	0.481	0.103	0.043
590	0.275	0.093	0.648	0.177	0.551	0.193	0.289	0.243	0.293	0.939	0.683	0.554	0.479	0.102	0.042
595	0.342	0.093	0.677	0.182	0.604	0.192	0.286	0.253	0.273	0.936	0.683	0.553	0.475	0.101	0.042
600	0.407	0.093	0.695	0.185	0.644	0.191	0.282	0.266	0.253	0.932	0.682	0.553	0.475	0.100	0.042
605	0.465	0.093	0.703	0.184	0.671	0.187	0.280	0.275	0.235	0.934	0.682	0.552	0.475	0.099	0.041
610	0.510	0.094	0.713	0.186	0.694	0.184	0.280	0.282	0.220	0.937	0.685	0.552	0.476	0.099	0.041
615	0.541	0.095	0.718	0.188	0.710	0.181	0.279	0.285	0.209	0.935	0.683	0.550	0.475	0.100	0.042
620	0.561	0.095	0.721	0.188	0.722	0.177	0.276	0.286	0.199	0.937	0.682	0.549	0.473	0.100	0.042
625	0.577	0.096	0.722	0.191	0.739	0.176	0.277	0.287	0.193	0.942	0.686	0.549	0.471	0.100	0.042
630	0.585	0.098	0.724	0.194	0.747	0.177	0.280	0.293	0.188	0.946	0.689	0.549	0.469	0.100	0.042
635	0.585	0.100	0.722	0.195	0.750	0.177	0.278	0.302	0.182	0.946	0.689	0.547	0.469	0.100	0.042
640	0.584	0.105	0.716	0.194	0.757	0.178	0.276	0.314	0.176	0.941	0.686	0.544	0.466	0.098	0.041
645	0.584	0.109	0.713	0.195	0.762	0.182	0.277	0.333	0.174	0.936	0.686	0.539	0.460	0.097	0.041
650	0.586	0.116	0.711	0.196	0.771	0.186	0.277	0.354	0.170	0.935	0.688	0.536	0.459	0.097	0.040
655	0.587	0.123	0.713	0.197	0.779	0.193	0.279	0.374	0.169	0.932	0.687	0.534	0.458	0.097	0.041
660	0.584	0.131	0.714	0.197	0.786	0.198	0.279	0.390	0.169	0.932	0.684	0.533	0.457	0.096	0.041
665	0.585	0.141	0.713	0.198	0.795	0.201	0.280	0.403	0.170	0.936	0.684	0.533	0.458	0.096	0.041
670	0.583	0.150	0.711	0.197	0.803	0.202	0.281	0.410	0.172	0.937	0.684	0.531	0.456	0.096	0.040
675	0.580	0.160	0.709	0.193	0.810	0.201	0.279	0.412	0.173	0.933	0.683	0.528	0.453	0.094	0.040
680	0.581	0.173	0.705	0.191	0.815	0.199	0.275	0.411	0.177	0.934	0.682	0.527	0.452	0.094	0.040
685	0.578	0.189	0.702	0.191	0.827	0.197	0.273	0.408	0.180	0.934	0.682	0.526	0.449	0.093	0.040
690	0.578	0.208	0.704	0.191	0.835	0.194	0.274	0.407	0.185	0.936	0.683	0.525	0.448	0.094	0.041
695	0.575	0.228	0.702	0.191	0.840	0.189	0.272	0.405	0.188	0.934	0.683	0.521	0.446	0.094	0.040

700	0.571	0.251	0.701	0.191	0.847	0.183	0.272	0.406	0.189	0.933	0.683	0.520	0.444	0.092	0.040
705	0.571	0.276	0.701	0.192	0.856	0.181	0.275	0.410	0.191	0.931	0.682	0.520	0.442	0.093	0.041
710	0.571	0.302	0.699	0.193	0.860	0.180	0.274	0.417	0.191	0.927	0.679	0.518	0.441	0.092	0.040
715	0.570	0.328	0.698	0.193	0.863	0.178	0.271	0.424	0.194	0.924	0.680	0.516	0.439	0.092	0.039
720	0.570	0.357	0.696	0.195	0.866	0.181	0.271	0.432	0.194	0.925	0.681	0.515	0.438	0.092	0.040
725	0.572	0.384	0.697	0.197	0.871	0.188	0.273	0.441	0.196	0.928	0.683	0.515	0.438	0.092	0.040
730	0.570	0.409	0.699	0.197	0.877	0.197	0.276	0.452	0.201	0.928	0.685	0.514	0.436	0.091	0.039
735	0.570	0.435	0.701	0.201	0.883	0.207	0.280	0.465	0.211	0.928	0.686	0.515	0.437	0.092	0.039
740	0.567	0.454	0.698	0.203	0.882	0.226	0.280	0.478	0.222	0.928	0.682	0.513	0.436	0.093	0.040
745	0.563	0.470	0.696	0.204	0.885	0.250	0.279	0.491	0.235	0.928	0.684	0.509	0.433	0.093	0.040
750	0.561	0.484	0.695	0.204	0.881	0.282	0.280	0.506	0.254	0.925	0.686	0.509	0.432	0.092	0.040
755	0.563	0.498	0.698	0.204	0.885	0.316	0.282	0.524	0.270	0.927	0.691	0.511	0.434	0.092	0.040
760	0.564	0.510	0.701	0.205	0.887	0.347	0.282	0.538	0.282	0.928	0.692	0.512	0.435	0.091	0.040
765	0.565	0.518	0.699	0.208	0.884	0.373	0.283	0.554	0.293	0.927	0.690	0.511	0.434	0.091	0.040
770	0.566	0.525	0.698	0.209	0.886	0.391	0.285	0.564	0.305	0.931	0.690	0.508	0.435	0.091	0.041
775	0.565	0.531	0.697	0.210	0.888	0.401	0.284	0.572	0.319	0.931	0.689	0.505	0.434	0.091	0.041
780	0.566	0.534	0.690	0.209	0.888	0.405	0.280	0.578	0.336	0.928	0.687	0.506	0.433	0.091	0.040
785	0.563	0.533	0.688	0.208	0.886	0.411	0.278	0.588	0.353	0.928	0.687	0.508	0.432	0.090	0.041
790	0.555	0.536	0.686	0.205	0.878	0.413	0.279	0.594	0.372	0.927	0.685	0.505	0.427	0.089	0.040
795	0.551	0.540	0.688	0.204	0.875	0.413	0.278	0.595	0.398	0.928	0.684	0.502	0.426	0.088	0.039
800	0.555	0.547	0.688	0.204	0.881	0.413	0.284	0.602	0.430	0.927	0.685	0.504	0.428	0.089	0.039
805	0.556	0.550	0.690	0.205	0.884	0.414	0.291	0.604	0.465	0.931	0.690	0.505	0.429	0.092	0.041
810	0.557	0.552	0.692	0.205	0.882	0.414	0.291	0.611	0.499	0.935	0.692	0.506	0.427	0.091	0.043
815	0.558	0.552	0.690	0.204	0.884	0.411	0.289	0.611	0.536	0.932	0.688	0.503	0.425	0.092	0.041
820	0.556	0.554	0.689	0.202	0.882	0.411	0.291	0.614	0.571	0.930	0.689	0.503	0.427	0.091	0.039
825	0.556	0.558	0.690	0.202	0.883	0.407	0.289	0.613	0.602	0.936	0.693	0.504	0.432	0.091	0.038
830	0.556	0.555	0.690	0.199	0.879	0.401	0.290	0.611	0.630	0.932	0.690	0.501	0.429	0.091	0.039
835	0.554	0.557	0.682	0.198	0.877	0.405	0.289	0.610	0.656	0.933	0.688	0.495	0.429	0.092	0.039
840	0.553	0.566	0.677	0.198	0.874	0.405	0.290	0.615	0.686	0.940	0.689	0.496	0.427	0.091	0.039
845	0.555	0.570	0.687	0.200	0.879	0.407	0.294	0.618	0.717	0.948	0.697	0.504	0.430	0.091	0.040
850	0.557	0.573	0.692	0.200	0.881	0.409	0.294	0.618	0.741	0.942	0.695	0.502	0.429	0.090	0.039
855	0.558	0.582	0.691	0.200	0.878	0.409	0.290	0.622	0.754	0.942	0.696	0.500	0.429	0.090	0.038
860	0.555	0.583	0.686	0.198	0.876	0.406	0.286	0.618	0.762	0.938	0.694	0.500	0.425	0.091	0.038
865	0.555	0.582	0.685	0.198	0.878	0.405	0.286	0.617	0.773	0.936	0.695	0.497	0.424	0.090	0.038
870	0.554	0.587	0.691	0.199	0.885	0.404	0.285	0.619	0.788	0.948	0.699	0.495	0.425	0.089	0.040
875	0.553	0.594	0.692	0.203	0.890	0.411	0.287	0.622	0.802	0.950	0.705	0.502	0.429	0.093	0.044

880	0.923	0.549	0.315	0.147	0.076	0.028	0.491	0.474	0.623	0.842	0.813	0.435	0.703	0.571	0.975
-----	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------

Patch 31-40

Lamda	Rata-rata Reflektansi (0-1)									
	31	32	33	34	35	36	37	38	39	40
nm	G7	G8	SP Red	SP Orange	SP Yellow	SP Green	SP Cyan	Sp Blue	SP Violet	SP Magenta
380	0.124	0.146	0.193	0.484	0.246	0.186	0.358	0.249	0.304	0.300
385	0.105	0.098	0.209	0.458	0.214	0.212	0.337	0.251	0.266	0.294
390	0.069	0.057	0.206	0.442	0.176	0.193	0.338	0.240	0.284	0.306
395	0.063	0.063	0.188	0.438	0.182	0.196	0.389	0.275	0.347	0.336
400	0.104	0.097	0.219	0.470	0.189	0.197	0.437	0.366	0.432	0.376
405	0.099	0.081	0.215	0.447	0.184	0.192	0.450	0.404	0.471	0.372
410	0.095	0.087	0.215	0.457	0.190	0.199	0.484	0.435	0.501	0.373
415	0.087	0.090	0.214	0.472	0.193	0.212	0.509	0.460	0.506	0.383
420	0.073	0.075	0.205	0.459	0.176	0.203	0.504	0.455	0.500	0.367
425	0.076	0.075	0.204	0.454	0.173	0.203	0.508	0.458	0.497	0.362
430	0.082	0.091	0.198	0.454	0.179	0.225	0.524	0.473	0.516	0.362
435	0.084	0.089	0.190	0.444	0.174	0.221	0.536	0.488	0.507	0.350
440	0.078	0.083	0.183	0.436	0.172	0.218	0.554	0.507	0.490	0.342
445	0.071	0.069	0.177	0.425	0.164	0.205	0.565	0.522	0.464	0.329
450	0.072	0.067	0.176	0.419	0.166	0.208	0.584	0.541	0.448	0.322
455	0.073	0.067	0.172	0.411	0.168	0.215	0.604	0.555	0.432	0.320
460	0.073	0.065	0.169	0.409	0.174	0.220	0.626	0.566	0.418	0.320
465	0.069	0.062	0.168	0.401	0.181	0.222	0.646	0.562	0.399	0.310
470	0.067	0.059	0.165	0.392	0.190	0.234	0.662	0.554	0.378	0.299
475	0.068	0.060	0.165	0.390	0.204	0.253	0.675	0.542	0.359	0.293
480	0.067	0.060	0.166	0.388	0.220	0.275	0.686	0.524	0.339	0.284
485	0.066	0.060	0.164	0.387	0.236	0.303	0.692	0.500	0.319	0.274
490	0.065	0.060	0.163	0.385	0.255	0.341	0.689	0.473	0.300	0.265
495	0.064	0.057	0.161	0.384	0.277	0.388	0.679	0.440	0.283	0.256
500	0.064	0.057	0.161	0.385	0.299	0.440	0.662	0.405	0.267	0.248
505	0.064	0.058	0.158	0.388	0.326	0.491	0.640	0.373	0.254	0.240
510	0.064	0.062	0.162	0.395	0.358	0.534	0.620	0.341	0.246	0.238
515	0.063	0.061	0.160	0.402	0.400	0.555	0.597	0.312	0.231	0.228
520	0.060	0.054	0.153	0.416	0.461	0.555	0.567	0.288	0.211	0.213
525	0.060	0.054	0.153	0.433	0.540	0.548	0.538	0.267	0.198	0.205
530	0.061	0.055	0.156	0.453	0.632	0.531	0.511	0.247	0.191	0.199

535	0.060	0.054	0.156	0.466	0.719	0.501	0.481	0.229	0.185	0.194
540	0.060	0.054	0.159	0.477	0.788	0.469	0.452	0.212	0.184	0.193
545	0.061	0.055	0.162	0.492	0.839	0.435	0.424	0.200	0.187	0.195
550	0.061	0.056	0.164	0.509	0.869	0.403	0.397	0.188	0.190	0.197
555	0.061	0.053	0.166	0.527	0.882	0.366	0.368	0.175	0.187	0.196
560	0.061	0.053	0.170	0.555	0.892	0.336	0.345	0.164	0.185	0.195
565	0.060	0.053	0.175	0.594	0.900	0.309	0.327	0.157	0.186	0.196
570	0.060	0.053	0.186	0.637	0.904	0.286	0.312	0.152	0.190	0.201
575	0.059	0.052	0.205	0.679	0.902	0.264	0.298	0.148	0.200	0.211
580	0.060	0.053	0.241	0.719	0.902	0.243	0.286	0.145	0.216	0.231
585	0.060	0.053	0.295	0.747	0.894	0.224	0.275	0.143	0.235	0.260
590	0.059	0.052	0.367	0.769	0.886	0.207	0.267	0.141	0.259	0.300
595	0.059	0.052	0.448	0.785	0.875	0.193	0.261	0.139	0.282	0.350
600	0.058	0.052	0.532	0.796	0.862	0.183	0.255	0.136	0.300	0.408
605	0.057	0.051	0.611	0.802	0.849	0.175	0.248	0.134	0.311	0.469
610	0.058	0.051	0.682	0.810	0.838	0.170	0.246	0.135	0.313	0.530
615	0.059	0.052	0.734	0.811	0.825	0.168	0.245	0.136	0.307	0.584
620	0.058	0.051	0.773	0.815	0.817	0.165	0.244	0.138	0.300	0.627
625	0.059	0.051	0.798	0.821	0.813	0.163	0.243	0.142	0.298	0.667
630	0.059	0.052	0.816	0.823	0.806	0.163	0.243	0.146	0.300	0.698
635	0.059	0.051	0.826	0.821	0.794	0.161	0.242	0.150	0.308	0.724
640	0.059	0.051	0.833	0.818	0.785	0.159	0.241	0.153	0.324	0.750
645	0.058	0.051	0.837	0.815	0.778	0.158	0.241	0.157	0.349	0.774
650	0.057	0.050	0.842	0.815	0.774	0.157	0.244	0.162	0.381	0.799
655	0.058	0.051	0.845	0.813	0.769	0.158	0.247	0.168	0.420	0.819
660	0.057	0.050	0.847	0.810	0.765	0.158	0.248	0.172	0.463	0.834
665	0.058	0.050	0.851	0.811	0.765	0.160	0.250	0.174	0.507	0.847
670	0.057	0.049	0.854	0.811	0.763	0.161	0.250	0.174	0.552	0.857
675	0.056	0.049	0.857	0.807	0.759	0.162	0.248	0.174	0.595	0.862
680	0.055	0.049	0.862	0.802	0.757	0.165	0.248	0.173	0.632	0.864
685	0.056	0.049	0.865	0.802	0.760	0.168	0.247	0.171	0.666	0.870
690	0.057	0.050	0.869	0.805	0.771	0.172	0.246	0.171	0.698	0.874
695	0.056	0.049	0.872	0.806	0.782	0.174	0.243	0.172	0.723	0.874
700	0.056	0.048	0.875	0.805	0.796	0.175	0.240	0.174	0.745	0.878
705	0.057	0.049	0.874	0.801	0.807	0.176	0.238	0.178	0.760	0.877
710	0.056	0.049	0.873	0.799	0.811	0.176	0.236	0.184	0.771	0.873

715	0.056	0.049	0.874	0.801	0.813	0.174	0.237	0.189	0.781	0.874
720	0.056	0.049	0.877	0.802	0.814	0.172	0.241	0.197	0.791	0.877
725	0.055	0.048	0.880	0.803	0.816	0.170	0.247	0.206	0.798	0.880
730	0.054	0.047	0.886	0.802	0.820	0.169	0.253	0.215	0.805	0.883
735	0.056	0.048	0.893	0.805	0.825	0.173	0.263	0.229	0.812	0.888
740	0.056	0.049	0.892	0.804	0.829	0.177	0.276	0.246	0.810	0.887
745	0.056	0.048	0.888	0.803	0.837	0.183	0.294	0.267	0.809	0.887
750	0.056	0.048	0.886	0.802	0.841	0.190	0.318	0.292	0.808	0.886
755	0.056	0.048	0.893	0.804	0.850	0.197	0.348	0.319	0.812	0.889
760	0.056	0.049	0.892	0.806	0.860	0.205	0.377	0.349	0.815	0.890
765	0.056	0.048	0.885	0.806	0.862	0.210	0.398	0.376	0.814	0.891
770	0.056	0.047	0.888	0.806	0.869	0.211	0.415	0.406	0.814	0.891
775	0.056	0.047	0.890	0.807	0.874	0.211	0.428	0.435	0.813	0.891
780	0.055	0.047	0.882	0.803	0.880	0.212	0.434	0.463	0.808	0.891
785	0.056	0.048	0.875	0.804	0.884	0.215	0.437	0.493	0.808	0.890
790	0.056	0.047	0.873	0.804	0.883	0.217	0.440	0.517	0.806	0.885
795	0.056	0.046	0.869	0.799	0.888	0.224	0.446	0.538	0.807	0.883
800	0.057	0.047	0.867	0.801	0.896	0.237	0.457	0.557	0.806	0.888
805	0.058	0.049	0.871	0.804	0.901	0.256	0.475	0.575	0.806	0.889
810	0.057	0.051	0.868	0.808	0.905	0.276	0.496	0.591	0.810	0.891
815	0.057	0.050	0.863	0.804	0.908	0.300	0.514	0.601	0.807	0.888
820	0.056	0.049	0.861	0.802	0.913	0.326	0.532	0.611	0.808	0.883
825	0.055	0.047	0.857	0.807	0.916	0.357	0.551	0.620	0.810	0.888
830	0.055	0.047	0.857	0.803	0.914	0.390	0.565	0.624	0.805	0.885
835	0.055	0.048	0.858	0.797	0.912	0.422	0.584	0.630	0.802	0.879
840	0.055	0.048	0.855	0.799	0.912	0.456	0.601	0.638	0.807	0.882
845	0.056	0.049	0.865	0.812	0.921	0.496	0.623	0.649	0.816	0.895
850	0.055	0.048	0.865	0.813	0.923	0.530	0.641	0.651	0.813	0.896
855	0.055	0.048	0.866	0.814	0.926	0.561	0.657	0.655	0.811	0.896
860	0.056	0.049	0.858	0.812	0.921	0.586	0.667	0.656	0.806	0.890
865	0.056	0.048	0.852	0.814	0.919	0.612	0.679	0.662	0.805	0.885
870	0.056	0.049	0.866	0.815	0.927	0.641	0.692	0.671	0.809	0.892
875	0.058	0.051	0.870	0.816	0.934	0.666	0.699	0.674	0.807	0.895
880	0.059	0.052	0.860	0.810	0.922	0.676	0.706	0.672	0.801	0.889

**DATA REFLEKTANSI X-RITE COLOR CHECKER
 DIAKUISISI OLEH SISTEM MSI SEBELUM REKONSTRUKSI**

Patch 1-15

Lamda	Rata-rata Reflektansi (0-1)														
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
nm	White	Neutral	Neutral 6.5	Neutral 5	Neutral 3.5	Black	Blue	Green	Red	Yellow	Magenta	Cyan	Orange Yellow	Yellow Green	Purple
380	0.367	0.290	0.215	0.151	0.083	0.041	0.119	0.099	0.065	0.159	0.192	0.198	0.122	0.137	0.110
405	0.368	0.347	0.363	0.343	0.233	0.106	0.347	0.237	0.159	0.325	0.364	0.367	0.264	0.299	0.348
470	0.367	0.361	0.365	0.354	0.350	0.278	0.359	0.344	0.359	0.358	0.363	0.361	0.360	0.361	0.339
505	0.368	0.370	0.369	0.372	0.374	0.257	0.374	0.390	0.405	0.401	0.366	0.368	0.399	0.391	0.365
565	0.344	0.232	0.136	0.068	0.026	0.008	0.012	0.078	0.032	0.276	0.059	0.042	0.205	0.186	0.015
605	0.368	0.357	0.360	0.327	0.135	0.065	0.083	0.211	0.362	0.368	0.381	0.155	0.371	0.364	0.150
660	0.368	0.363	0.363	0.277	0.129	0.054	0.081	0.148	0.387	0.356	0.389	0.126	0.358	0.357	0.291
690	0.368	0.373	0.366	0.244	0.118	0.054	0.108	0.173	0.373	0.375	0.386	0.123	0.379	0.385	0.375
760	0.368	0.366	0.363	0.356	0.254	0.152	0.380	0.370	0.365	0.380	0.376	0.379	0.368	0.366	0.372
850	0.368	0.351	0.364	0.368	0.314	0.215	0.363	0.366	0.360	0.364	0.371	0.356	0.361	0.357	0.369
880	0.368	0.375	0.322	0.165	0.114	0.084	0.374	0.375	0.379	0.366	0.374	0.376	0.368	0.372	0.370
970	0.007	0.007	0.006	0.006	0.006	0.005	0.006	0.006	0.006	0.006	0.006	0.006	0.006	0.006	0.006

Patch 16-30

Lamda	Rata-rata Reflektansi (0-1)														
	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30
nm	Moderated Red	Purpish Blue	Orange	Dark Skin	Light Skin	Blue Sky	Foliage	Blue Flower	Bluish Green	G1	G2	G3	G4	G5	G6
nm	0.188	0.123	0.129	0.118	0.256	0.174	0.182	0.217	0.267	0.421	0.476	0.372	0.352	0.136	0.101
380	0.174	0.139	0.132	0.107	0.235	0.189	0.187	0.220	0.237	0.400	0.420	0.341	0.323	0.126	0.089
405	0.154	0.163	0.119	0.079	0.238	0.202	0.176	0.240	0.227	0.421	0.415	0.350	0.328	0.098	0.061
470	0.162	0.210	0.102	0.065	0.272	0.241	0.191	0.299	0.249	0.476	0.460	0.398	0.373	0.083	0.043
505	0.199	0.286	0.126	0.094	0.317	0.304	0.238	0.376	0.290	0.576	0.543	0.475	0.437	0.116	0.071
565	0.184	0.323	0.123	0.098	0.328	0.325	0.257	0.409	0.319	0.669	0.596	0.516	0.464	0.122	0.075
605	0.171	0.357	0.123	0.107	0.344	0.349	0.299	0.448	0.337	0.769	0.648	0.552	0.489	0.132	0.078
660	0.166	0.395	0.126	0.113	0.351	0.383	0.346	0.490	0.351	0.865	0.685	0.580	0.502	0.135	0.075
690	0.158	0.404	0.123	0.108	0.342	0.392	0.357	0.498	0.341	0.886	0.678	0.578	0.494	0.128	0.066
760	0.158	0.407	0.128	0.110	0.343	0.392	0.354	0.497	0.347	0.891	0.676	0.577	0.491	0.131	0.070

850	0.171	0.427	0.134	0.120	0.354	0.416	0.372	0.520	0.365	0.909	0.683	0.591	0.504	0.139	0.080
880	0.167	0.428	0.130	0.117	0.347	0.417	0.367	0.517	0.370	0.903	0.680	0.588	0.501	0.138	0.079
970	0.160	0.430	0.126	0.111	0.337	0.416	0.359	0.512	0.381	0.903	0.677	0.581	0.491	0.132	0.073

Patch 31-40

Lamda	Rata-rata Reflektansi (0-1)									
	31	32	33	34	35	36	37	38	39	40
nm	G7	G8	SP Red	SP Orange	SP Yellow	SP Green	SP Cyan	Sp Blue	SP Violet	SP Magenta
nm	0.117	0.091	0.247	0.438	0.287	0.173	0.324	0.321	0.318	0.308
380	0.102	0.072	0.250	0.411	0.230	0.151	0.330	0.297	0.289	0.275
405	0.070	0.035	0.230	0.375	0.194	0.137	0.331	0.287	0.291	0.271
470	0.050	0.004	0.224	0.384	0.191	0.143	0.366	0.320	0.353	0.316
505	0.081	0.029	0.245	0.426	0.193	0.162	0.423	0.398	0.421	0.378
565	0.085	0.031	0.219	0.417	0.189	0.176	0.451	0.426	0.433	0.384
605	0.089	0.025	0.209	0.435	0.198	0.186	0.492	0.444	0.455	0.396
660	0.087	0.017	0.192	0.461	0.206	0.188	0.532	0.467	0.466	0.400
690	0.078	0.007	0.179	0.453	0.183	0.178	0.538	0.462	0.452	0.387
760	0.082	0.012	0.178	0.442	0.179	0.184	0.539	0.464	0.446	0.383
850	0.089	0.021	0.173	0.440	0.182	0.205	0.557	0.478	0.453	0.390
880	0.089	0.022	0.169	0.436	0.173	0.205	0.560	0.486	0.447	0.382
970	0.084	0.016	0.166	0.438	0.170	0.207	0.569	0.501	0.439	0.373

LAMPIRAN F
DATA ESTIMASI KONTEN DARAH DAN MELANIN

Pengukuran Reflektansi	Data	Fmel	Fblood	Resnorm
MSI - Kuadran I	1	23.71%	5.00%	0.0159%
	2	24.96%	5.00%	0.0092%
	3	28.19%	4.99%	0.0087%
	4	23.96%	5.00%	0.0123%
	5	23.96%	5.00%	0.0138%
MSI - Kuadran II	1	27.17%	5.00%	0.0144%
	2	24.73%	5.00%	0.0150%
	3	24.24%	5.00%	0.0367%
	4	26.17%	5.00%	0.0206%
	5	23.98%	7.00%	0.0262%
MSI - Kuadran III	1	24.87%	6.77%	0.0182%
	2	22.40%	5.66%	0.0164%
	3	25.70%	7.00%	0.0073%
	4	28.29%	6.86%	0.0044%
	5	21.97%	5.00%	0.0014%
VMSI - Kuadran IV	1	27.12%	3.68%	0.0146%
	2	28.26%	4.96%	0.0102%
	3	28.79%	5.00%	0.0126%
	4	22.15%	5.00%	0.0125%
	5	21.67%	5.00%	0.0100%
Spektrometer USB650	K1	25.42%	3.81%	0.0007%
	K2	23.42%	4.65%	0.0013%
	K3	21.63%	4.79%	0.0017%
	K4	24.81%	3.91%	0.0002%

LAMPIRAN G
DATA VALIDASI DENGAN PHANTOM

Data Hasil Validasi Estimasi Konten Darah

Vol (ml)	Vol Phantom (ml)	Konsentrasi Teoritis	Estimasi Konsentrasi		Error Mutlak	Standar Deviasi	
			SPT	MSI		STD MSI	STD Error
0,5	50,5	0,99%	0,77%	0,98%	0,21%	0,41%	0,23%
1	51	1,96%	1,51%	2,03%	0,52%	0,80%	0,44%
1,5	51,5	2,91%	1,97%	3,48%	1,51%	0,75%	0,23%
2	52	3,85%	2,95%	4,10%	1,15%	0,63%	0,12%
2,5	52,5	4,76%	3,34%	5,30%	1,95%	0,45%	0,23%
3	53	5,66%	4,81%	5,85%	1,04%	0,52%	0,24%
3,5	53,5	6,54%	5,95%	6,76%	0,81%	0,32%	0,15%
4	54	7,41%	6,95%	8,48%	1,53%	0,51%	0,23%
4,5	54,5	8,26%	8,65%	9,21%	0,56%	0,41%	0,23%

Data Hasil Validasi Estimasi Konten Melanin

Vol (ml)	Vol Phantom (ml)	Konsentrasi Teoritis	Estimasi Konsentrasi		Error Mutlak	Standar Deviasi	
			SPT	MSI		STD MSI	STD Error
10	60	16,67%	19,48%	20,55%	1,07%	1,32%	0,21%
12	62	19,35%	22,63%	23,91%	1,28%	2,2%	0,33%
14	64	21,88%	27,67%	27,08%	0,59%	1,62%	0,17%
16	66	24,24%	30,92%	28,45%	2,47%	1,21%	0,11%
18	68	26,47%	33,99%	30,75%	3,24%	1,13%	0,23%
20	70	28,57%	37,94%	34,48%	3,46%	2,23%	0,45%
22	72	30,56%	38,62%	36,74%	1,88%	1,42%	0,21%
24	74	32,43%	39,62%	39,55%	0,07%	1,72%	0,26%

LAMPIRAN H

DATA VALIDASI DENGAN PHANTOM – VARIASI JUMLAH PANJANG GELOMBANG

Data Hasil Validasi Estimasi Konten Melanin

SPT	3A	3B	3C	3D	5A	5B	5C	5D	7A	7B	7C	7D	9A	9B	9C	9D	11
19.48	18.23	16.32	14.90	18.42	19.00	16.74	15.86	19.15	19.23	15.07	17.45	19.87	20.45	17.12	19.54	20.67	20.55
22.63	19.23	17.56	16.30	19.33	22.24	18.58	17.42	23.98	22.43	16.55	19.70	23.29	21.02	19.83	22.53	24.03	23.91
27.67	24.99	20.08	16.86	22.71	22.25	20.68	19.07	27.32	24.54	18.19	21.87	26.50	26.23	21.57	25.39	27.22	27.08
30.92	24.31	19.76	17.28	24.39	23.61	19.90	19.59	28.95	26.65	18.41	22.66	27.95	28.65	22.29	26.66	28.67	28.45
33.99	24.76	22.36	19.44	26.66	25.76	22.66	20.84	30.22	28.81	22.54	24.29	30.23	30.23	23.96	28.69	30.95	30.75
37.94	26.68	24.16	21.11	26.78	30.22	25.36	22.68	31.05	31.23	24.65	26.80	34.01	32.34	31.46	32.08	34.72	34.48
38.62	27.04	28.72	22.04	27.78	32.20	27.24	23.75	34.36	32.65	27.68	28.28	36.29	33.45	30.63	34.13	35.99	36.74
39.62	32.12	33.52	22.92	32.75	33.23	28.72	24.87	35.33	35.01	31.69	30.02	41.16	37.23	32.63	36.66	37.86	39.55
R²	0.6657	0.7768	0.6002	0.7972	0.8329	0.8041	0.6116	0.8375	0.9112	0.8508	0.8327	0.9185	0.8976	0.9035	0.8950	0.9347	0.9334
Gradien	0.7475	0.7251	0.5902	0.7826	0.8225	0.7082	0.6419	0.9068	0.8704	0.6973	0.7516	0.9507	0.9004	0.7923	0.9201	0.9487	0.9565
Error	6.69	8.55	12.50	6.51	5.30	8.87	10.85	2.90	3.79	9.51	7.48	2.09	2.90	6.42	3.16	1.99	1.76

Data Hasil Validasi Estimasi Konten Darah

SPT	3A	3B	3C	3D	5A	5B	5C	5D	7A	7B	7C	7D	9A	9B	9C	9D	11
0.77	0.66	0.52	0.16	0.15	1.25	0.54	0.87	0.87	1.04	0.94	0.82	0.56	0.10	0.86	0.81	0.10	0.98
1.51	0.93	0.28	0.49	0.45	1.68	2.23	0.96	0.96	1.53	1.73	1.45	0.75	2.40	1.09	1.95	1.26	2.03
1.97	0.92	0.28	0.33	0.39	1.79	0.50	1.17	1.17	2.16	2.06	1.90	0.86	1.59	1.71	2.91	3.11	3.48
2.95	0.82	0.15	0.97	0.97	2.42	1.43	1.86	1.86	2.74	2.22	2.07	1.44	3.74	2.45	4.22	4.63	4.10
3.34	0.92	0.66	0.11	0.15	4.12	2.34	2.76	2.76	2.90	2.97	2.86	2.16	5.77	5.14	5.27	5.23	5.30
4.81	0.93	0.54	1.03	1.06	4.13	3.82	3.03	3.03	3.76	3.76	2.76	2.48	6.06	6.64	5.69	5.23	5.85
5.95	1.77	0.54	1.43	1.33	4.02	3.13	5.70	3.46	4.10	4.10	3.20	2.88	8.23	8.86	7.80	6.46	6.76
6.95	1.73	2.04	2.07	2.27	4.27	3.20	4.50	3.50	4.60	4.23	5.19	5.68	7.93	8.54	8.84	9.12	8.48
8.65	1.81	2.16	3.15	3.55	4.47	3.84	5.04	4.04	5.13	5.23	5.55	6.60	9.13	9.26	8.91	9.42	9.21
R²	0.4130	0.6647	0.8203	0.7959	0.4461	0.6167	0.8532	0.8366	0.8130	0.8321	0.8942	0.8932	0.9134	0.9150	0.9257	0.9196	0.9226
Gradien	0.2492	0.2052	0.2872	0.3092	0.6729	0.5248	0.6843	0.5453	0.6916	0.6772	0.6657	0.674	1.2769	1.2207	1.2083	1.189	0.1881
Error	2.93	3.30	3.02	2.95	1.29	1.92	1.24	1.72	1.10	1.18	1.24	1.50	1.13	1.11	1.05	1.06	1.03