

# RANCANG BANGUN PERANGKAT KALIBRASI SISTEM PENCITRAAN SPEKTRAL BERBASIS KAMERA DSLR

Tiper Korneles Muwarberto Uniplaita<sup>1\*</sup>

<sup>1)</sup> Fakultas Teknik/Universitas cenderawasih/Indonesia  
Email: [tiperuniplaita68@gmail.com](mailto:tiperuniplaita68@gmail.com)

## Info Artikel

Histori Artikel:  
Diterima Jan 05, 2024  
Direvisi Jan 25, 2024  
Disetujui Jan 30, 2024

## ABSTRACT

*Abstract Sistem pencitraan spektral merupakan susunan komponen optik untuk mengukur dan memetakan spektrum elektromagnetik pada citra tiga dimensi atau data cube. Penelitian ini bertujuan membangun perangkat kalibrasi guna melakukan pengukuran data cube lewat satu kali perekaman citra. Proses kalibrasi bertujuan menentukan matriks transformasi dari susunan komponen optik yang disusun berdasarkan metode Computed Tomography Imaging Spectrometry (CTIS). Penelitian ini berhasil mengimplementasikan sistem kalibrasi menggunakan perangkat akrilik yang terdiri dari empat bagian. Pertama, holding camera berupa plat akrilik yang mengikuti alur badan kamera agar stasioner. Kedua, spatial dot berupa titik-titik spasial dengan posisi yang saling stasioner untuk memberikan informasi spasial yang diketahui. Ketiga, guider berupa papan yang menghubungkan holding camera dengan spatial dot agar kedua bagian tersebut berada pada satu garis lengan yang sama. Keempat, LED Board berupa kumpulan LED dengan nilai panjang gelombang yang diketahui. Berdasarkan hasil kalibrasi, sistem ini menghasilkan data cube yang terdiri dari 16 band dengan jangkauan 675 – 735 nm dan resolusi spektral 15 nm, ukuran spasial 20 × 20 piksel.*

**Keywords:** kalibrasi, spektral, data cube, pencitraan, kamera DSLR

## ABSTRAK

*Abstrak Spectral imaging systems are an arrangement of optical components to measure and map the electromagnetic spectrum into a three-dimensional image known as a data cube. This research aims to develop a calibration device to capture data cube measurements from the visible light spectrum to near-infrared in a single image capture. The calibration process is intended to determine the transformation matrix for the optical component setup, which is arranged based on the Computed Tomography Imaging Spectrometry (CTIS) method. This study successfully implemented a calibration system using an acrylic device consisting of four parts. First, the holding camera, an acrylic structure that follows the camera body's contours, keeps the camera stationary. Second, the spatial dot, which consists of spatial points that remain stationary relative to each other, provides known spatial information. Third, the guider, a board that connects the holding camera to the spatial dot, ensures that both components are aligned on the same axis. Fourth, the LED Board is a collection of LEDs with known wavelengths. Based on the calibration results, this system produces a data cube consisting of 16 bands with a wavelength range of 675–735 nm, a spectral resolution of 15 nm, and a spatial size of 20 × 20 pixels.*

**Kata Kunci:** calibration, spectral, data cube, imaging, DSLR camera

---

## Penulis Korespondensi:

Tiper Korneles Muwarberto Uniplaita,  
Program Studi Teknik Elektro, Fakultas Teknik,  
Universitas Cenderawasih,  
Email: [tiperuniplaita68@gmail.com](mailto:tiperuniplaita68@gmail.com)

---

## 1. PENDAHULUAN

Pencitraan spektral adalah metode pengukuran spektrum dari penggabungan metode optical spectroscopy dan metode digital imaging. Hasil pencitraannya adalah sejumlah citra spektral yang merepresentasikan respons objek dari hasil interaksi dengan radiasi elektromagnetik. Gabungan citra spektral adalah data spektral yang berbentuk 3D dan disebut data cube.

Pengembangan sistem pencitraan spektral diinisiasi oleh NASA lewat sistem Multispectral Scanner (MSS). Sistem ini dikhususkan untuk aplikasi remote sensing. Sistem MSS dimuat pada satelit Landsat 1 yang diorbitkan tahun 1972 dan melakukan pengukuran data cube dari orbit bumi. Sistem MSS hanya menghasilkan empat citra spektral, sehingga pengaplikasiannya terbatas. Hasil pencitraan sistem MSS digunakan untuk menginterpretasikan data geologi pada dataran Coconio sebelah selatan Grand Canyon di Arizona [2]. Para peneliti berusaha untuk meningkatkan resolusi data cube yang dihasilkan oleh sistem pencitraan spectral lewat pengembangan sistem Airborne Imaging Spectrometry (AIS) pada tahun 1983 dan sistem Airborne Visible/Infrared Imaging Spectrometry (AVIRIS) pada tahun 1987. Sistem AIS dan AVIRIS dimuat pada pesawat terbang dan melakukan pengukuran data cube terhadap area di permukaan bumi. Kedua sistem ini mampu menghasilkan ratusan citra spektral di spektrum visible light dan near-infrared [3]. NASA juga mengembangkan sistem pencitraan spektral yang bernama Hyperion. Sistem Hyperion dimuat pada satelit NASA EO-1 yang diorbitkan tahun 2000. Sistem Hyperion mampu menghasilkan data cube yang terdiri dari 220 citra spektral pada rentang 400 – 2700 nm [4]. Data cube dari sistem Hyperion dapat digunakan untuk berbagai jenis aplikasi seperti pendeteksian kandungan mineral yang terdapat di permukaan bumi, atau pemetaan sumber air dan jenis vegetasi [5].

Potensi sistem pencitraan spektral yang ditunjukkan oleh NASA memunculkan minat para peneliti untuk mengembangkan sistem pencitraan spektral dengan dimensi yang lebih kecil dari sistem MSS, AIS, AVIRIS, dan Hyperion. Hal ini dimaksudkan untuk memperluas penerapan sistem pencitraan spektral di bidang aplikasi selain remote sensing. Salah satu bidang

aplikasi yang menggunakan sistem pencitraan spektral adalah bidang medis. Sistem pencitraan spectral digunakan sebagai alat bantu untuk panduan operasi dan deteksi penyakit seperti kanker dan tumor. Kanker dan tumor dideteksi berdasarkan perubahan konsentrasi hemoglobin dan tingkat saturasi oksigen yang menunjukkan aktivitas metabolisme sel. Perubahan tingkat saturasi oksigen dan konsentrasi hemoglobin mempengaruhi spektrum sel/jaringan, sehingga dapat dideteksi oleh sistem pencitraan spektral [6].

Review tentang pengaplikasian sistem pencitraan spektral di bidang medis yang dilakukan oleh Guolan Lu dan Baowei Fei pada tahun 2014 menyatakan tiga spesifikasi yang dibutuhkan sistem pencitraan spektral untuk diaplikasikan pada bidang medis [6]. Pertama, sistem dapat melakukan pengukuran di spektrum visible light hingga near-infrared. Kedua, sistem tidak menggunakan perangkat mekanik yang dapat menyebabkan distorsi pada data cube. Ketiga, sistem dapat melakukan pengukuran data cube secara real time lewat perekaman citra yang tidak berulang.

Renkoski dkk. [7] mengembangkan sistem pencitraan spektral dengan filter wheel untuk mendeteksi kanker ovarium. Filter wheel merupakan susunan filter cahaya dengan bandwidth yang berbeda-beda. Sistem [7] menggunakan filter wheel yang tersusun dari delapan filter cahaya dengan rentang 420 – 640 nm. Filter wheel digerakkan dengan perangkat mekanik untuk menyesuaikan posisi antara filter dengan objek dan sensor citra. Penggunaan perangkat mekanik pada sistem [7] menyebabkan distorsi data cube. Filter wheel dapat diganti dengan Liquid Crystal Tunable Filter (LCTF) untuk menghilangkan penggunaan perangkat mekanik. LCTF merupakan filter cahaya yang dibentuk dari bahan Liquid Crystal (LC). Struktur mikro dari LC dapat berubah karena perubahan level tegangan pada LCTF. Jika panjang gelombang cahaya sesuai dengan struktur LC, maka cahaya tersebut ditransmisikan dari LCTF [8]. Panasyuk dkk. [9] mengembangkan sebuah sistem pencitraan spektral dengan LCTF untuk mengidentifikasi sisa-sisa tumor setelah operasi. LCTF pada sistem [9] memiliki jangkauan pengukuran 450 – 700 nm.

Sistem [7] dan [9] melakukan pengukuran data cube lewat perekaman data yang berulang,

sehingga terjadi peningkatan waktu perekaman dan distorsi di data cube.

Habel dkk. [10] telah mengembangkan sebuah sistem pencitraan spektral dengan metode Computed Tomography Imaging Spectrometry (CTIS) pada tahun 2012. Sistem dengan metode CTIS menggunakan kisi difraksi untuk menghasilkan proyeksi elemen data cube dari bidang objek lewat satu kali perekaman citra. Sistem [10] tidak menggunakan perangkat mekanik atau filter cahaya seperti pada sistem [7] dan sistem [9]. Kisi difraksi pada sistem [10] menghasilkan proyeksi bidang objek di sensor citra yang terdiri dari area orde 0 dan area orde 1. Informasi spasial dan spektral pada area tersebut direkonstruksi dengan menggunakan algoritma Expectation Maximization (EM). Hasil rekonstruksi adalah data cube dari bidang objek. Sistem [10] menggunakan area orde 0 dan empat area orde 1 untuk merekonstruksi sebuah data cube. Data cube hasil rekonstruksi sistem [10] memiliki jangkauan 422 – 666 nm dan tersusun dari 54 citra spektral dengan ukuran spasial  $100 \times 100$  piksel. Sistem [10] memiliki kelemahan yaitu alokasi memori yang besar pada proses rekonstruksi dan efisiensi sensor citra yang rendah untuk memuat proyeksi elemen data cube. Hal ini membatasi resolusi data cube di sistem [10]. Sistem [10] menghasilkan data cube dengan ukuran spasial yang berukuran 2% dari ukuran spasial sensor citra. Kelemahan lain dari sistem [10] adalah jangkauan pengukuran yang terbatas pada spektrum visible light, sehingga pengaplikasian sistem [10] pada bidang medis atau bidang lainnya menjadi terbatas.

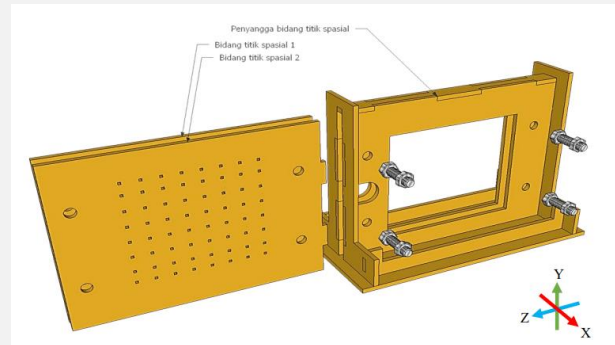
Penelitian ini bertujuan untuk merancang dan membangun perangkat kalibrasi untuk sistem pencitraan spektral dengan metode CTIS menggunakan bahan akrilik. Sistem pencitraan spectral yang dikalibrasi memiliki spesifikasi pengukuran 450 – 735 nm dengan resolusi spektral 15 nm dan ukuran spasial  $20 \times 20$  piksel, serta jumlah band 20.

## 2. METODE PENELITIAN

Metode penelitian ini berfokus pada perancangan perangkat kalibrasi yang terdiri dari dua aspek yaitu struktur perangkat kalibrasi dan penyangga perangkat kalibrasi. Perangkat kalibrasi berfungsi untuk menyediakan data spasial dan spektral. Penyangga perangkat kalibrasi berfungsi untuk mempertahankan

posisi perangkat kalibrasi. Perangkat dan penyangga perangkat kalibrasi yang digunakan pada penelitian ini adalah (1) bidang titik spasial dan penyangga bidang titik spasial, (2) board LED dan penyangga board LED, (3) bidang letak, dan (4) penyangga perangkat akuisisi.

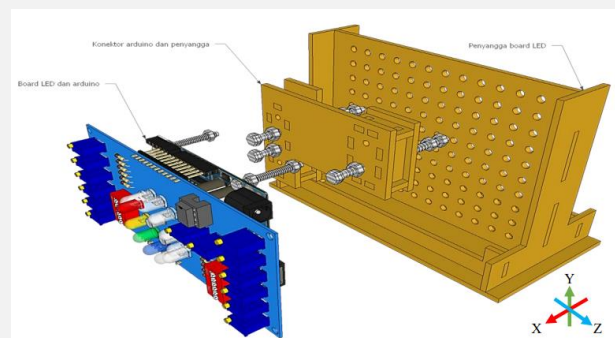
### 2.1 Bidang Titik Spasial dan Penyangganya



**Gambar 1** Bidang titik spasial dan penyangga bidang titik spasial

Perancangan bidang titik spasial dan penyangganya ditunjukkan Gambar 1. Bidang titik spasial tersusun dari 64 titik yang diatur dalam delapan baris. Setiap baris memuat delapan titik yang berdiameter 2 mm dan berjarak 5 mm dan 10 mm. Titik-titik tersebut berfungsi sebagai posisi spasial yang direkam oleh sistem pencitraan spektral. Struktur penyangga dirancang seperti bingkai untuk mempermudah pemasangan dan pelepasan bidang titik spasial. Pemasangan bidang titik spasial pada struktur bidang penyangga menggunakan mur dan baut untuk mencegah perubahan posisi dari bidang titik spasial saat proses kalibrasi.

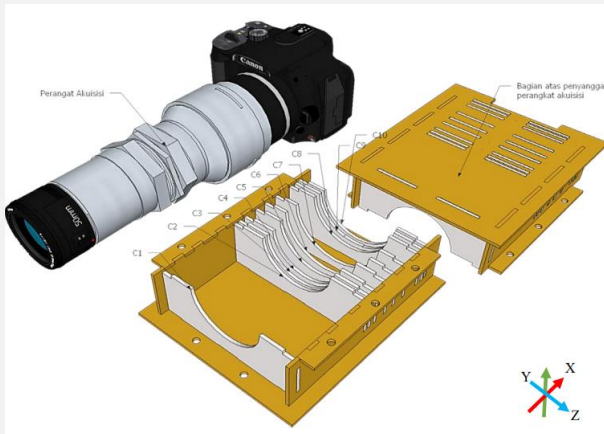
### 2.2 Board LED dan Penyangganya



**Gambar 2.** Board LED dan penyangga board LED

Perancangan penyangga board LED ditunjukkan di Gambar 2. Penyangga terdiri dari 120 titik yang berdiameter 3 mm. Setiap titik dipisahkan oleh jarak 10 mm. Board LED dapat ditempatkan di setiap titik pada struktur penyangga dengan menggunakan mur dan baut. Hal ini memungkinkan penyesuaian intensitas LED yang terproyeksi ke arah perangkat akuisisi dan posisi board LED terhadap bidang titik spasial. Pemasangan board LED pada struktur penyangga membutuhkan konektor karena jarak mur di board LED berbeda dengan jarak titik di struktur penyangga. Perangkat konektor memiliki dua sisi. Sisi pertama berhadapan dengan board LED. Sisi kedua berhadapan dengan struktur penyangga. Jarak titik di sisi pertama sama dengan jarak mur di board LED. Jarak titik di sisi kedua sama dengan jarak titik pada struktur penyangga.

### 2.3 Penyangga Perangkat Akuisisi

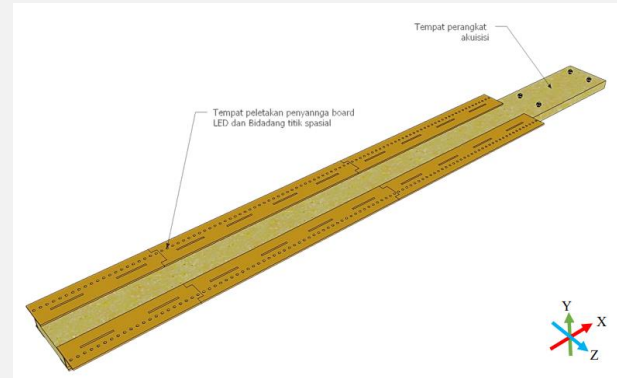


**Gambar 3** Perangkat Akuisisi dan Penyangganya

Bidang penyangga perangkat akuisisi terdiri dari dua bagian dengan struktur yang sama yaitu bagian alas dan bagian penutup. Bagian alas berfungsi untuk menopang perangkat akuisisi. Bagian penutup berfungsi untuk mengunci posisi perangkat akuisisi. Masing-masing bagian

terdiri dari 10 bidang yang berbentuk persegi seperti ditunjukkan pada Gambar 3. Bagian tengah dari bidang penyangga mengikuti struktur bagian luar perangkat akuisisi. Perangkat akuisisi dapat ditempatkan di bagian alas jika posisinya sesuai dengan struktur bidang pada bagian tersebut. Setiap bidang memiliki ukuran dan fungsi yang berbeda.

### 2.4 Struktur Bidang Letak

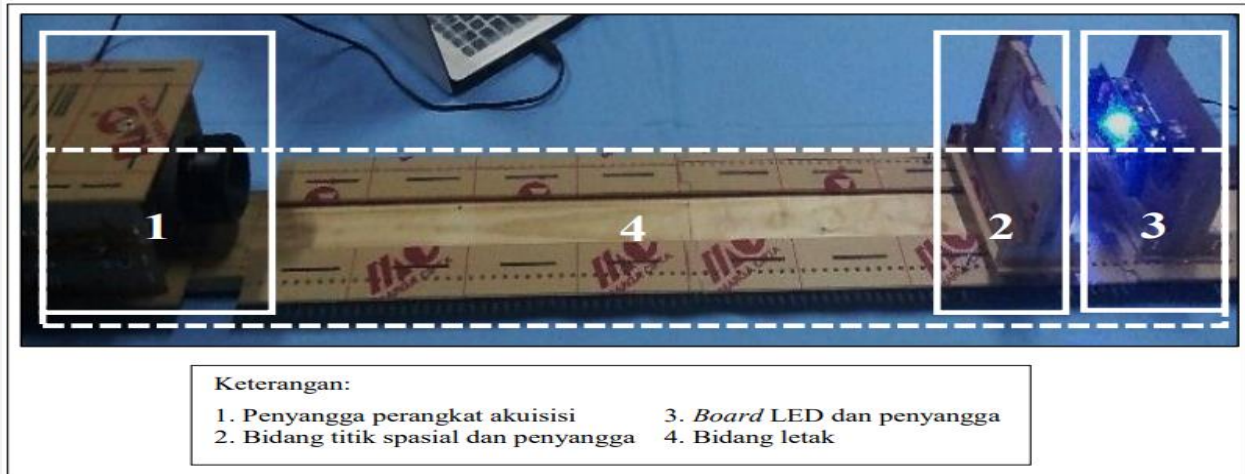


**Gambar 4** Struktur Bidang Letak

Perancangan struktur bidang letak ditunjukkan pada Gambar 4. Bidang letak berbentuk balok untuk mempermudah peletakan perangkat-perangkat kalibrasi. Bidang letak dikelompokkan menjadi dua bagian. Bagian pertama berfungsi sebagai tempat peletakan penyangga board LED dan penyangga bidang titik spasial. Bagian kedua berfungsi sebagai tempat peletakan penyangga perangkat akuisisi. Bagian pertama dan kedua terdiri dari titik berdiameter 2 mm dan 3 mm untuk mengunci posisi setiap perangkat kalibrasi. Penguncian dilakukan dengan menggunakan mur dan baut. Panjang bagian pertama disesuaikan dengan dimensi perangkat akuisisi. Panjang bagian kedua disesuaikan dengan jarak antara lensa imaging dengan objek pengukuran.



**Gambar 5** Keseluruhan Perangkat Kalibrasi



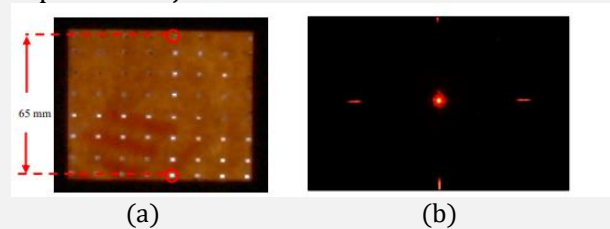
**Gambar 6** Hasil Implementasi Perangkat Kalibrasi

Keseluruhan perangkat akuisisi ditunjukkan pada Gambar 5. Penyangga perangkat akuisisi berhadapan dengan penyangga board LED dan penyangga bidang titik spasial, sehingga proyeksi cahaya LED yang melewati bidang titik spasial langsung mengarah ke perangkat akuisisi.

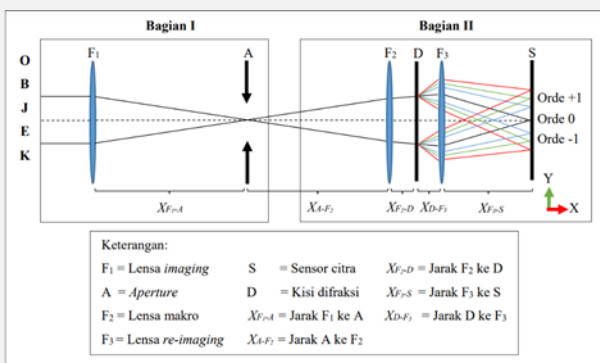
### 3. HASIL DAN PEMBAHASAN

Hasil implementasi perancangan perangkat kalibrasi ditunjukkan pada Gambar 6. Board LED digunakan sebagai sumber data spektral pada proses kalibrasi karena terdiri dari LED dengan panjang gelombang di area pengukuran sistem, yaitu 465 nm, 525 nm, 590 nm, 635 nm, dan 730 nm. Struktur penyangga perangkat kalibrasi dibuat dari bahan akrilik dan kayu karena kukuh dan mudah dibentuk.

disusun berdasarkan konfigurasi tersebut menghasilkan proyeksi bidang objek di sensor citra dengan luas  $65 \times 65 \text{ mm}^2$  dan memproyeksikan cahaya LED 730 nm dengan intensitas yang dapat dideteksi oleh sensor citra seperti ditunjukkan Gambar 8.



**Gambar 8** Citra data observasi hasil perekaman perangkat akuisisi. (a) Bidang titik spasial dengan panjang dan lebar 65 mm di area orde 0 citra data observasi. (b) Citra data observasi dari LED 730 nm (f-number: f/22, shutter speed: 32 detik, dan ISO: 100).

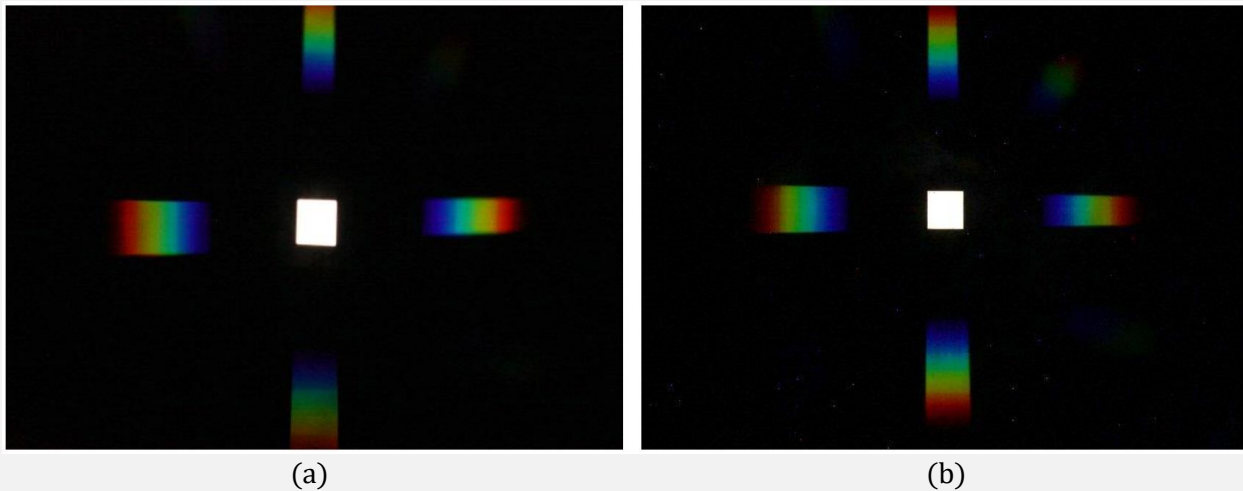


**Gambar 7** Acuan Konfigurasi Optik Perangkat Akuisisi

Penelitian diawali dengan penyusunan komponen optik pada perangkat akuisisi dengan acuan seperti ditunjukkan Gambar 7. Jarak lensa imaging  $F_1$  ke aperture A di bagian I perangkat akuisisi adalah 54 mm. Jarak objek ke perangkat akuisisi adalah 675 mm. Perangkat akuisisi yang

Luas bidang objek yaitu  $65 \times 65 \text{ mm}^2$  dihitung dari jarak titik pada bidang titik spasial yang terproyeksi di area orde 0 sensor citra. Citra data observasi yang merepresentasikan proyeksi bidang titik spasial di sensor citra ditunjukkan Gambar 7(a). Gambar 7(b) menunjukkan citra data observasi dari LED 730 nm yang direkam setelah penetapan jarak dan spesifikasi komponen optik di bagian I dan II.

Jarak antara lensa re-imaging  $F_3$  dan sensor citra di bagian II perangkat akuisisi adalah 18 mm. Jarak tersebut merupakan jarak standar struktur kamera Canon EOS 1000D dan lensa zoom 18 – 55 mm. Jarak antara lensa makro  $F_2$  dan kisi difraksi D adalah 4 mm. Jarak kisi difraksi D ke lensa re-imaging  $F_3$  adalah 5 mm. Kedua jarak tersebut ditetapkan berdasarkan jarak terdekat antara ketiga komponen pada konstruksi bidang



**Gambar 9** Citra data observasi dari kertas putih yang disinari dengan lampu halogen. (a) Hasil perekaman perangkat akuisisi pada konfigurasi pertama: jarak aperture A ke lensa makro F2 sebesar 100 mm. (b) Hasil perekaman perangkat akuisisi konfigurasi kedua: jarak aperture A ke lensa makro F2 sebesar 60 mm (f-number:  $f/22$ , shutter speed: 5 detik, dan ISO: 100).

penyangga yang bertujuan untuk memperpendek jalur proyeksi cahaya di perangkat akuisisi dan menyederhanakan konstruksi bidang penyangga.

Jarak aperture A ke lensa makro F2 ditentukan dari hasil percobaan empiris yang prosedurnya dijelaskan pada bagian III.1.1.2. Jarak aperture A ke lensa makro F2 pada konfigurasi pertama perangkat akuisisi adalah 100 mm. Jarak 100 mm ditentukan berdasarkan konfigurasi sistem [10] yang menetapkan nilai focal length lensa makro F2 sebagai jarak antara aperture A dan lensa makro F2. Hal ini bertujuan untuk memparalelkan berkas cahaya yang terproyeksi ke arah bidang kisi difraksi. Jarak aperture A ke lensa makro F2 pada konfigurasi kedua adalah 60 mm.

Hasil percobaan empiris dari konfigurasi pertama perangkat akuisisi ditunjukkan Gambar 9 (a). Komponen merah dari spektrum lampu halogen tidak terproyeksi di arah vertikal pada sensor citra. Tujuan percobaan empiris belum tercapai pada konfigurasi pertama, sehingga jarak aperture A ke lensa makro F2 diubah sesuai konfigurasi kedua. Hasil percobaan dari konfigurasi kedua di Gambar IV.2 (b) menunjukkan bahwa komponen merah dari spektrum lampu halogen terproyeksi di arah

vertikal dan horizontal sensor citra, sehingga jarak aperture A ke lensa makro F2 di konfigurasi kedua digunakan untuk menyusun perangkat akuisisi. Perangkat akuisisi yang disusun dari konfigurasi kedua mampu memproyeksikan berkas cahaya LED 730 nm pada bidang sensor citra seperti ditunjukkan Gambar 9(b). Berdasarkan hasil percobaan empiris, peningkatan jangkauan proyeksi area orde 1 pada bidang sensor citra masih dapat dilakukan dengan memperkecil jarak antara aperture A dan lensa makro F2 hingga kurang dari 60 mm. Hasil percobaan empiris juga menunjukkan bahwa luas area proyeksi pada bidang sensor citra berkurang seiring dengan pengurangan jarak antara aperture A dan lensa makro F2. Pengucilan luas area proyeksi pada sensor citra dapat menyebabkan pengurangan ukuran spasial dan spektral dari data cube. Selain itu, jarak batas antara area orde 0 dan orde 1 menjadi lebih dekat. Jika area orde 0 dan orde 1 berada pada posisi yang dekat, maka intensitas cahaya di area orde 1 dapat dipengaruhi oleh bias cahaya dari area orde 0. Cahaya yang terproyeksi di area orde 0 memiliki intensitas yang lebih besar dari cahaya di area orde 1. Berdasarkan kedua hal tersebut, pengurangan jarak relatif antara aperture A dan lensa makro F2 hanya dilakukan hingga jarak 60 mm.

#### 4. KESIMPULAN

Pengembangan sistem pencitraan spektral dengan menggunakan metode CTIS mampu menghasilkan jangkauan pengukuran sebesar 450 – 735 nm berdasarkan pengaturan posisi komponen-komponen optik sebagai berikut: (1) Lensa imaging F1 dengan focal length 50 mm ditempatkan 54 mm di depan aperture A yang memiliki ukuran  $5 \times 5$  mm<sup>2</sup>. (2) Aperture A ditempatkan 55 mm di depan lensa makro F2 yang memiliki focal length 100 mm. (3) Lensa makro F2 ditempatkan 2 mm di depan kisi difraksi D yang memiliki spesifikasi 625 kisi/mm. (d) Kisi difraksi D ditempatkan 4 mm di depan lensa re-imaging F3 yang memiliki focal length 18 mm. (e) Lensa re-imaging F3 ditempatkan 18 mm di depan sensor citra mengikuti struktur lensa zoom 18 – 55 mm dan kamera Canon DSLR.

#### DAFTAR PUSTAKA

- [1] Schaeppman, E. M. (2009): Imaging Spectrometers, 166 – 178 dalam Warner, A. T., Nellis, D. M., dan Foody, M. G., *The SAGA Handbook of Remote Sensing*, 568 hal, SAGE Publication Ltd, London.
- [2] Goetz, H. F. A. (2009): Three decades of hyperspectral remote sensing of the Earth: a personal view, *Remote Sens. of Environment*, 113, S5 – S16.
- [3] Goetz, H. F. A., Vane, G., Solomon, E. J., dan Rock, N. B. (1985): Imaging spectrometry for Earth remote sensing, *Sci.*, 228, 1147 – 1153.
- [4] Liao, L., Jarecke, J. P., Gleichauf, D., dan Hedman, T. (2000): Performance characterization of the Hyperion imaging spectrometer instrument, *Int. Symp. On Opt. Sci. and Technol.*, San Diego, 264 – 275.
- [5] Datt, B., McVicar, R. T., Niel, G. T., Jupp, B. L. D., dan Pearlman, S. J. (2003): Preprocessing EO-1 Hyperion hyperspectral data to support the application of agricultural indexes, *IEEE Trans. Geosci. Remote Sens.*, 41, 1246 – 1259.
- [6] Lu, G., dan Fei, B. (2014): Medical hyperspectral imaging: a review, *J. of Biomed. Optics*, 19.
- [7] Renkoski, E. T., Hatch, D. K., dan Utzinger, U. (2012): Wide-field spectral imaging of human ovary autofluorescence and oncologic diagnosis via previously collected probe data, *J. of Biomed. Optics*, 17.
- [8] Gat, N. (2000): Imaging spectroscopy using tunable filter: a review, *Proc. SPIE Wavelet Applicat. VII*, Florida, 50 – 64.
- [9] Panasyuk, V. S., Yang, S., Faller, V. D., Ngo, D., Lew, A. R., Freeman, E. J., dan Rogers, E. A. (2007): Medical hyperspectral imaging to facilitate residual tumor identification during surgery, *Cancer Biology Therapy*, 6, 439 – 446.
- [10] Habel, R., Kudenov, M., dan Wimmer, M. (2012): Practical spectral photography, *Comput. Graph. Forum*, 31, 449 – 458.
- [11] Green, J. (2003): Optical spectroscopy, 279 – 294 dalam Gauglitz, G., dan Vo-Dinh, T., *Handbook of Spectroscopy*, 538 hal., WILEY-VCH GmbH & Co. KGaA, Weinheim.
- [12] Barbe, F. D. (1975): Imaging devices using the charge coupled concept, *Proc. of the IEEE*, 63, 38 – 66.
- [13] Garini, Yuval, Young, T. I., dan McNamara, G. (2006): Spectral imaging: principles and application, *The J. of the Int. Soc. for Analytical Cytology*, 69, 735 – 747.
- [14] Shaw, A. G., dan Burke, K. H. (2003): Spectral imaging for remote sensing, *Lincoln Laboratory J.*, 14, 3 – 28.
- [15] Vane, G., Goetz, H. F. A., dan Wellman, B. J. (1984): Airborne imaging spectrometer: a new tool for remote sensing, *IEEE Trans. Geosci. Remote Sens.*, 22, 546 – 549.