

# Identifikasi Sifat Selektifitas Jaringan Biologi pada Spektrum *Near-Infrared* dengan Citra menggunakan Hukum Beer-Lambert

TOTO AMINOTO

Politeknik Jakarta III kementerian Kesehatan RI, Bekasi, Indonesia

*Received* 14 Agustus 2023 | *Revised* 19 September 2023 | *Accepted* 10 Oktober 2023

## ABSTRAK

*Sinar near-IR memiliki sifat selektifitas berupa koefisien atenuasi. Metode lain untuk melihat sifat selektifitas adalah menggunakan citra. Untuk menghasilkan citra tersebut digunakan fungsi ketebalan berdasarkan hukum Beer Lambert. Material yang digunakan adalah daging, kulit dan tulang dari ayam. Tujuan penelitian ini adalah menghasilkan citra berdasarkan fungsi ketebalan untuk mengetahui sifat selektifitas antara material. Hukum Beer Lambert menyatakan bahwa nilai intensitas akan teratenuasi tergantung dari fungsi eksponensial koefisien atenuasi dan ketebalannya. Dengan melinierkan persamaan tersebut, maka didapatkan nilai ketebalan suatu material. Hasil penelitian menunjukkan bahwa dengan menghitung nilai fungsi ketebalan, maka dapat ditampilkan citra. Pada citra tersebut antar material menunjukkan kontras rasio yang berbeda-beda. Sumber near-IR yang digunakan pada panjang gelombang 780 nm dan 980 nm. Hasil menunjukkan bahwa panjang gelombang 980 nm menunjukkan sifat selektifitas yang lebih baik.*

**Kata kunci:** *selektifitas, koefisien atenuasi, beer lambert, kontras rasio, pencitraan.*

## ABSTRACT

*Near-IR rays have accuracy properties in the form of an attenuation coefficient. Another method to see the nature of selectivity is to use imagery. A thickness function based on Beer-Lambert's law is used to produce this image. The materials used are meat, skin, and bones from chickens. This research aims to create images based on the thickness function to determine the nature of selectivity between materials. Beer-Lambert's law states that the intensity value will be attenuated depending on the exponential function of the attenuation coefficient and thickness. By linearizing this equation, we get the thickness value of a material. The research results show that an image can be displayed by calculating the thickness function value. In this image, the materials show different contrast ratios. Near-IR sources are used at wavelengths of 780 nm and 980 nm. The results show that the wavelength of 980 nm leads to better selectivity properties.*

**Keywords:** *selectivity, attenuation coefficient, Beer-Lambert law, contrast ratio, Imaging.*

## 1. PENDAHULUAN

Sinar near-IR merupakan suatu gelombang elektromagnetik yang mempunyai sifat selektifitas. Salah satu parameter untuk mengetahui sifat selektifitas ini adalah dengan melihat nilai absorpsi (**Chistyakov, dkk, 2023**). Hasil penelitian menunjukkan bahwa jika near-IR dilewatkan pada satu jenis material dengan Panjang gelombang yang berbeda maka nilai absorpsinya juga berbeda. Demikian halnya jika satu Panjang gelombang dilewatkan kepada material yang berbeda maka menghasilkan tingkat absorpsi yang berbeda pula (**Jacques, 2013**). Cara lain untuk mengetahui sifat selektifitas adalah dengan melihat citra masing-masing material (**Aminoto, dkk, 2019**). Material akan mempunyai sifat selektifitas ditunjukkan jika tingkat kecermerlangan tiap material berbeda-beda (**Belean, dkk, 2017**) (**Kauba, dkk, 2019**).

Untuk menghasilkan citra yang mampu menunjukkan sifat selektifitas, maka pengambilan citra harus secara transmisi. Metode pengambilan ini dinamakan tomografi (**Aumann, dkk, 2019**) (**Nammas, dkk, 2013**). Penggunaan sinar infrared untuk keperluan tomografi sudah banyak dikembangkan. Salah satu parameter penting yang digunakan untuk keperluan tomografi adalah nilai koefisien atenuasi (**Iida, dkk, 2020**) (**Yamato, dkk, 2019**). Hal ini karena Koefisien atenuasi dapat memberikan informasi sifat-sifat optik suatu material. Pengertian Koefisien atenuasi sendiri merupakan gambaran seberapa besar cahaya datang berkurang atau hilang dibandingkan dengan energi cahaya datang di permukaan. Pengurangan energi cahaya dikarenakan adanya proses absorpsi dan hamburan oleh sinar dan materi yang terkandung di dalamnya. koefisien atenuasi adalah fraksi berkas radiasi yang diserap pada saat radiasi menembus bahan setebal  $\Delta x$ .

Nilai koefisien atenuasi ini mampu menampilkan rasio selektifitas. Sifat ini muncul karena perbedaan tingkat intensitas (kecerahan) material yang dilaluinya, sehingga menimbulkan kontras rasio antar material yang berbeda. Selektifitas ini jika ditampilkan dalam bentuk citra akan nampak perbedaan kecerahan tiap-tiap material, sehingga mampu mendeteksi jenis-jenis material penyusunnya.

Tingkat kecerahan suatu material tergantung dari panjang gelombangnya. Hal ini berdasarkan teori hamburan *Rayleigh*. Berdasarkan teori tersebut tingkat intensitas (kecermerlangan) berbanding terbalik pangkat empat (4) dengan panjang gelombangnya (**Vinogradov, 2021**) (**Simatupang, 2013**) (**Simatupang, 2016**) (**Simatupang, 2017**). Oleh sebab itu dapat disimpulkan bahwa panjang gelombang mempengaruhi tingkat intensitas. Dengan demikian apabila sinar near-IR yang digunakan mempunyai panjang gelombang yang berbeda-beda maka akan menghasilkan nilai intensitas yang berbeda-beda pula meskipun dalam satu bahan yang sama (**Jacques, 2013**). Besarnya nilai intensitas yang melewati suatu material tergantung juga dengan ketebalannya. Hubungan antara ketebalan dengan intensitas keluarannya berbentuk eksponensial. Hal ini sesuai dengan hukum Beer Lambert (**Casasanta, dkk, 2018**). Dari persamaan Beer Lambert tersebut dapat ditentukan nilai koefisien atenuasi material berdasarkan nilai besarnya ketebalan dan intensitas. Dengan membuat persamaan Beer menjadi persamaan non linier akan dihasilkan hubungan koefisien atenuasi dengan ketebalannya. Hubungan tersebut adalah koefisien atenuasi berbanding terbalik dengan pangkat ketebalannya.

Dari berbagai literatur hasil percobaan hubungan antara nilai koefisien atenuasi dengan ketebalannya menunjukkan suatu persamaan non linier lebih mendekati eksponensial. Sehingga perlu dilakukan cara untuk menentukan nilai koefisien atenuasi yang valid. Salah satu cara untuk menentukan tingkat kevaliditas adalah jika dimasukan nilainya ke dalam persamaan

Beer maka akan menghasilkan citra yang mempunyai perbedaan kontras rasio yang lebih baik antar material. Citra yang ditampilkan ini merupakan fungsi ketebalan berdasarkan hukum Beer Lambert. Hubungan tersebut akan disimulasikan tingkat ketebalannya berupa bilangan pangkat.

Berdasarkan latar belakang diatas, maka Panjang gelombang berperan penting dalam proses tomografi untuk menampilkan citra berdasarkan fungsi ketebalan untuk menampilkan proses selektifitas. Pada percobaan sebelumnya para peneliti hanya melakukan penghitungan nilai koefisien atenuasi suatu material untuk mengetahui sifat selektifitas suatu material. Sehingga dalam penelitian ini perlu ditambahkan juga bahwa untuk mengetahui sifat selektifitas suatu material dapat diimplementasikan juga ke dalam bentuk citra. Untuk menghasilkan citra tersebut salah satunya dengan berbasis pada hukum Beer Lambert. Sehingga tujuan dalam penelitian ini adalah menampilkan citra fungsi ketebalan berdasarkan hukum Beer Lambert untuk mengetahui sifat selektifitas antara material daging, kulit dan tulang berbasis near-IR panjang gelombang 780 dan 980 nm.

## 2. METODA

Secara umum, persamaan atenuasi dapat dinyatakan dalam hukum Beer's Lambert (**Li, dkk, 2016**):

$$I = I_0 e^{-\mu_\lambda d} \quad (1)$$

dimana  $I_0$  adalah intensitas cahaya saat masuk ke material,  $I$  adalah intensitas cahaya setelah melewati material pada ketebalan  $d$  dan  $\mu_\lambda$  adalah koefisien atenuasi material yang merupakan fungsi panjang gelombang. Jika atenuasi  $T_\lambda$  adalah rasio output terhadap input intensitas:

$$T_\lambda = \frac{I}{I_0} = e^{-\mu(\lambda)d} \quad (2)$$

Maka Persamaan (2) dapat ditulis ulang sebagai:

$$\mu_\lambda = \frac{-\ln T_\lambda}{d} = \frac{\ln T_\lambda^{-1}}{d} \quad (3)$$

Persamaan (3) diatas selanjutnya jika diuraikan menjadi persamaan non linear sebagai berikut (**Konishi, 2014**)( **Mahmoudi, 2018**):

$$\mu_\lambda = \beta_0 + \beta_1 \frac{1}{d_i^n} \quad (4)$$

Dimana  $n=1,3,5$

dimana  $d_i$  adalah variasi ketebalan material,  $n$  adalah pangkat dari variasi ketebalan  $\beta_0$  adalah prediksi nilai asymptot dan  $\beta_1$  adalah koefisien ketebalan material. Pada Persamaan (4) terlihat bahwa koefisien atenuasi akan asymptotic ke suatu nilai jika material semakin tebal. Selanjutnya jika suatu sinar near-IR melewati material yang tersusun dari daging, kulit dan tulang dengan ketebalan masing-masing maka Persamaan (2) dapat dijabarkan sebagai berikut (**Aminoto, dkk, 2022**):

$$T_\lambda = e^{-\mu_{d\lambda} d_d} \cdot e^{-\mu_{k\lambda} d_k} \cdot e^{-\mu_{t\lambda} d_t} \quad (5)$$

Where:

$\mu_{d\lambda}$ : Koefisien atenuasi Daging

$\mu_{k\lambda}$  : Koefisien atenuasi Kulit

$\mu_{t\lambda}$  : Koefisien atenuasi tulang

Selanjutnya Persamaan (5) menjadi suatu persamaan linear dengan melakukan transformasi logarithmic natural ( $\ln$ ) sebagai berikut.

$$\ln T_\lambda = -[\mu_{d\lambda}d_d + \mu_{k\lambda}d_k + \mu_{t\lambda}d_t] \quad (6)$$

Persamaan (6) merepresentasikan suatu persamaan linear suatu koordinat dari suatu gambar yang diambil dengan Panjang gelombang tertentu. Pada Persamaan 6 diatas jika diletakan dalam suatu prepareate dengan ketebalan yang sama maka persamaan berubah menjadi.

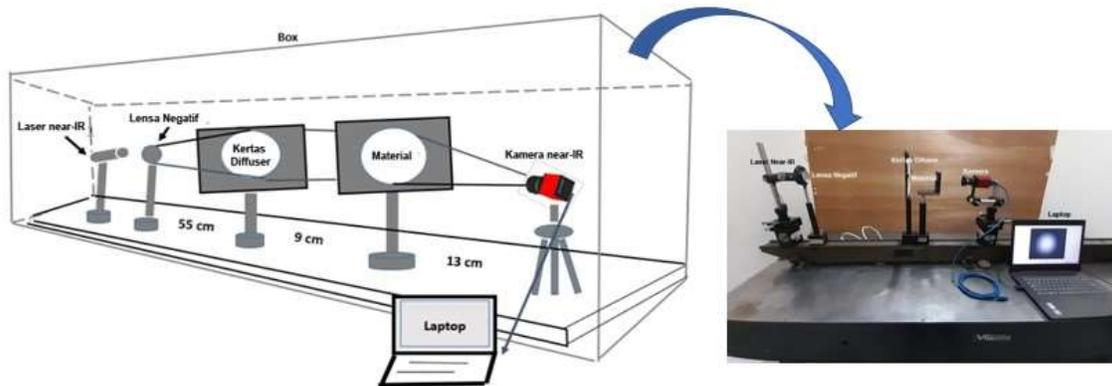
$$d_d = d_k = d_t = d_m \quad (7)$$

$$\frac{\ln T_\lambda}{\mu_{d\lambda} + \mu_{k\lambda} + \mu_{t\lambda}} = d_m \quad (8)$$

Ketebalan ini selanjutnya ditampilkan ke dalam bentuk citra (**Kirana, dkk, 2021**)

$$d_m(x, y) = \begin{bmatrix} x_m(0, 0) & x_m(0, 1) & \dots & x_m(0, N - 1) \\ x_m(1, 0) & x_m(1, 1) & \dots & x_m(1, N - 1) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ x_m(M - 1, 0) & x_m(M - 1, 1) & \dots & x_m(M - 1, N - 1) \end{bmatrix} \quad (9)$$

Didalam penelitian ini, metoda pengambilan *image* dilakukan secara transmitan seperti terlihat pada Gambar 1 berikut.



**Gambar 1. Setting Peralatan Percobaan Mode Transmitan**

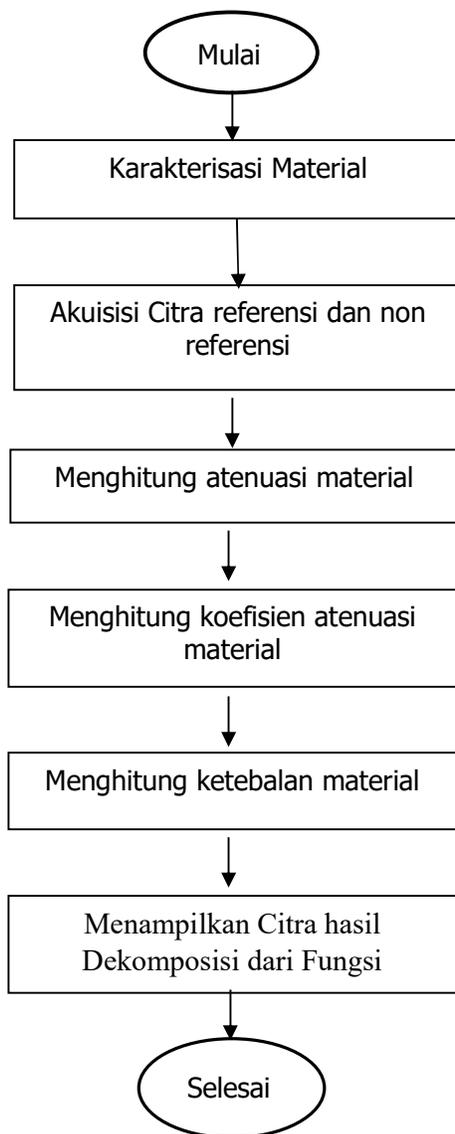
Urutan instrumen seperti ditunjukkan pada Gambar 1 diatas. Pertama laser near-IR dilewatkan melalui lensa negative, kemudian sinar yang keluar dari lensa dilewatkan lagi ke kertas diffuser selanjutnya hasil keluaran sinar tersebut di transmisikan ke material. Hasil sinar transmitan yang melewati material tersebut ditangkap oleh kamera near-IR.

Instrumen yang digunakan Laptop merk Lenovo Ideapad 330. Laptop ini berguna untuk pemrosesan data dan melihat hasil image selektifitas bahan daging, kulit dan tulang. Laser yang digunakan ada 2 buah yaitu laser diode 780 nm 120 mW dan 980 nm 100 mW. Lensa negatif ada dua buah masing-masing dengan titik fokus 5 cm. Kedua lensa dipasang berimpit, tujuannya untuk mendivergenkan sinar near-IR agar diameter menjadi lebar. Kamera near-IR

## Identifikasi Sifat Selektifitas jaringan Biologi pada Spektrum *Near-Infrared* dengan Citra Menggunakan Hukum Beer-Lambert

dengan merk Thorlab CMOS CS505MU. lensa kamera yang digunakan adalah [MVL5M23](#). Berguna untuk membentuk *Field of view* agar bayangan tersebut dapat ditangkap oleh layar. Sedangkan Kertas diffuser diletakan diantara phantom dan kamera. Kertas difuser untuk meratakan penyebaran distribusi sinar. Material yang digunakan untuk penelitian ini adalah daging, kulit dan tulang dari ayam.

Sinar laser dilewatkan pada lensa negative sehingga diameter output laser menjadi lebar. Diameter lebar ini berguna untuk memenuhi *Region of Interest (ROI)* dari material. Tujuannya agar dapat terjangkau oleh sinar near-IR. Kemudian material terakuisisi kamera (**ANAM, 2023**). Hasil akuisisi ini di lakukan pemrosesan di laptop.



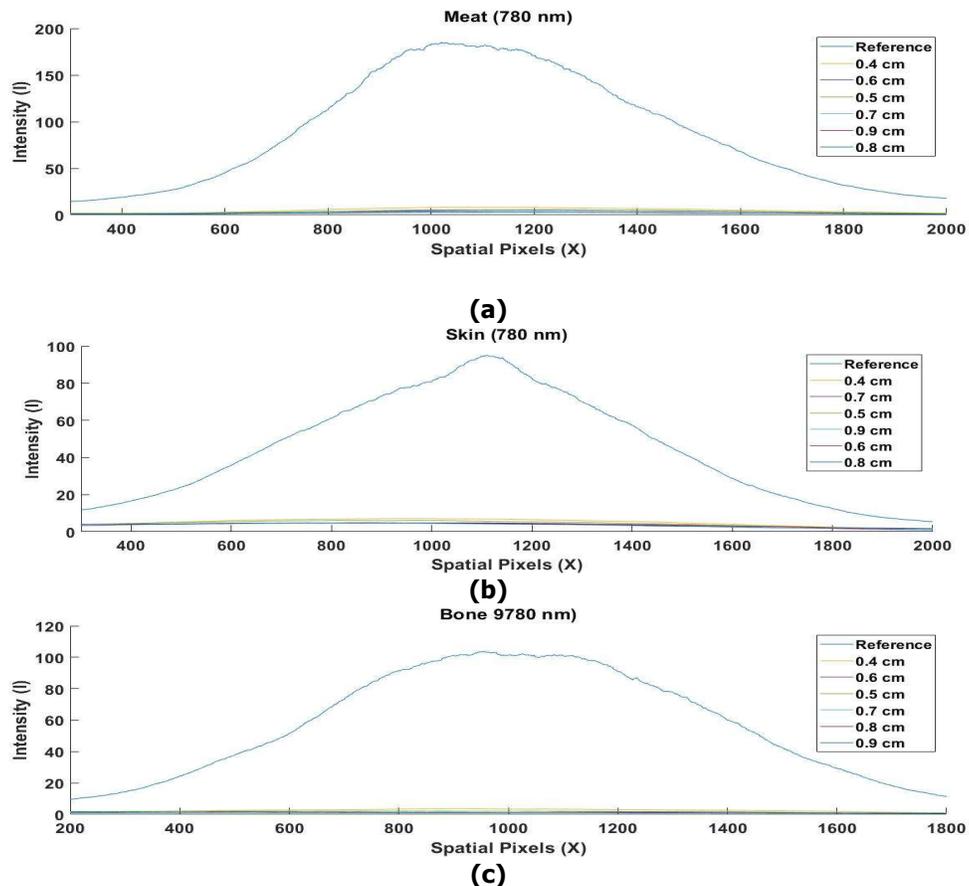
**Gambar 2. Diagram Alir Penelitian**

Pada diagram alir Gambar 2 maka dapat dijelaskan. Material yang akan digunakan dipersiapkan terlebih dahulu. Material yang disiapkan diantaranya daging, kulit dan tulang. Akuisisi berupa citra dilakukan untuk menghasilkan citra referensi dan citra hasil variasi

ketebalan masing-masing material. Akuisisi citra ini dilakukan dengan menggunakan panjang gelombang yang berbeda. Setelah mendapatkan beberapa citra, dilakukan penghitungan nilai atenuasi untuk masing-masing material pada ketebalan yang berbeda dan panjang gelombang yang berbeda. Dengan membagi nilai atenuasi dengan ketebalannya maka didapatkan nilai koefisien atenuasi tiap ketebalan dalam satu panjang gelombang. Dengan menggunakan regresi non-linier dihasilkan nilai koefisien atenuasi suatu bahan pada panjang gelombang tertentu. Untuk menampilkan sebuah citra, maka dihitung nilai ketebalannya berdasarkan Persamaan 8. Nilai ketebalan ini ditampilkan dalam sebuah citra.

### 3. HASIL DAN PEMBAHASAN

Sebelum dilakukan proses tomografi, maka material daging, kulit dan tulang ayam diukur terlebih dahulu nilai koefisien atenuasinya. Material yang akan diukur semuanya ditumbuk halus dan dimasukkan ke dalam glass box. Ketebalannya bervariasi yaitu 0.4 cm, 0.5 cm, 0.6 cm, 0.7 cm, 0.8 cm dan 0.9 cm. Langkah pertama adalah mengakuisisi citra tanpa material. Desain percobaan ditunjukkan seperti pada Gambar 1. Hasil akuisisi citra tanpa material ini dinamakan dengan citra referensi. Selanjutnya dilakukan lagi akuisisi citra dengan memvariasi tingkat ketebalannya. Citra-citra tersebut divisualisasikan ke dalam suatu kurva untuk mendapatkan beam *profile*. Sinar laser yang digunakan untuk prosese ini terdiri dari dua buah dengan Panjang gelombang 780 nm dan 980 nm.

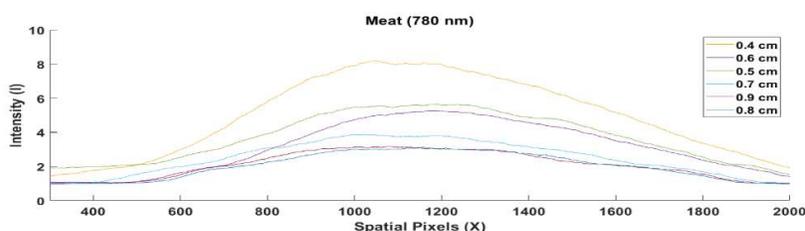


**Gambar 2. Beam Profile Citra (a) daging (b) Kulit dan (c) Tulang**

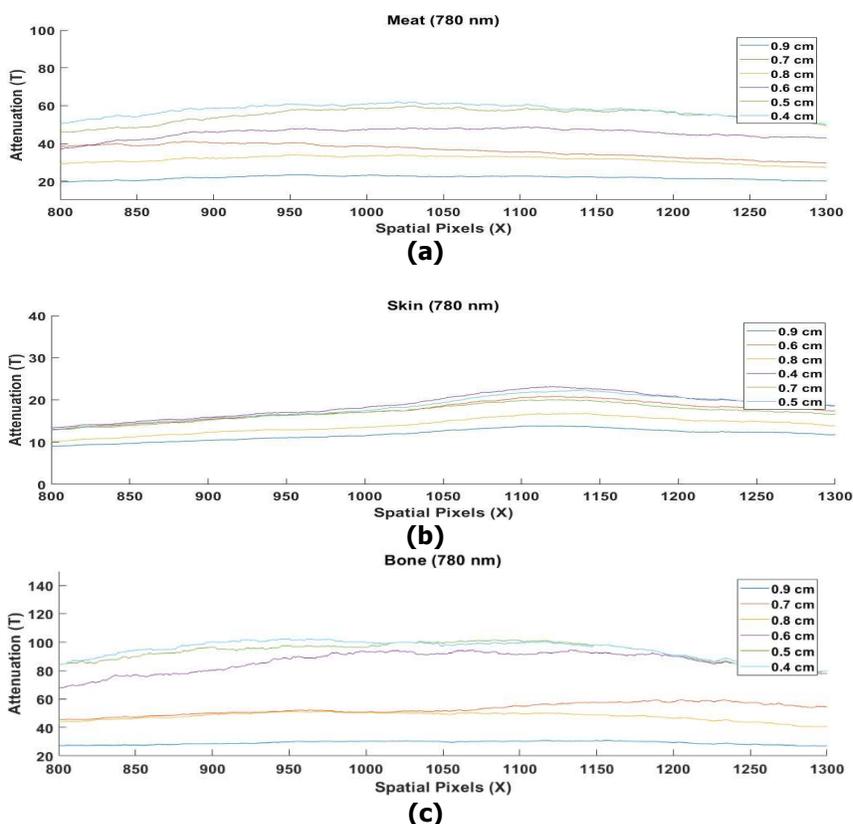
## Identifikasi Sifat Selektifitas jaringan Biologi pada Spektrum *Near-Infrared* dengan Citra Menggunakan Hukum Beer-Lambert

Pengukuran beam *profile* ini bervariasi pada ketebalan 0.4 cm-0.9 cm. Intensitas sinar yang digunakan pada pengukuran beam profile yang melewati material adalah intensitasnya sama sewaktu dilakukan untuk mengakuisisi citra referensi. Output intensitas laser near-IR yang digunakan diatur sedemikian rupa supaya tidak terjadi saturasi pada sensor camera. Intensitas untuk menampilkan beam profile diambil berupa garis vertikal dari citra referensi dan citra hasil akuisisi berbagai variasi ketebalan. Hasil kurva beam profile pada material daging, kulit dan tulang pada panjang gelombang 780 nm ditunjukkan pada Gambar 2.

Hasil kurva beam profile baik pada material daging, kulit dan tulang baik citra referensi atau citra hasil akuisisi variasi ketebalan menunjukkan bentuk kurva gaussian. Nilai intensitas yang dilewatkan pada berbagai ketebalan terlihat lebih rendah dari kurva beam profile citra referensi, sehingga tidak Nampak. Gambar 3 menunjukkan hasil kurva beam profile bentuk Gaussian untuk material daging pada panjang gelombang 780 nm, jika citra referensi dihilangkan (Dytso, dkk, 2018) (Liu, dkk, 2019).



**Gambar 3. Beam Profile Daging**



**Gambar 4. Hasil Pengukuran Atenuasi dari Berbagai Variasi Ketebalan (a) Daging, (b) Kulit dan (c) Tulang**

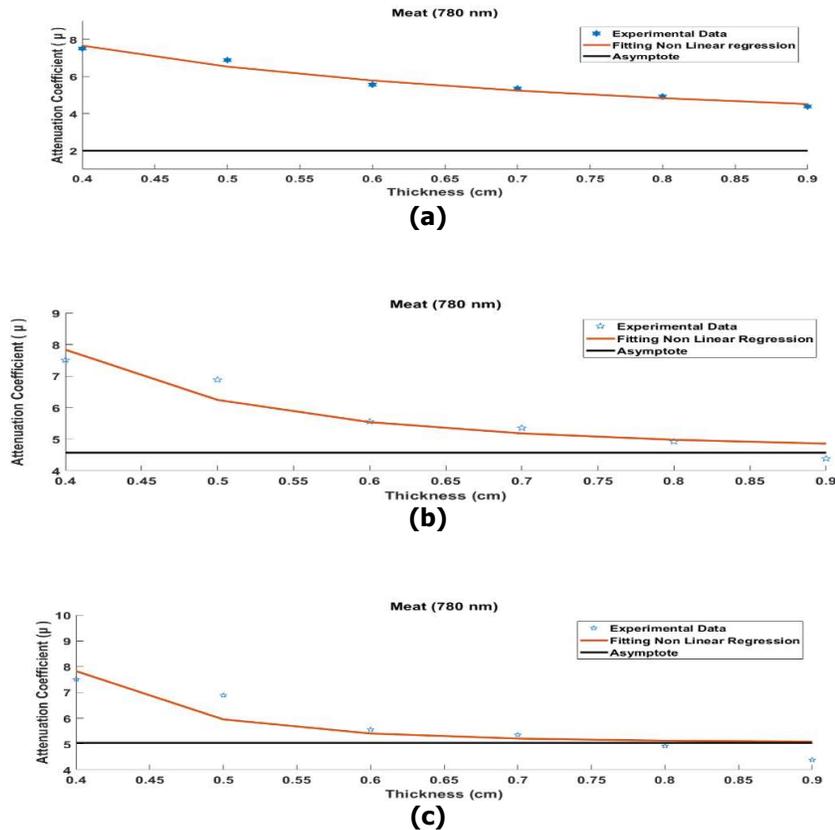
Selanjutnya menentukan besarnya nilai atenuasi sesuai Persamaan 2. Nilai atenuasi ini adalah hasil pengukuran material biologis diatas, didapat dengan membagi besarnya intensitas berupa garis hasil variasi ketebalan dengan intensitas garis referensi. Salah satu hasil perhitungan Persamaan 2 ini menghasilkan garis lurus horisontal, seperti yang ditunjukkan pada Gambar 4.

Terlihat pada Gambar 4 menunjukkan bahwa pada ketebalan berapapun seharusnya nilai atenuasi menunjukkan garis horizontal yang lurus. Pada Gambar 4 nampak bahwa garis terlihat tidak lurus sempurna. Salah satu penyebabnya adalah adanya pengaruh *noise*. Salah satu penyebab noise ini menghasilkan beam profile yang tidak sempurna merata. Untuk mengatasi hal tersebut dilakukan *moving average* (Aziza, 2022). Berdasarkan Persamaan(3) jika nilai atenuasi dibagi dengan ketebalan material maka akan mendapatkan nilai koefisien atenuasi.

$$\mu_{\lambda} = 2.009 + 2.264 \frac{1}{d_i^1} \tag{10}$$

$$\mu_{\lambda} = 4.567 + 0.209 \frac{1}{d_i^3} \tag{11}$$

$$\mu_{\lambda} = 5.039 + 0.029 \frac{1}{d_i^5} \tag{12}$$



**Gambar 5. Variasi Perhitungan Koefisien Atenuasi Material Daging. (a) Pangkat 1(satu), (b) Pangkat 3 (tiga dan ( c ) Pangkat 5 (lima)**

Selanjutnya dilakukan pengukuran nilai koefisien atenuasi daging, kulit dan tulang pada wavelength 780 nm dengan ketebalan 0,4 cm, 0,5 cm, 0,6 cm, 0,7 cm, 0,8 cm dan 0,9 cm. hasil pengukuran variasi ketebalan ini menghasilkan nilai pengukuran koefisien atenuasi yang tidak sama. Jika diplotkan kedalam suatu grafik maka akan menghasilkan suatu persamaan eksponensial. Untuk memprediksi nilai sebenarnya dari koefisien atenuasi tersebut, diperlukan

suatu modeling berbasis pada hasil pengukuran atas beberapa ketebalan yang berbeda. Hasil pemodelan yang digunakan adalah persamaan regression non linear dengan merujuk pada Persamaan 4. Untuk menghasilkan tomografi yang memperlihatkan citra selektivitas maka dilakukan simulasi terhadap pangkat ketebalannya. Hasil pengukuran koefisien atenuasi untuk pangkat satu dihasilkan Persamaan 10. Hasil regresi nonlinear pengukuran koefisien atenuasi daging, untuk pangkat satu ditunjukkan pada Persamaan 10, pangkat tiga Persamaan 11 dan pangkat lima Persamaan 12.

Terlihat dari hasil pengukuran, semakin tebal materialnya, maka nilai koefisien atenuasi menuju ke suatu nilai tertentu yang stabil. Sehingga nilai koefisien atenuasi diambilkan nilai asymptotnya. Pada Gambar 4 (a) asymptote dihasilkan dari regresi non linear pangkat 1(satu), Gambar 4(b) regresi non linear pangkat 3(tiga) dan 4( c ) regresi non linier pangkat 5(lima). Terlihat bahwa semakin tinggi pangkatnya maka asimtot akan semakin tinggi nilainya. Dengan menggunakan metoda yang sama seperti telah diuraikan diatas, selain material daging, juga dilakukan karakterisasi pada beberapa materi yang lain yaitu kulit dan tulang pada panjang gelombang 780 nm dan 980 nm. Hasil pengukuran koefisien atenuasi dari masing-masing jenis material pada Panjang gelombang tertentu. hasil perhitungan nilai koefisien atenuasi dituliskan pada Tabel berikut:

**Tabel 1. Koefisien Atenuasi Berdasarkan Persamaan  $\mu_{\lambda} = \beta_0 + \beta_1 \frac{1}{d^1}$**

Wavelength ( $\lambda$ )	Daging	Kulit	Tulang
780 nm	2,009±0,110	0,887±0,145	2,434±0,271
980 nm	2,069±0,219	0,6974±0,213	1,337±0,108

**Tabel 2. Koefisien Atenuasi Berdasarkan Persamaan  $\mu_{\lambda} = \beta_0 + \beta_1 \frac{1}{d^3}$**

Wavelength ( $\lambda$ )	Daging	Kulit	Tulang
780 nm	4,566 ± 0,110	3,356 ± 0,253	5,215±0,111
980 nm	3,428±0,231	2,604±0,122	4,359±0,233

**Tabel 3. Koefisien Atenuasi Berdasarkan Persamaan  $\mu_{\lambda} = \beta_0 + \beta_1 \frac{1}{d^5}$**

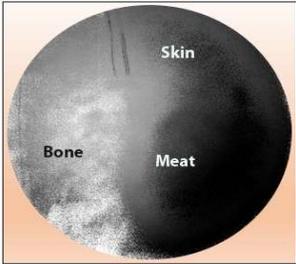
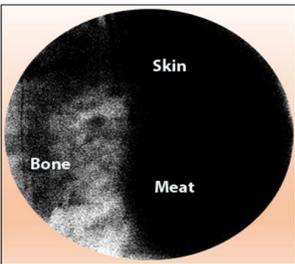
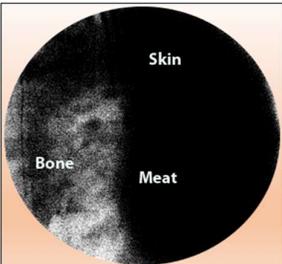
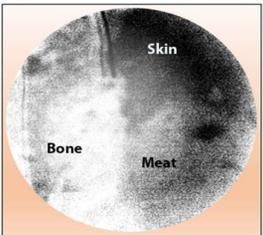
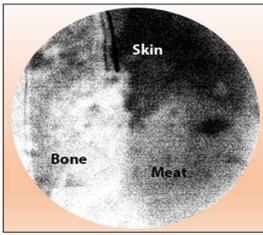
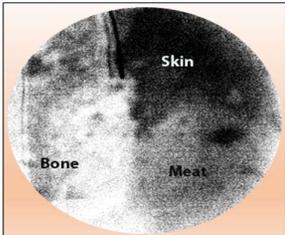
Wavelength ( $\lambda$ )	daging	kulit	Tulang
780 nm	5,038±0,378	3,814±0,100	5,728±0,132
980 nm	3,68±0,190	2,956±0,211	4,916±0,290

Sebelum dilakukan akuisisi citra, maka disusun suatu bentuk material daging, kulit dan tulang yang disusun sedemikian rupa, ketebalan ketiga material dibuat sama. Susunan ini ditunjukkan pada Gambar 6.



**Gambar 6. Komposisi Material**

Hasil perhitungan koefisien atenuasi pada masing-masing Persamaan 4, kemudian dimasukkan pada Persamaan 8. Hasil citra berdasarkan fungsi ketebalan ini kemudian ditampilkan. Hasil citra tomografi selektivitas ini ditunjukkan pada Gambar 7.

Panjang gelombang ( $\lambda$ )	$\mu_\lambda = \beta_0 + \beta_1 \frac{1}{d_i^1}$	$\mu_\lambda = \beta_0 + \beta_1 \frac{1}{d_i^3}$	$\mu_\lambda = \beta_0 + \beta_1 \frac{1}{d_i^5}$
780 nm			
	(a)	(b)	(c)
980 nm			
	(a)	(b)	(c)

**Gambar 7. Hasil Citra Selektivitas Panjang gelombang 780 nm dan 980 nm**

Dari gambar terlihat bahwa pada Panjang gelombang 780 nm menggunakan metode pada Gambar 7(a),(b) dan (c) tidak menunjukkan kontras rasio antar material sehingga sifat selektivitas kurang dapat ditunjukkan. Seperti kontras rasio antara kulit dan daging hampir tidak ada. Warna kedua material tersebut sama hitam. Sedangkan pada Panjang gelombang 980 nm menggunakan metode 7(a), 7(b) dan 7(c) menunjukkan kontras rasio antar material sehingga sifat selektivitas dapat ditunjukkan. Hal ini ditandai dengan tingkat kecermerlangan material yang terdegradasi berbeda-beda. Baik material daging, kulit dan tulang menunjukkan perbedaan tingkat kecermerlangan yang berbeda-beda. Dimana material kulit nampak lebih hitam, sedangkan daging terlihat lebih gray dan tulang terlihat lebih putih. Dalam hal ini citra selektivitas paling baik adalah jika pangkat ketebalannya adalah terbalik pangkat 5 terhadap

koefisien atenuasinya. Dalam percobaan belum menghasilkan citra selektifitas yang sempurna seperti pada area tulang. Pada area citra tulang masih terdapat warna hitam. Hal ini dapat terjadi karena posisi material yang diletakkan horizontal dan material ditumbuk jadi tingkat kepadatan material tersebut dapat berubah.

#### 4. KESIMPULAN

Citra transmisi untuk menunjukkan sifat selektifitas material daging, kulit dan tulang menggunakan sinar near-infrared berhasil dilakukan. Pada penelitian ini sifat-sifat selektifitas berhasil ditunjukkan. Salah satu parameternya adalah ditunjukkan tingkat kontras rasio antar material daging, kulit dan tulang yang tergradasi berbeda. Hasil penelitian menunjukkan panjang gelombang 780 nm tidak dapat menunjukkan sifat selektifitas sedangkan pada Panjang gelombang 980 nm berhasil menunjukkan selektifitas. Masing-masing material mempunyai karakteristik terhadap Panjang gelombang tertentu. Dengan demikian penggunaan Panjang gelombang mempengaruhi tingkat kualitas citra hasil selektifitas. Untuk penelitian selanjutnya perlu dilakukan pengembangan metode lain sebagai penentu tingkat kualitas citra selektifitas yang lebih akurat dengan menambahkan jumlah laser dengan Panjang gelombang yang berbeda dan penambahan jenis material.

#### DAFTAR RUJUKAN

- Aminoto, T., Priambodo, P. S., & Sudiby, H. (2019). *Optical imaging for human body medical analysis using polychromatic infrared LED 700-1100nm*. AIP Conference Proceedings.
- Aminoto, T., Priambodo, P. S., & Sudiby, H. (2022). Image Decomposition Technique Based on Near-Infrared Transmission. *Journal of Imaging*, 8(12), 322.
- Anam, F. C., Samsuri, F., & Simatupang, J. W. (2023). Prototipe Chromameter Untuk Deteksi Bumper Berbasis Raspberry Pi-4 Dan Sensor As7341. *ELKOMIKA: Jurnal Teknik Energi Elektrik, Teknik Telekomunikasi, & Teknik Elektronika*, 11(3), 677.
- Aumann, S., Donner, S., Fischer, J., & Müller, F. (2019). Optical coherence tomography (OCT): principle and technical realization. *High Resolution Imaging in Microscopy and Ophthalmology*, 59-85.
- Aziza, J. N. A. (2022). Perbandingan Metode Moving Average, Single Exponential Smoothing, dan Double Exponential Smoothing Pada Peramalan Permintaan Tabung Gas LPG PT Petrogas Prima Services. *Jurnal Teknologi dan Manajemen Industri Terapan*, 1(1), 35-41.
- Belean, B., Streza, M., Crisan, S., & Emerich, S. (2017). Dorsal hand vein pattern analysis and neural networks for biometric authentication. *Stud. Inf. Control*, 26(3), 305-314.
- Casasanta, G., & Garra, R. (2018). Towards a generalized Beer-Lambert law. *Fractal and Fractional*, 2(1), 8.

- Chistyakov, V., Sidorenko, M., Sayanskiy, A., & Rybin, M. (2023). Quasicrystalline Structures with Narrow-Band Frequency–Angular Selectivity. *JETP Letters*, *117*(10), 742-746.
- Dytso, A., Bustin, R., Poor, H. V., & Shamaï, S. (2018). Analytical properties of generalized Gaussian distributions. *Journal of Statistical Distributions and Applications*, *5*(1), 6. doi:10.1186/s40488-018-0088-5
- Iida, T., Jin, T., & Nomura, Y. (2020). Monte Carlo Modeling of Near-infrared Fluorescence Photon Migration in Breast Tissue for Tumor Prediction. *Advanced Biomedical Engineering*, *9*, 100-105.
- Jacques, S. L. (2013). Optical properties of biological tissues: a review. *Physics in Medicine & Biology*, *58*(11), R37.
- Kauba, C., Prommegger, B., & Uhl, A. (2019). Combined fully contactless finger and hand vein capturing device with a corresponding dataset. *Sensors*, *19*(22), 5014.
- Kirana, K. C., & Kom, M. (2021). *Pengolahan Citra Digital: Teori dan Penerapan Pengolahan Citra Digital pada Deteksi Wajah*: Ahlimedia Book.
- Konishi, S. (2014). *Introduction to multivariate analysis: Linear and nonlinear modeling*.
- Li, W., Batteux, F., Araujo, S., Delpouve, N., Saiter, J. M., Tan, L., & Negahban, M. (2016). *Measurement of Beer-Lambert Attenuation Coefficient and Curing Kinetics Power Order: A Method Based on Rapid-Scan FTIR During Laser Curing on an ATR*. Paper presented at the Macromolecular Symposia.
- Liu, Y., Li, J., Sun, S., & Yu, B. (2019). Advances in Gaussian random field generation: a review. *Computational Geosciences*, *23*(5), 1011-1047.
- Mahmoudi, M. R. (2018). On comparing two dependent linear and nonlinear regression models. *Journal of Testing and Evaluation*, *47*(1), 449-458.
- Nammas, W., Ligthart, J. M., Karanasos, A., Witberg, K. T., & Regar, E. (2013). Optical coherence tomography for evaluation of coronary stents in vivo. *Expert review of cardiovascular therapy*, *11*(5), 577-588.
- Simatupang, Joni Welman, and San-Liang Lee. "Transfer Matrix Analysis of Backscattering and Reflection Effects on Wdm-Pon Systems." *Optics Express* *21*, no. 23 (2013): 27565-77.
- Simatupang, Joni W. "Theoretical Analysis of Backreflections in Bidirectional Wavelength Division Multiplexing-Passive Optical Networks." *Buletin Teknik Elektro dan Informatika (Bulletin of Electrical Engineering and Informatics)* *2*, no. 1 (2013): 45-52.
- Simatupang, J. W., and Lin S. C. (2016). A Study on Rayleigh Backscattering Noise in Single Fiber Transmission Pon. *Int. J. Innov. Res. Technol. Sci.* *4*(3), 11-15.

Identifikasi Sifat Selektifitas jaringan Biologi pada Spektrum *Near-Infrared* dengan Citra Menggunakan Hukum Beer-Lambert

- Simatupang, J. W., and Pukhrambam, P. D. (2017). Theoretical Analysis of Single-Fiber Transmission over Wdm-Pon Systems. *Teknologi Indonesia*, 40(2), 87-96.
- Vinogradov, A., Shishkov, V. Y., Doronin, I., Andrianov, E., Pukhov, A., & Lisyansky, A. (2021). Quantum theory of Rayleigh scattering. *Optics Express*, 29(2), 2501-2520.
- Yamato, H., Iida, T., Jin, T., & Nomura, Y. (2019). Monte Carlo evaluation of in vivo neuroimaging using quantum dots with fluorescence in the second window of near-IR region. *Advanced Biomedical Engineering*, 8, 105-109.