



UNIVERSITAS INDONESIA

**DISAIN JARAK DAN SUDUT PROBE *NON-INVASIVE NEAR
INFRARED SENSOR* DENGAN INTENSITAS MASUKAN
KONSTAN PADA PANJANG GELOMBANG 750 nm DAN
830 nm : ANALISIS KONSENTRASI SATURASI OKSIGEN
JARINGAN OTAK JANIN**

SKRIPSI

CITRA PURDIASWARI

0405030214

**FAKULTAS TEKNIK
DEPARTEMEN TEKNIK ELEKTRO
DEPOK
JULI 2009**



UNIVERSITAS INDONESIA

**DISAIN JARAK DAN SUDUT PROBE *NON-INVASIVE NEAR*
INFRARED SENSOR DENGAN INTENSITAS MASUKAN
KONSTAN PADA PANJANG GELOMBANG 750 nm DAN
830 nm : ANALISIS KONSENTRASI SATURASI OKSIGEN
JARINGAN OTAK JANIN**

SKRIPSI

Diajukan sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar Sarjana Teknik

CITRA PURDIASWARI

0405030214

**FAKULTAS TEKNIK
PROGRAM TEKNIK ELEKTRO
DEPOK
JULI 2009**

HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS

**Skripsi ini adalah hasil karya saya sendiri,
dan semua sumber baik yang dikutip maupun dirujuk
telah saya nyatakan dengan benar.**

Nama : Citra Purdiaswari

NPM : 0405030214

Tanda Tangan :

Tanggal : Juli 2009

HALAMAN PENGESAHAN

Skripsi ini diajukan oleh :
Nama : Citra Purdiaswari
NPM : 0405030214
Program Studi : Teknik Elektro
Judul Skripsi : Disain Jarak dan Sudut Probe *No-Invasive Near Infrared Sensor* dengan Intensitas Masukan Konstan pada Panjang Gelombang 750 nm dan 830 nm : Analisis Konsentrasi Saturasi Oksigen Jaringan Otak Janin

Telah berhasil dipertahankan di hadapan Dewan Penguji dan diterima sebagai bagian persyaratan yang diperlukan untuk memperoleh gelar Sarjana Teknik pada Program Studi Elektro, Fakultas Teknik, Universitas Indonesia

DEWAN PENGUJI

Pembimbing : Prof. Dr. Ir. Djoko Hartanto, M.Sc. ()

Penguji : Arief Udhiarto, S.T, M.T. ()

Penguji : Prof. Dr. Ir. Nji Raden Poespawati, MT. ()

Ditetapkan di : Kampus UI Depok

Tanggal : 29 Juni 2009

KATA PENGANTAR

Puji syukur atas kehadiran Allah SWT yang telah memberikan inspirasi dan kemudahan kepada penulis untuk menyelesaikan skripsi ini.

Penulisan skripsi ini dilakukan dalam rangka memenuhi salah satu syarat untuk mencapai gelar Sarjana Teknik Departemen Teknik Elektro Fakultas Teknik Universitas Indonesia. Skripsi ini dapat terselesaikan atas bantuan serta dukungan banyak pihak. Penulis mengucapkan terima kasih kepada:

- (1) Prof. Dr. Ir. Djoko Hartanto, MSc sebagai dosen pembimbing yang telah menentukan dan menyetujui riset ini sebagai bagian dari riset pada Sensor Device Research Group, bersedia meluangkan waktunya untuk memberikan saran, bimbingan, serta pengarahan dalam menyelesaikan riset ini,
- (2) Prof. Dr. Ir. Nji Raden Poespawati dan Arief Udhiarto, ST, MT sebagai dosen penguji dalam proses skripsi ini,
- (3) Ayudha Nandi P, Adytiawan Arga, Catur Apriyono yang telah membantu selama perancangan program, Arif Rahmansyah, Fransiscus Arthur selaku rekan satu bimbingan, dan Rinda Airin selaku rekan kerja selama penulisan,
- (4) Keluarga Yani Barliani yang telah memberi dukungan moriil dan fasilitas tempat selama proses penulisan skripsi,
- (5) dr. Ali Sungkar dan dr. R. Aditya Kusuma dan Pihak RSCM yang membantu dalam memberikan inspirasi topik dan teori bahasan selama penulisan, dan
- (6) Orang tua dan keluarga serta sahabat yang telah membantu.

Depok, Juli 2009

Penulis

Citra Purdiaswari

**HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI
TUGAS AKHIR UNTUK KEPENTINGAN AKADEMIS**

Sebagai sivitas akademik Universitas Indonesia, saya yang bertanda tangan di bawah ini :

Nama : Citra Purdiaswari
NPM : 0405030214
Program Studi : Teknik Elektro
Fakultas : Teknik
Jenis karya : Skripsi

Demi pengembangan ilmu pengetahuan, menyetujui untuk memberikan kepada Universitas Indonesia **Hak Bebas Royalti Noneksklusif (Non-eksklusif Royalty-Free Right)** atas karya ilmiah saya yang berjudul:

DISAIN JARAK DAN SUDUT PROBE *NON-INVASIVE NEAR INFRARED SENSOR* DENGAN INTENSITAS MASUKAN KONSTAN PADA PANJANG GELOMBANG 750 nm DAN 830 nm : ANALISIS KONSENTRASI SATURASI OKSIGEN JARINGAN OTAK JANIN

Beserta perangkat yang ada (jika diperlukan). Dengan Hak Bebas Royalti Noneksklusif ini Universitas Indonesia berhak menyimpan, mengalihmedia/format-kan, mengelola dalam bentuk pangkalan data (database), merawat, dan mempublikasikan tugas akhir saya selama tetap mencantumkan saya sebagai penulis/pencipta dan sebagai pemilik Hak Cipta.

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya.

Dibuat di : Depok
Pada Tanggal : Juli 2009

Yang menyatakan

(Citra Purdiaswari)

ABSTRAK

Nama : Citra Purdiaswari
Program Studi : Teknik Elektro
Judul : Disain Jarak dan Sudut Probe *No-Invasive Near Infrared Sensor* dengan Intensitas Masukan Konstan pada Panjang Gelombang 750 nm dan 830 nm : Analisis Konsentrasi Saturasi Oksigen Jaringan Otak Janin

Dewasa ini untuk mengukur oksigen jaringan otak janin memakai alat bantu medik yang menggunakan *probe*-jepit yang secara langsung dikenakan pada kepala janin atau bayi, sehingga kemungkinan besar melukai kepala.

Pada riset ini dipelajari sensor *non-invasive*, yaitu sensor yang tidak merusak dan melukai objek yang diukur. Sensor yang digunakan adalah sensor *near infrared* yang akan menerima paparan sinar *near infrared* yang dipantulkan oleh jaringan.

Pengukuran ini disimulasikan dengan cara meletakkan sensor tersebut pada kepala janin atau bayi, tanpa dijepit. Sumber sinar memancarkan *near infrared* dan sensor menerima sinyal tersebut untuk dilanjutkan pada proses perhitungan yang akan menghasilkan intensitas cahaya yang diterima oleh sensor.

Disain probe terdiri dari dua sensor dan satu laser LED yang terletak diantara LED dan detektor. Hasil simulasi menunjukkan bahwa jarak dan sudut yang optimum adalah 2.25 cm dan sudut antara 78.75° dan 168.75° .

Kata kunci : *Non-Invasive*, NIRS, Probe, Sensor.

ABSTRACT

Name : Citra Purdiaswari
Study Program : Electrical Engineering
Title : Probe Design of Distances and Angle Using Non-Invasive Near Infrared Sensor with Constant Input and Wavelength 750 nm and 830 nm : Analysis Concentration of Oxygen Saturation in Fetal Brain Tissue

In this time, the medical equipment for measurement oxygen saturation in fetal brain tissue use the clip probe that directly imposed on the fetus' or infant's head.

Research on the sensor response is non-invasive, sensors that do not damage and harm to the object that measured. Near infrared sensor is used to receive near infrared light that was reflected from tissue.

This measurement was done by putting the sensor on the fetus' or infant's head, without clip. Source emits near infrared light and sensors receive signals to continue on the process of calculation that will produce light intensity received by the sensor.

Probe design consists of two laser sensors and a LED that located between them, 2.25 cm and angle between 78.75° and 168.75° .

Key word : *Non-Invasive*, NIRS, Probe, Sensor.

DAFTAR ISI

| | |
|---|------|
| HALAMAN JUDUL | i |
| HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS | ii |
| HALAMAN PENGESAHAN | iii |
| KATA PENGANTAR | iv |
| LEMBAR PERSETUJUAN PUBLIKASI KARYA ILMIAH | v |
| ABSTRAK | vi |
| ABSTRACT | vii |
| DAFTAR ISI | viii |
| DAFTAR TABEL | x |
| DAFTAR GAMBAR | xii |
| DAFTAR LAMPIRAN | xiv |
| 1. PENDAHULUAN | |
| 1.1 Latar belakang | 1 |
| 1.2 Tujuan | 2 |
| 1.3 Pembatasan Masalah | 2 |
| 1.4 Metodologi Penelitian | 2 |
| 1.5 Sistematika Penulisan | 2 |
| 2. DASAR TEORI | |
| 2.1 Sensor Semikonduktor | 4 |
| 2.2 <i>Near Infrared Spectroscopy</i> (NIRS) | 5 |
| 2.3 <i>Mercury Cadmium Telluride</i> (HgCdTe) | 8 |
| 3. PEMBAHASAN | |
| 3.1 Disain Probe Pengukuran Saturasi Oksigen (Pulsa Oximetri) Janin | 9 |
| 3.2 Hubungan Probe dengan Kestabilan dan Kepresisian Nilai Saturasi | 12 |
| 3.2.1. Hubungan Jarak LED-Detektor dengan Kestabilan Tingkat Saturasi Oksigen Otak Janin | 12 |
| 3.2.2. Hubungan Jarak LED-Detektor dengan nilai Intensitas (Iout) yang Diterima oleh Detektor | 14 |
| 3.2.3. Hubungan Sudut antara LED-Detektor dengan nilai koefisien penyerapan | 14 |
| 3.3. Komposisi Material Sensor <i>Near Infrared</i> | |
| 3.3.1. Perhitungan Keluaran Daya pada Simulasi dengan Material Silikon | 15 |
| 3.3.2. Material Mercury Cadmium Telluride (HgCdTe) sebagai Material Sensor | 17 |
| 4. SIMULASI DAN ANALISIS | |
| 4.1. Hubungan Jarak LED-Detektor dengan Kestabilan | 22 |
| 4.2. Hubungan Jarak LED-Detektor dengan Keluaran Intensitas | 28 |
| 4.3. Pengaruh Sudut LED-Detektor terhadap koefisien | 30 |

| | |
|-------------------------------|----|
| 5. KESIMPULAN | |
| KESIMPULAN..... | 32 |
| DAFTAR REFERENSI | 33 |
| DAFTAR PUSTAKA | 35 |
| LAMPIRAN | 37 |



DAFTAR TABEL

- Tabel 3.1.** Hubungan sudut antara LED dan detektor terhadap nilai koefisien penyerapan dan penyebaran sinar pada jaringan otak janin (dalam satuan mm^{-1}), dimana ukuran μ_a sebenarnya adalah 0.0037 mm^{-1} dan μ'_s sebenarnya adalah 0.50 mm^{-1} .^[11] ... (15)
- Tabel 4.3.** Hubungan antara sudut LED-detektor terhadap Koefisien penyerapan (μ_a) ... (30)

DAFTAR GAMBAR

| | | |
|---------------------|--|---------|
| Gambar 2.1 | Skema sistem pengukuran | ...(5) |
| Gambar 2.2. | Hubungan koefisien absorpsi dengan panjang gelombang | ...(6) |
| Gambar 2.3. | Prinsip pemantulan cahaya menggunakan <i>light source</i> dan <i>detector</i> | ...(8) |
| Gambar 2.4. | Grafik tingkat <i>energy gap</i> terhadap 'x' | ...(8) |
| Gambar 3.1. | Penempatan probe pulsa oximetri pada bayi | ...(9) |
| Gambar 3.2. | Blok diagram disain pulsa oximetri janin | ...(10) |
| Gambar 3.3. | Cara penempatan probe pada janin | ...(10) |
| Gambar 3.4. | Disain probe <i>non-invasive</i> | ...(11) |
| Gambar 3.5. | Tipe pertama probe dengan disain fleksibel | ...(12) |
| Gambar 3.6. | Tampilan parameter sensor dengan perangkat lunak PC1D | ...(16) |
| Gambar 3.7. | Bandgap dan hubungan spektral <i>cutoff</i> untuk merepresentasikan komposisi $Hg_{(1-x)}Cd_xTe$ sebagai fungsi dari temperature pada Persamaan (2.4) | ...(18) |
| Gambar 3.8. | Bandgap untuk merepresentasikan komposisi $Hg_{0.5}Cd_{0.5}Te$ sebagai fungsi dari temperature pada Persamaan (2.4) | ...(19) |
| Gambar 3.9. | Bandgap untuk merepresentasikan komposisi $Hg_{0.4}Cd_{0.6}Te$ sebagai fungsi dari temperature pada Persamaan (2.4) | ...(19) |
| Gambar 3.10. | Bandgap untuk merepresentasikan komposisi $Hg_{0.3}Cd_{0.7}Te$ sebagai fungsi dari temperature pada Persamaan (2.4) | ...(20) |
| Gambar 4.1. | Tampilan program simulasi dengan software Matlab7.1 | ...(22) |
| Gambar 4.2. | Grafik hasil simulasi hubungan jarak LED dan detektor terhadap kestabilan saturasi oksigen janin pada kondisi $I_{out} \lambda 730 \text{ nm} = 2 \text{ mW/mm}^2$ dan 1 mW/mm^2 , $I_{out} \lambda 850 \text{ nm} = 1.2 \text{ mW/mm}^2$ dan 0.8 mW/mm^2 | ...(23) |
| Gambar 4.3. | Grafik hasil simulasi hubungan jarak LED dan detektor terhadap kestabilan saturasi oksigen janin pada kondisi $I_{out} \lambda 730 \text{ nm} = 1.7 \text{ mW/mm}^2$ dan 2.4 mW/mm^2 , $I_{out} \lambda 850 \text{ nm} = 1.22 \text{ mW/mm}^2$ dan 1 mW/mm^2 | ...(24) |
| Gambar 4.4. | Grafik hasil simulasi hubungan jarak LED dan detektor terhadap kestabilan saturasi oksigen janin pada kondisi $I_{out} \lambda 730 \text{ nm} = 1.7 \text{ mW/mm}^2$ dan 2.4 mW/mm^2 , $I_{out} \lambda 850 \text{ nm} = 1.224 \text{ mW/mm}^2$ dan 1.0005 mW/mm^2 | ...(25) |
| Gambar 4.5. | Gambar hasil simulasi hubungan jarak LED dan detektor terhadap kestabilan saturasi oksigen janin pada kondisi $I_{out} \lambda 730 \text{ nm} = 2.02 \text{ mW/mm}^2$ dan 0.989 mW/mm^2 , $I_{out} \lambda 850 \text{ nm} = 2 \text{ mW/mm}^2$ dan 1.5 mW/mm^2 | ...(25) |

- Gambar 4.6.** Gambar hasil simulasi hubungan jarak LED dan detektor terhadap kestabilan saturasi oksigen janin pada kondisi $I_{out} \lambda 730 \text{ nm} = 2.2 \text{ mW/mm}^2$ dan 1 mW/mm^2 , $I_{out} \lambda 850 \text{ nm} = 1.4 \text{ mW/mm}^2$ dan 0.6 mW/mm^2 ... (26)
- Gambar 4.7.** Nilai intensitas pada kondisi saturasi oksigen pada bayi ideal ... (27)
- Gambar 4.8.** Grafik hubungan antara jarak (cm) dan saturasi (%) pada kondisi ideal ... (27)
- Gambar 4.9.** Grafik hubungan antara jarak LED-Detektor terhadap keluaran intensitas cahaya ... (29)
- Grafik 4.10.** Hubungan sudut LED-Detektor terhadap koefisien absorpsi (mm^{-1}) dengan variasi sudut, pada **Tabel 4.2.1** menggunakan koefisien penyerapan sebenarnya $u_a = 0.0037 \text{ mm}^{-1}$, $u_a' = 0.50 \text{ mm}^{-1}$... (31)

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang Masalah

Dalam dunia medis, khususnya pada bidang kebidanan, keakuratan menjadi bagian yang terpenting dalam memprediksi keselamatan dan kesejahteraan janin pada proses kelahiran. Seiring dengan perkembangan teknologi, saat ini telah banyak alat elektronik yang mampu memprediksi keadaan janin sebelum melalui proses kelahiran. Salah satunya adalah rancang bangun pengukuran tingkat saturasi oksigen pada jaringan otak janin dengan spektroskopi sinar *near infrared*. Pada rancang bangun ini digunakan sensor sinar *near infrared* sebagai penerima sinar yang tidak diserap oleh jaringan. Sensor tersebut merupakan komponen terpenting dari sistem pengukuran karena sensor adalah divais yang berhubungan langsung dengan objek yang diukur, yaitu kulit kepala janin, yang berfungsi untuk menerima stimulus sebagai input pada sistem pemrosesan yang mempengaruhi tingkat keakuratan proses tersebut. Oleh karena itu, dibutuhkan sensor *non-invasive* untuk menjaga agar tidak melukai dan mengakibatkan infeksi pada kulit kepala janin.

Prinsip kerja dari rancang bangun ini adalah menembakkan sinar dekat inframerah ke jaringan otak janin melalui kulit kepala atau pipinya selama persalinan berlangsung, dan sensor yang diletakkan disebelah pemancar akan mendeteksi sinar yang terefleksi oleh jaringan. Pada saat sinar dekat inframerah ditembakkan ke dalam jaringan otak janin, akan banyak *noise* yang mengganggu proses penerimaan pantulan sinar yang tidak terserap oleh jaringan. Oleh karena itu dibutuhkan suatu material sensor yang memiliki daya serap tinggi untuk mendeteksi sinar tersebut. Dari beberapa material yang telah diteliti sebagai penyusun sensor sinar dekat inframerah, seperti Silikon (Si), Germanium (Ge), *Cadmium Telluride* (CdTe), *Mercury Telluride* (HgTe), dan *Mercury Cadmium Telluride* (HgCdTe), menurut perhitungan Scott ^[1], material HgCdTe memiliki

tingkat penyerapan sinar *near infrared* yang tergolong tinggi, berbeda dengan Silikon atau Germanium yang tingkat penyerapannya tergolong rendah [2].

1.2. Tujuan

Tujuan penulisan skripsi ini adalah menganalisis disain probe yang efektif dan sesuai untuk mendeteksi sinar *near infrared*, yang akan diaplikasikan pada sensor optik *non-invasive* sebagai pengukur intensitas cahaya yang dipantulkan jaringan otak janin untuk mengetahui tingkat saturasi oksigen. Output dari rancang bangun ini akan digunakan sebagai petunjuk kondisi kesejahteraan dan keselamatan janin yang akan dilahirkan.

1.3. Pembatasan Masalah

Skripsi ini dikonsentrasikan pada kajian simulasi perancangan disain divais (probe) sensor *non-invasive* pada kajian analisis konsentrasi saturasi oksigen dengan menggunakan panjang gelombang 750 nm dan 830 nm dan intensitas inputan konstan 2,866 mW/mm, ditinjau dari intensitas cahaya paparan jaringan otak janin pada probe.

1.4. Metode Penelitian

Metode yang digunakan dalam skripsi ini adalah:

- a) pendekatan tinjauan pustaka, yaitu dengan melakukan studi literatur dari buku-buku pustaka atau *manual book* serta buku referensi atau *reference book* dan jurnal referensi dari suatu piranti,
- b) pendekatan diskusi dengan pembimbing seminar, dosen, serta dokter RSCM yang berkaitan dengan topik bahasan seminar,
- c) analisis simulasi disain dengan program matlab 7.1.

1.5. Sistematika Penulisan

Bab satu meliputi latar belakang masalah, batasan masalah, metode penelitian, tujuan penelitian, dan sistematika penulisan. Bab dua menjelaskan

Universitas Indonesia

teori mengenai sensor non-invasif, karakteristik *near-infrared spectroscopy* (NIRS), metode analisis konsentrasi saturasi oksigen pada janin, disain probe dari sensor *non-invasive*, dan karakteristik *mercury cadmium telluride* (HgCdTe) sebagai material penyusun sensor sinar dekat infra merah. Bab tiga adalah metode perancangan disain terdiri dari studi literatur, perancangan disain probe, kajian simulasi perancangan disain. Bab empat menjelaskan mengenai kajian simulasi perancangan disain probe terhadap intensitas cahaya yang diterima dari paparan jaringan otak yang akan menunjukkan konsentrasi saturasi oksigen pada otak janin. Bab lima menjelaskan kesimpulan dari skripsi ini.

BAB 2

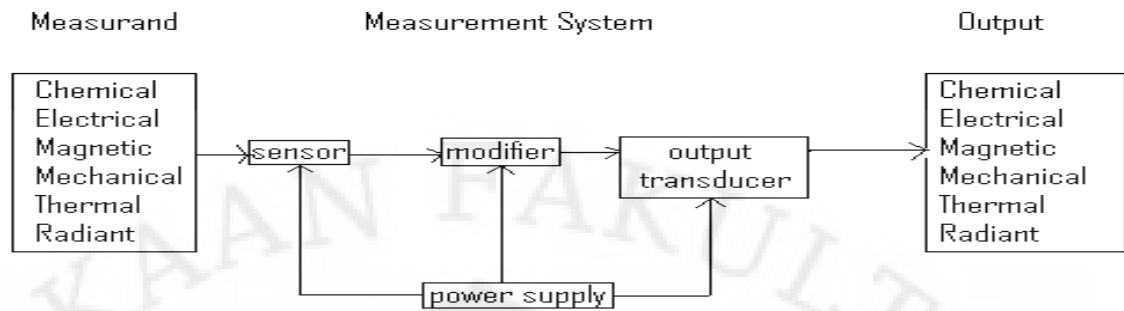
LANDASAN TEORI

2.1. Sensor Semikonduktor

Sensor berasal dari bahasa latin, yaitu *sentire* yang berarti mengetahui. Sensor adalah suatu divais yang berhubungan langsung dengan objek yang diukur, sehingga dapat memberikan informasi yang berkaitan dengan sinyal yang bersifat fisik maupun kimia yang tidak dapat terdefinisi langsung oleh indera pada manusia. Sedang dalam kamus (kamus *Webster's Collegiate*), sensor adalah divais yang dapat merespon stimulus (misal : panas, sinar, suara, tekanan, magnet, pergerakan partikel) yang bersifat fisik (atau kimia) dan mentransmisikannya sebagai sesuatu yang dapat terukur atau terkontrol.

Semikonduktor sensor adalah divais semikonduktor yang tersusun dari material yang dapat merespon stimulus yang akan diukur. Sensor semikonduktor terdiri dari dua jenis, yaitu sensor di dalam semikonduktor dan sensor di atas semikonduktor. Semikonduktor yang paling penting dari kedua jenis tersebut adalah silikon.

Sensor semikonduktor berbeda dengan *solid state sensor* dalam hal ukuran dan fabrikasinya. Desain sensor semikonduktor memiliki ukuran kecil dalam skala mikron yang akan dikembangkan untuk *Integrated Circuit* (IC). **Gambar 2.1** menunjukkan skema sistem pengukuran yang mengklasifikasikan sensor menurut jenis sinyal yang diterima, kemudian sinyal tersebut ditransmisikan ke sistem pengukuran yang terdiri dari *modifier* (misal : *amplifier, converter*). *Power supply* terhubung ke *sensor, modifire*, dan *transducer* sebagai catu daya.



Gambar 2.1. Skema sistem pengukuran ^[3]

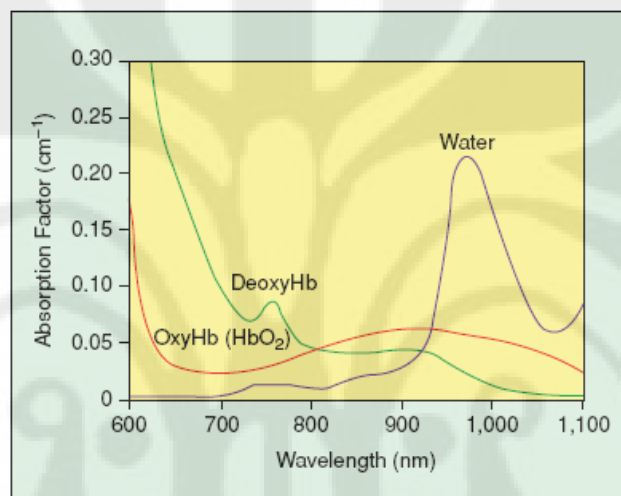
2.2. *Near Infrared Spectroscopy (NIRS)*

Near Infrared termasuk dalam pembagian sinar infra merah, memiliki wilayah jangkauan serapan yang sangat kecil, sehingga lebih spesifik. Keuntungan menggunakan *near infrared* dibandingkan dengan *mid infrared* adalah kemampuan penetrasinya yang lebih jauh. Metode *Near Infrared Spectroscopy (NIRS)* menggunakan wilayah spektrum elektromagnetik antara 700 nm sampai 1000 nm. Cahaya yang berada dekat spektrum infra merah (700-1000 nm) lebih mudah ditransmisikan melalui kulit kepala dan jaringan otak dari pada cahaya visibel. Cahaya visibel hanya dapat melakukan penetrasi sampai dengan 1 cm sedangkan sinar dekat infra merah dapat berpenetrasi hingga kedalaman lebih dari 6 cm (Faris et al,1991).

Menurut *Jobsis*, orang yang pertama kali menemukan metode *NIRS* untuk monitoring kecukupan oksigen tubuh, menemukan bahwa jaringan akan menyerap sinar pada panjang gelombang 700nm–1000nm. Ia menyatakan deoksihemoglobin memiliki kemampuan absorpsi yang lebih tinggi pada 760 nm dan oksihemoglobin memiliki kemampuan absorpsi yang lebih rendah pada panjang gelombang tersebut. Batas panjang gelombang di mana terjadi perpotongan faktor serapan oksihemoglobin dan deoksihemoglobin adalah pada panjang gelombang 800 nm, seperti yang ditunjukkan pada **Gambar 2.2**. Ketika panjang gelombang yang digunakan lebih besar dari 800 nm, karakteristik serapan oksihemoglobin lebih besar dibanding deoksihemoglobin, begitu juga sebaliknya.

Metode *NIRS* digunakan untuk mendeteksi kesejahteraan janin melalui tingkat ketersediaan oksigen pada jaringan otak dengan mengukur persentase hemoglobin yang mengikat oksigen (oksihemoglobin) dan yang tidak mengikat oksigen (deoksihemoglobin). *NIRS* menggunakan prinsip karakteristik absorpsi hemoglobin terhadap paparan sinar *near infrared*.

Pengukuran *NIRS* ini dilakukan di pembuluh vena yang terdapat di sepanjang pembuluh kapiler, sehingga pengukuran ini dianggap hampir mendekati total seluruh volume darah dan dapat dipercaya untuk merefleksikan nilai saturasi oksigen pada hemoglobin.



Gambar 2.2. Hubungan koefisien absorpsi dengan panjang gelombang ^[5]

Dasar dari prinsip kerja *NIRS* ditunjukkan Persamaan (2.1), hukum *Beer-Lambert*, menyebutkan bahwa cahaya yang ditransmisikan melewati sebuah material berwarna akan diserap oleh material tersebut. Hal ini menyebabkan intensitas cahaya yang diterima lebih sedikit dari pada intensitas cahaya yang dipantulkan. Pada saat dipancarkan ke jaringan, cahaya akan mengalami proses penyerapan yang berbeda-beda sesuai dengan karakteristik hemoglobin, yaitu oksihemoglobin dan deoksihemoglobin. Oksihemoglobin memiliki warna merah yang lebih cerah, sedangkan deoksihemoglobin memiliki warna yang merah yang lebih gelap atau merah kehitaman. *NIRS* mengukur jumlah cahaya yang sampai atau diterima oleh *receiver*, dalam hal ini sensor, sehingga menghasilkan rasio antara oksihemoglobin terhadap total hemoglobin (rasio dalam persen).

Atenuasi yang terjadi antara *source* dan *receiver* yang ditunjukkan dengan hukum *Beer-Lambert* :

$$I_{\text{out}} = I_{\text{in}} \cdot 10^{-OD_{\lambda}} \quad \dots(2.1)$$

I_{out} adalah intensitas sinar yang diterima, sedangkan I_{in} adalah intensitas yang dipancarkan. OD_{λ} (optical density) merupakan intensitas yang terserap yang merupakan fungsi dari panjang gelombang λ . Dengan kata lain OD_{λ} merupakan intensitas absorpsi yang terjadi yang dijelaskan pada Persamaan (2.2).

$$OD_{\lambda} = e \cdot C \cdot L \quad \dots(2.2)$$

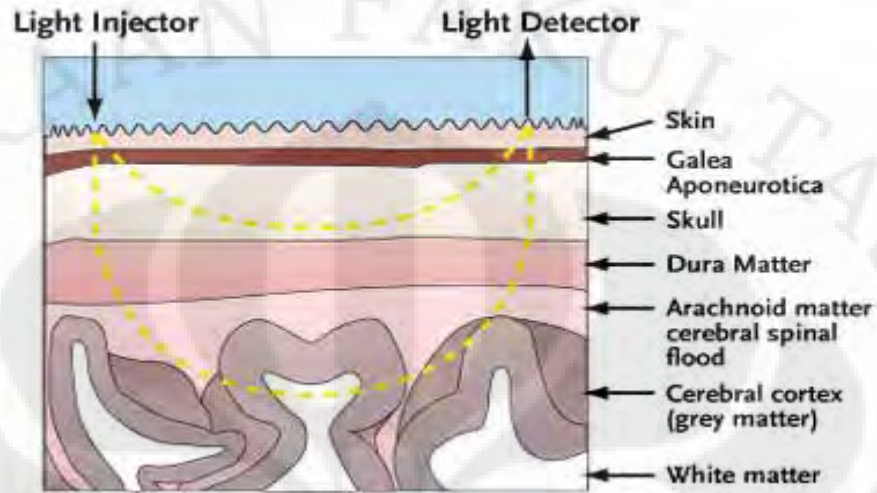
dimana e adalah koefisien absorpsi pada panjang gelombang (λ), C adalah konsentrasi kromofor penyerap sinar (hemoglobin), dan L adalah *optical path length*.

Nilai C adalah hasil dari perhitungan intensitas sinar yang dipancarkan dan intensitas sinar yang diterima, maka untuk masing-masing nilai C (konsentrasi HbO₂ ataupun HHb), nilai saturasi oksigen dalam tubuh dapat dicari dengan Persamaan (2.3).

$$\text{Saturasi oksigen} = \frac{HbO_2}{HbO_2 + HHb} \times 100\% \quad \dots(2.3)$$

Gambar 2.3. merupakan gambar konfigurasi peletakan *light source* dan *photodetector* pada kepala janin. Di dalam kepala, sinar ini mengalami penyebaran (*scattering*) dan penyerapan (*absorption*), serta membentuk pola yang disebut *banana-shaped photon path*. Gelombang yang digunakan adalah gelombang kontinyu. Ketika cahaya dengan amplitudo konstan diinjeksikan ke jaringan, dan perubahan amplitudo dari intensitas cahaya sesuai penyerapan dapat dianalisis. Perubahan amplitudo cahaya ini dapat digunakan untuk menghitung perubahan konsentrasi dari kromofor dalam darah. Dengan menggunakan fotodetektor, cahaya dapat diukur pada injeksi jarak yang telah ditetapkan. Setelah mencapai kedalaman 2-4 mm dari korteks^[5], foton terpantulkan dan terserap pada kulit sebelum mencapai jarak pada detektor. Jarak antara source dan detektor berpengaruh pada panjang gelombang *banana shaped photon path* yang terjadi pada jaringan. Jarak ini juga mempengaruhi pantulan dari foton yang ditembakkan, kecuali foton yang terserap pada jaringan yang terletak tepat di

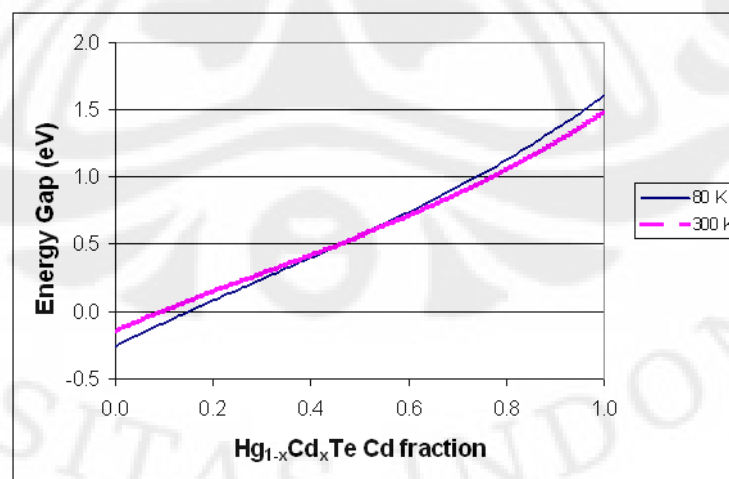
bawah LED. Di sisi lain, geometris dan penyerapan sinar ini tidak diharapkan, tetapi ada sebagian sinar seolah-olah kembali ke detektor, sehingga berbentuk kurva menyerupai perahu kano^[6].



Gambar 2.3. Prinsip pemantulan cahaya menggunakan *light source* dan *detector*^[6]

2.3. Mercury Cadmium Telluride (HgCdTe)

Pada Gambar 2.4 dapat terlihat besarnya *energy gap* (eV) terhadap nilai x pada komposisi HgCdTe. Garis berwarna merah muda menunjukkan karakteristik pada suhu 300 K dan biru pada 80 K.



Gambar 2.4. Grafik tingkat *energy gap* terhadap ' x '^[4]

BAB 3

PEMBAHASAN

3.1. Disain Probe Pengukuran Saturasi Oksigen (Pulsa Oximetri) Janin

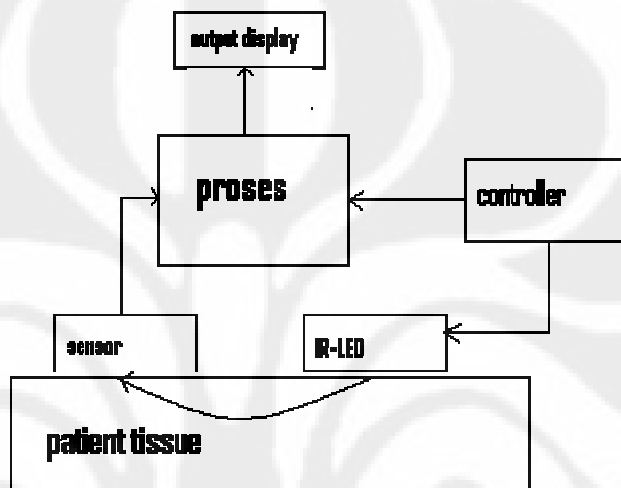
Pengukuran saturasi oksigen pada janin berfungsi untuk mengetahui tingkat kesejahteraan janin sebelum melalui proses kelahiran. Rancang bangun yang digunakan pada anak dan orang dewasa menggunakan tipe transmisi, dimana sumber yang digunakan adalah Laser LED (*Light Emitting Diode*) yang akan memancarkan cahaya menembus dasar jaringan, sementara sensor sinar (fotodetektor) ditempatkan pada posisi yang berhadapan akan menerima cahaya yang tidak diserap oleh jaringan. **Gambar 3.1** menunjukkan cara penggunaan pulsa oksimetri tipe transmisi dengan probe jepit pada bayi yang baru dilahirkan. Apabila alat ini digunakan pada janin, akan menimbulkan luka pada kepala dan ditakutkan akan menyebabkan infeksi, karena posisi janin masih berada dalam rahim yang tidak steril dari kuman.



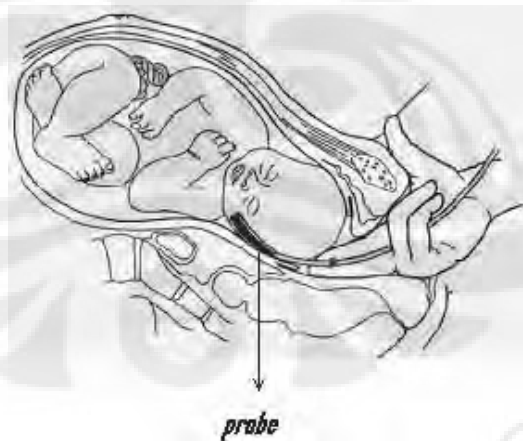
Gambar 3.1. Penempatan probe pulsa oximetri pada bayi ^[7]

Pada skripsi ini dikembangkan suatu sistim untuk pengukuran saturasi oksigen pada janin, suatu disain yang bersifat *non-invasive*, yaitu yang tidak melukai kulit kepala, sehingga dapat mencegah terjadinya infeksi. Blok diagram disain pulsa oksimetri *non-invasive* terlihat pada **Gambar 3.2**, terdiri dari pemancar infra merah (IR-LED), sensor *near infrared* (foto detektor), blok pemrosesan, dan *output display*. Cara untuk mendeteksi kesejahteraan janin,

selama persalinan berlangsung, ditunjukkan **Gambar 3.3**, probe di tempatkan melalui vagina di antara dinding uterus dan janin agar probe menyentuh pipi atau kepala janin. Disain probe disesuaikan oleh bentuk kepala, sehingga penampang dibuat lentur. Probe ini terdiri dari sensor *near infrared* dan IR-LED. Sinar infra merah yang dipancarkan IR-LED ke jaringan kepala, sebagian akan ada yang dipantulkan kembali dan diterima oleh sensor sinar.

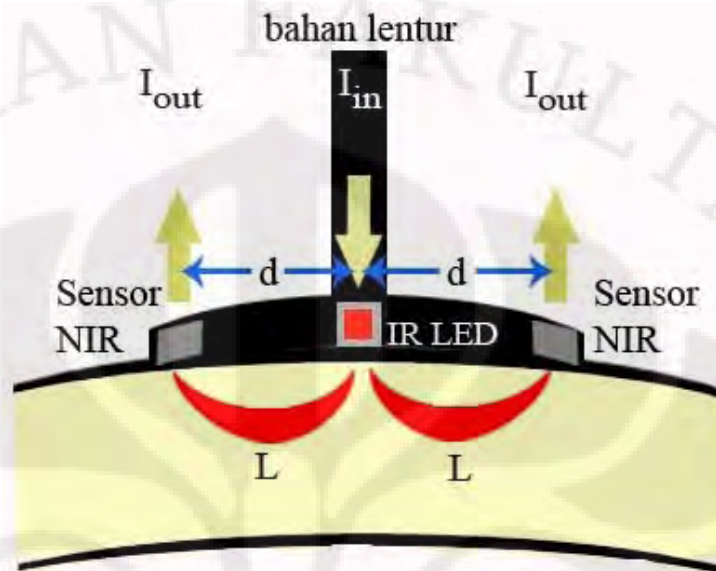


Gambar 3.2. Blok diagram disain pulsa oximetri janin



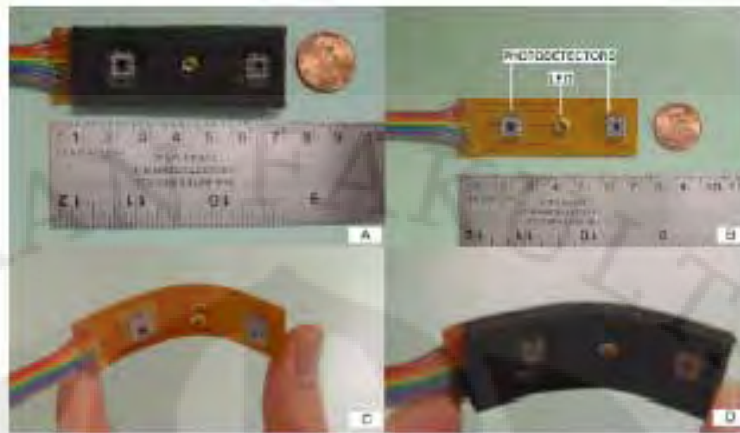
Gambar 3.3. Cara penempatan probe pada janin ^[7]

Gambar 3.4 adalah disain probe yang akan dirancang untuk pengukuran saturasi oksigen janin saat akan melalui proses persalinan.



Gambar 3.4. Disain probe *non-invasive*

Untuk keakuratan pengukuran, digunakan dua foto detektor dan jarak antara IR-LED dan Sensor adalah 2 cm.. Posisi ini untuk memonitoring dua lokasi yang berbeda pada otak bayi, untuk mendapat dua rangsangan yang berbeda pada divais ^[8]. Pada *detector* pertama pengaturan penetrasi hingga kedalaman 1 cm, dan yang lainnya diatur untuk kedalaman yang sama tetapi pada posisi yang berbeda ^[9]. Dan secara fisik, disain divais dibuat lentur dengan 2 photodetector (sensor sinar) dan sebuah source (LED) diantaranya, yang ditunjukkan pada **Gambar 3.5**. Dengan menggunakan bahan lentur (*optical-fiber*), diharapkan bentuk probe tersebut dapat menyesuaikan dengan bentuk kepala dan mempermudah proses pengukuran. Pada skripsi ini, source yang digunakan adalah IR-LED.



Gambar 3.5. Tipe pertama probe dengan disain fleksibel [8]

3.2. Hubungan Probe dengan Kestabilan dan Kepresisian Nilai Saturasi

Kestabilan dan kepresisian perhitungan tingkat saturasi oksigen dipengaruhi oleh disain probe, karena probe inilah yang melakukan kontak langsung dengan objek yang akan diukur. Faktor disain yang mempengaruhi adalah jarak dan sudut antara LED dan detektornya, yaitu sensor cahaya. Jarak antara LED dan detektor mempengaruhi kestabilan tingkat saturasi dan intensitas yang terukur. Sedangkan sudut antara LED dan detektor mempengaruhi koefisien penyerapan cahaya yang akan berpengaruh langsung pada tingkat saturasi oksigen yang terukur.

3.2.1. Hubungan Jarak LED-Detektor dengan Kestabilan Tingkat Saturasi Oksigen Otak Janin

Hubungan antara jarak LED dan detektor dapat dilihat dari Persamaan yang akan digunakan dalam perancangan simulasi [8], sehingga didapat bahwa :

$$OD_{\lambda} = - \log_{10} I_{out} / I_{in} \quad \dots(3.1)$$

Dengan menggunakan dua sensor, maka terlebih dahulu harus mencari nilai delta OD_{λ} dengan Persamaan :

$$\Delta OD_{\lambda} = OD_{\lambda \text{ final}} - OD_{\lambda \text{ initial}} \quad \dots(3.2)$$

OD_{λ} final merupakan nilai OD_{λ} untuk mewakili nilai pada sensor yang memiliki intensitas paling besar pada salah satu panjang gelombang cahaya, sedangkan OD_{λ} initial untuk mewakili nilai pada sensor yang memiliki intensitas yang kecil.

$$DPF_{\lambda} = \frac{1}{2} \left(\frac{3\mu'_{s,\lambda}}{\mu_{a,\lambda}} \right)^{1/2} \left[1 - \frac{1}{1 + d \cdot (3\mu'_{s,\lambda} \mu_{a,\lambda})^{1/2}} \right] \quad \dots(3.3)$$

DPF_{λ} merupakan jarak tempuh dari LED ke detektor dengan panjang gelombang tertentu. $\mu_{a,\lambda}$ adalah koefisien penyerapan pada jaringan dan $\mu'_{s,\lambda}$ koefisien penyebaran sinar dan d adalah jarak antara LED dan detektor. Proses pengolahan data (DPF_{λ}) yang didapat dari dua detektor diolah dalam bentuk matriks dengan ordo 2x2. Dengan persamaan :

$$\overline{DPF} = \begin{bmatrix} DPF_{\lambda_1} & 0 \\ 0 & DPF_{\lambda_2} \end{bmatrix} \quad \dots(3.4)$$

$$\overline{M} = d \cdot (\overline{\epsilon} \times \overline{DPF})^T \quad \dots(3.5)$$

T merupakan lambang transpose matriks. Dari hasil perkalian matriks tersebut didapat matriks M untuk mendapatkan nilai konsentrasi hemoglobin dengan oksigen dan tanpa oksigen untuk mendapatkan nilai saturasi oksigen dalam darah. Dapat terlihat pada Persamaan (3.8), (3.9), dan (3.10).

$$\overline{\epsilon} = \begin{bmatrix} \epsilon_{HbO_2, \lambda_1} & \epsilon_{HbO_2, \lambda_2} \\ \epsilon_{Hb, \lambda_1} & \epsilon_{Hb, \lambda_2} \end{bmatrix} \quad \dots(3.6)$$

ϵ_{HbO_2} adalah nilai koefisien untuk hemoglobin yang membawa oksigen dan ϵ_{Hb} adalah nilai koefisien hemoglobin tanpa oksigen, dari literatur [8] didapat matriks ϵ :

$$\overline{\epsilon} = \begin{bmatrix} 0.4383 & 1.1596 \\ 1.3029 & 0.7861 \end{bmatrix} \text{mM}^{-1}\text{cm}^{-1} \quad \dots(3.7)$$

$$\overline{\Delta OD} = \overline{M} \times \overline{\Delta C} \quad \dots(3.8)$$

$$\overline{\Delta OD} = \begin{bmatrix} \Delta OD_{\lambda_1} \\ \Delta OD_{\lambda_2} \end{bmatrix}, \overline{\Delta C} = \begin{bmatrix} \Delta C_{HbO_2} \\ \Delta C_{Hb} \end{bmatrix} \quad \dots(3.9)$$

$$\begin{bmatrix} \Delta C_{HbO_2} \\ \Delta C_{Hb} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -0.0673 & 0.1200 \\ 0.0993 & -0.0404 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} \Delta OD^{730nm} \\ \Delta OD^{850nm} \end{bmatrix} \quad \dots(3.10)$$

Nilai matriks konstan (M) pada Persamaan (3.8) dan (3.10) didapatkan dengan mensubstitusikan nilai $d = 2$ cm, matriks DPF pada Persamaan (3.4) dan nilai matriks pada Persamaan (3.7). Dengan mensubstitusi nilai pada Persamaan (3.10) pada Persamaan (2.3) akan didapat nilai saturasi oksigen pada otak janin.

3.2.2. Hubungan Jarak LED-Detektor dengan nilai Intensitas (I_{out}) yang Diterima oleh Detektor

Untuk mendapatkan hasil yang presisi dibutuhkan batasan jarak LED dan sensor. Secara matematis, dapat dilihat pada Persamaan (3.11).

$$\frac{d(\ln(\rho I_{ac}))}{d\rho} = (\mu_a / D)^{1/2} [1 + (\omega / \mu_a c)^2]^{1/4} \times \cos[\tan^{-1}(\omega / \mu_a c) / 2] \quad \dots(3.11)$$

Dengan ρ adalah jarak antara LED dan detektor, I_{ac} adalah intensitas keluaran

yang terukur, c merupakan kecepatan cahaya, D adalah nilai ganti dari $\frac{3\mu'_{s,\lambda}}{\mu_{a,\lambda}}$.

Dari Persamaan (3.11) dapat terlihat bahwa jarak berbanding terbalik dengan intensitas yang dikeluarkan.

3.2.3 Hubungan Sudut antara LED-Detektor dengan nilai koefisien penyerapan

Secara matematis, hubungan antara besarnya sudut LED-detektor dengan besarnya intensitas yang dikeluarkan belum dapat diketahui, tetapi didapatkan

Tabel 3.1 yang menunjukkan hubungan antara sudut LED-detektor dengan koefisien penyerapan pada jaringan otak. Dari hasil **Tabel 3.1**, sudut yang presisi adalah sudut pada pengukuran di atas 90 derajat .

| Angle range between source & detectors | μ_a (infinite medium) | μ_s' (infinite medium) |
|--|---------------------------|----------------------------|
| 11.25–56.25° | 0.0069 | 0.27 |
| 33.75–78.75° | 0.0055 | 0.27 |
| 56.25–101.25° | 0.0051 | 0.35 |
| 78.75–168.75° | 0.0038 | 0.39 |
| 11.25–168.75° | 0.0046 | 0.33 |

Tabel 3.1. Hubungan sudut antara LED dan detektor terhadap nilai koefisien penyerapan dan penyebaran sinar pada jaringan otak janin (dalam satuan mm^{-1}), dimana ukuran μ_a sebenarnya adalah 0.0037 mm^{-1} dan μ_s' sebenarnya adalah 0.50 mm^{-1} .^[11]

Dari **Tabel 3.1** diketahui bahwa nilai koefisien penyerapan yang mendekati keadaan sebenarnya adalah saat sudutnya $78,75^0$ - $168,75^0$. semakin kecil sudut yang digunakan maka pergeseran nilai semakin jauh dari kondisi sebenarnya.

3.3. Komposisi Material Sensor *Near Infrared*

3.3.1. Perhitungan Keluaran Daya pada Simulasi dengan Material Silikon

Untuk menghitung daya yang terukur pada sensor, digunakan perangkat lunak PC1D. Pada simulasi ini digunakan beberapa parameter yang diasumsikan untuk mendapatkan keluaran daya optimal yang dapat terukur. Parameter yang digunakan dapat terlihat pada **Gambar 3.6**. Simulasi ini harus menghasilkan keluaran berupa hasil result.

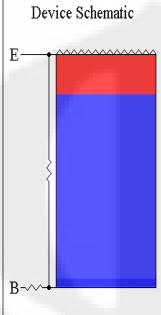
Yang terdiri dari besar arus *short circuit*, *maximum base power out*, dan *tegangan open circuit*. Semua parameter yang ada mengacu pada data-sheet material yang digunakan, yaitu silikon, yang terdapat dalam program PC1D. Parameter yang

diubah adalah luas area divais , tekstur permukaan, batas panjang gelombang yang diukur dan *p-type background doping*.

File: C:\PC1Dv5.9\sensor near-infrared_skrpsi.pmi
Perancangan sensor yang hanya aktif bila menerima near-infrared atau cahaya dengan panjang gelombang 700-850nm dengan menempatkan junction pada kedalaman 4µm

DEVICE
Device area: 16.45 mm²
Front surface texture depth: 4 µm
No surface charge
Exterior Front Reflectance: 10%
No Exterior Rear Reflectance
Internal optical reflectance enabled
Front surface optically rough
Emitter contact enabled
Base contact: 0.015 Ω
Internal conductor: 0.3 S

REGION 1
Thickness: 30 µm
Material from si.mat
Carrier mobilities from internal model
Dielectric constant: 11.9
Band gap: 1.124 eV
Intrinsic conc. at 300 K: 1×10¹⁰ cm⁻³
Refractive index from si.inr
Absorption coeff. from si300.abs
Free carrier absorption enabled
P-type background doping: 1×10¹⁹ cm⁻³
1st front diff.: N-type, 2.901×10¹⁹ cm⁻³ peak
No 2nd front diffusion



EXCITATION
Excitation modified from one-sun.exc
Excitation mode: Transient, 16 timesteps
Temperature: 300 K
Base circuit: Sweep from -0.8 to 0.8 V
Collector circuit: Zero
Primary light source enabled
Constant intensity: 0.2866 W cm⁻², Step at t=0
Monochrome, wavelength from 700 to 850 nm
Secondary light source disabled

RESULTS
Short-circuit Ib: -6.571e-3 amps
Max base power out: 2.674e-4 watts
Open-circuit Vb: 0.0584 volts

Gambar 3.6. Tampilan parameter sensor dengan perangkat lunak PC1D

Perubahan nilai parameter pada simulasi sensor ini disesuaikan dengan kondisi sebenarnya, yaitu luas divais 16,45 mm², permukaan bertekstur piramida dengan sudut 65⁰ dan ketebalan 4 µm untuk memperoleh hasil yang optimal, temperatur eksitasi pada 300 K, yaitu pada kondisi ruang. Perubahan pada doping p-type menjadi 1×10¹⁹/cm³. Intensitas ditetapkan pada nilai 0,2866 W/cm². Sensor ini diatur untuk menerima cahaya dengan panjang gelombang 700 nm – 850 nm. Dengan mengubah besarnya nilai-nilai tersebut didapatkan hasil:

$$V_{oc} = 0,0584 \text{ volts,}$$

$$I_{sc} = -6,571 \times 10^{-3} \text{ A,}$$

$$\text{Power} = 2,67 \times 10^{-4} \text{ W.}$$

Dari simulasi dapat diketahui bahwa saat menggunakan silikon sebagai material, daya yang terbaca sangat kecil, yaitu 0,267 mW. Apabila dihitung, intensitas yang

terbaca $0,013 \text{ mW/mm}^2$. Nilai yang sangat kecil apabila dibandingkan dengan intensitas yang dihasilkan oleh sumber, yaitu $2,866 \text{ mW/mm}^2$.

3.3.2. Material Mercury Cadmium Telluride (HgCdTe) sebagai Material Sensor

Mercury cadmium telluride (HgCdTe) adalah campuran logam CdTe dan HgTe dan terkadang disebutkan sebagai teknologi semikonduktor terpenting ketiga setelah silikon dan gallium(III)arsenide. Dalam logam, cadmium dapat dipilih sebagai pengatur penyerapan sinar pada material pada panjang gelombang sinar infra merah yang diinginkan. CdTe adalah semikonduktor yang memiliki nilai energi *bandgap* 1,5 eV pada temperature ruang. HgTe adalah semimetal yang nilai energi bandgapnya nol. Jadi, campuran dari kedua substansi ini akan menghasilkan nilai energi *bandgap* antara 0-1,5 eV. Beberapa sifat dari HgCdTe yang dapat diaplikasikan sebagai sensor sinar infra merah :

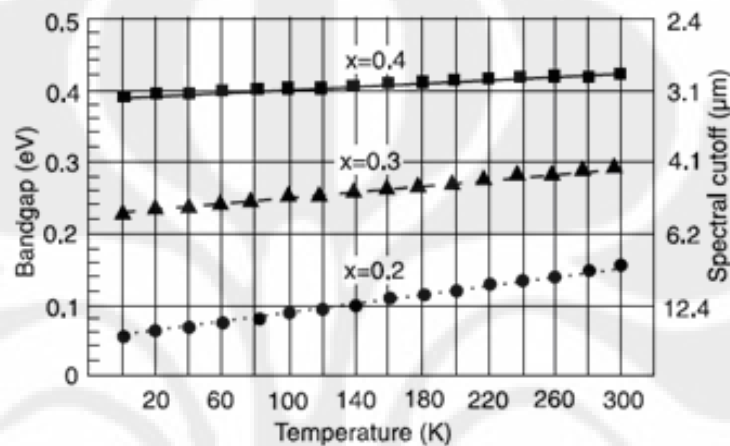
- (1) *Bangapnya* sesuai untuk *spectral-cutoff* 0,7-25 μm ,
- (2) memiliki nilai koefisien serap *direct bandgap* yang tinggi ,
- (3) memiliki indeks refraksi dielektrik yang sesuai,
- (4) memiliki suhu koefisien penyebaran yang sesuai,
- (5) dapat ber-*epitaxi* pada bermacam-macam substrat.

Nilai *bandgap* dari $\text{Hg}_{1-x}\text{Cd}_x\text{Te}$ merupakan fungsi dari komposisi nilai 'x' HgTe dan CdTe, dan temperature (T) dari material. Persamaan ini dikembangkan oleh Hansen ^[7] :

$$E_g = -0,302 + 1,93x - 0,81x^2 + 0,832x^3 + 5,35(1-2x)10^{-4} T \quad \dots(3.12)$$

Sensor yang direkomendasikan adalah sensor sinar *near infrared* yang menggunakan mercury cadmium telluride (HgCdTe) sebagai material penyusunnya. Apabila dibandingkan dengan Silikon dan Germanium, HgCdTe memiliki daya serap sinar yang tinggi dalam penampang yang tipis (10-20 μm) ^[2]. Dari Persamaan (3.12) dapat diketahui bahwa nilai 'x' pada komposisi Hg, Cd,

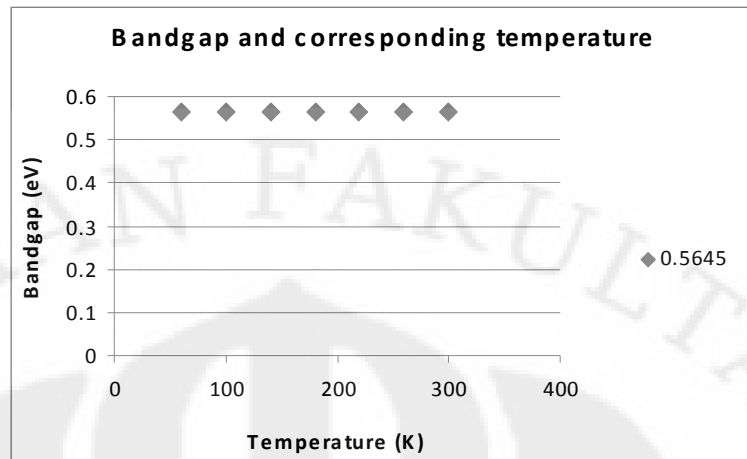
dan Te sebagai sensor sinar *infrared* dipengaruhi oleh tingkat temperature (T). Hasil *research* G.L. Hansen, J.L. Schmit, dan Casselman, didapat hubungan linier antara energi *bandgap*, spektral *cutoff* dan temperatur yang ditunjukkan pada **Gambar 3.7** ^[10]. Pada saat 'x' bernilai 0,2, 0,3, dan 0,4, panjang sinar yang dapat di-*cutoff* 3 μm sampai 14 μm , yaitu batasan sinar untuk mendeteksi sinar *infrared* tingkat medium sampai jauh.



Gambar 3.7. Bandgap dan hubungan spektral *cutoff* untuk merepresentasikan komposisi $\text{Hg}_{(1-x)}\text{Cd}_x\text{Te}$ sebagai fungsi dari temperature pada Persamaan (2.4)

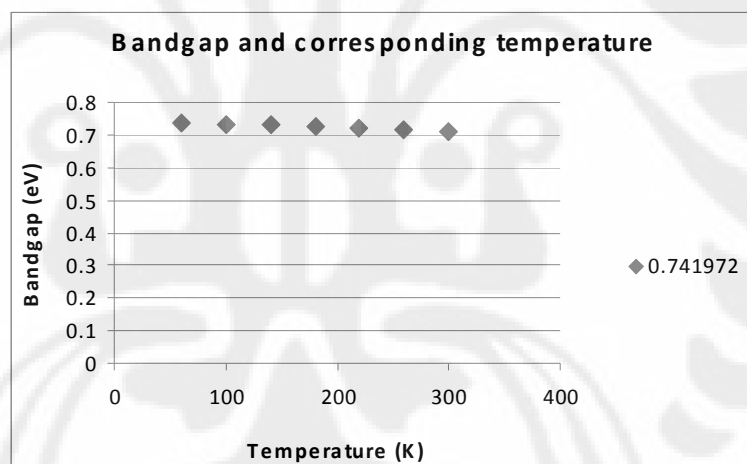
Pada $\text{Hg}_{(1-x)}\text{Cd}_x\text{Te}$ nilai bandgapnya akan berkurang sebanding dengan berkurangnya temperatur dengan syarat nilai $x < 0,5$, hal ini disebabkan oleh ikatan dari HgTe ^[3]. Syarat ini dapat dibuktikan melalui hasil grafik dari Persamaan (3.12) pada **Gambar 3.8**, **Gambar 3.9**, dan **Gambar 3.10** saat 'x' bernilai 0.5 sampai dengan 0.7.

Gambar 3.8 merupakan grafik saat 'x' bernilai 0.5, dan nilai *bandgap*nya adalah konstan.



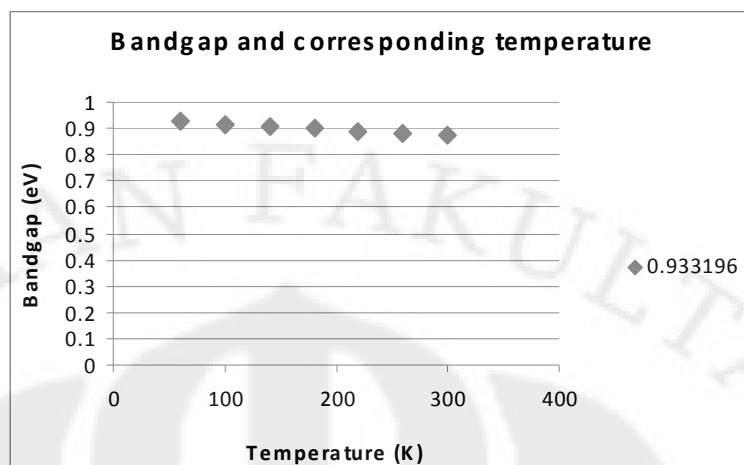
Gambar 3.8. Bandgap untuk merepresentasikan komposisi $\text{Hg}_{0.5}\text{Cd}_{0.5}\text{Te}$ sebagai fungsi dari temperature pada Persamaan (2.4)

Gambar 3.9. merupakan grafik saat 'x' bernilai 0,6, dan terlihat bahwa nilai *bandgap* berbanding terbalik linier terhadap kenaikan temperatur.



Gambar 3.9. Bandgap untuk merepresentasikan komposisi $\text{Hg}_{0.4}\text{Cd}_{0.6}\text{Te}$ sebagai fungsi dari temperature pada Persamaan (2.4)

Gambar 3.10 merupakan grafik saat 'x' bernilai 0,7. Dari gambar dapat terlihat bahwa nilai *bandgap* berbanding terbalik linier terhadap kenaikan temperatur. Apabila dibandingkan terhadap **Gambar 3.9**, saat 'x' bernilai 0,6, penurunan bandgap saat 'x' bernilai 0,7 terlihat lebih curam



Gambar 3.10. Bandgap untuk merepresentasikan komposisi $\text{Hg}_{0.3}\text{Cd}_{0.7}\text{Te}$ sebagai fungsi dari temperature pada Persamaan (2.4)

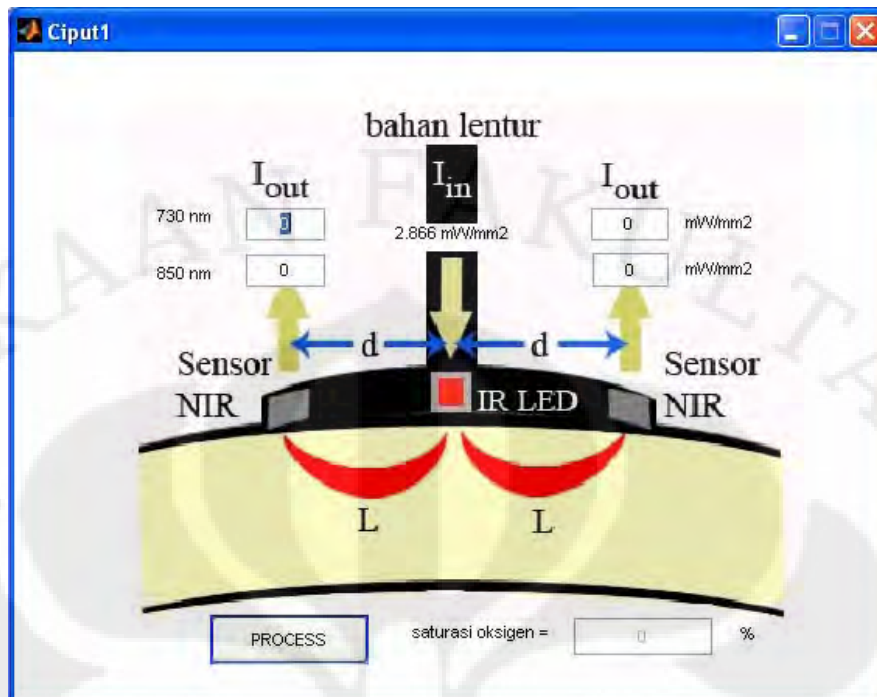
Gambar 3.9 dan **Gambar 3.10** menunjukkan nilai bandgap $\text{Hg}_{(1-x)}\text{Cd}_x\text{Te}$ akan turun saat temperaturnya dinaikkan, dengan syarat $x > 0,5$. Jadi, berdasarkan bendgapnya pada temperatur ruang, komposisi yang efektif adalah $\text{Hg}_{0.3}\text{Cd}_{0.7}\text{Te}$.

BAB 4

SIMULASI DAN ANALISIS

Simulasi disain probe sensor *non-invasive* sebagai rancang bangun pembaca tingkat kesejahteraan janin ditinjau dari jumlah saturasi oksigen dalam otak telah dilakukan dengan membuatnya pada software matlab 7.1. Pada simulasi ini digunakan beberapa asumsi. Sinar LED yang ditembakkan memiliki intensitas, $I_{in} = 2,866 \text{ mW/mm}^2$. Koefisien penyerapan dan koefisien reduksi *scattering* pada asumsi saturasi ideal 85% dan total konsentrasi hemoglobin $100 \mu\text{M}$ bernilai $\mu_{\lambda 730 \text{ nm}} = 0,015$, $\mu_{\lambda 850 \text{ nm}} = 0,023$ dan $\mu'_s \lambda 730 \text{ nm} = 0,80$, $\mu'_s \lambda 850 \text{ nm} = 0,95 \text{ mm}^{-1}$.^[8] Dengan asumsi sudut antara LED-detektor sebesar $78,75^0 - 168,75^0$, sudut tersebut adalah sudut yang paling presisi dengan keadaan sebenarnya.^[11] Otak manusia diasumsikan memiliki $n = 5$ untuk memenuhi hukum Fresnel untuk refleksi sinar pada meterial tertentu..^[12]

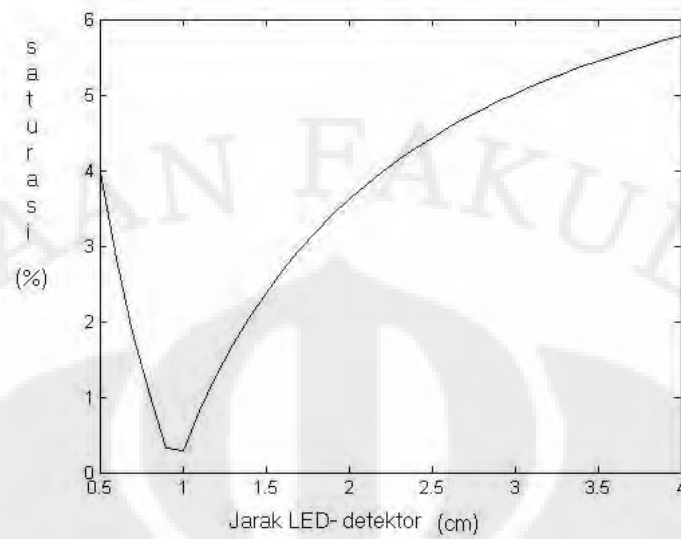
Gambar 4.1 merupakan tampilan dari simulasi program kajian analisis saturasi oksigen terhadap intensitas output (I_{out}) pada dua panjang gelombang 730 nm dan 850 nm. Nilai saturasi dipengaruhi oleh nilai intensitas yang terbaca oleh fotodetektor. Sementara nilai intensitas (I_{out}) merupakan inputan yang akan diproses pada simulasi ini. Listing program yang digunakan dalam simulasi ini adalah sebagai berikut, dengan menetapkan beberapa nilai yang dapat dianggap konstan.



Gambar 4.1. Tampilan program simulasi dengan software Matlab 7.1

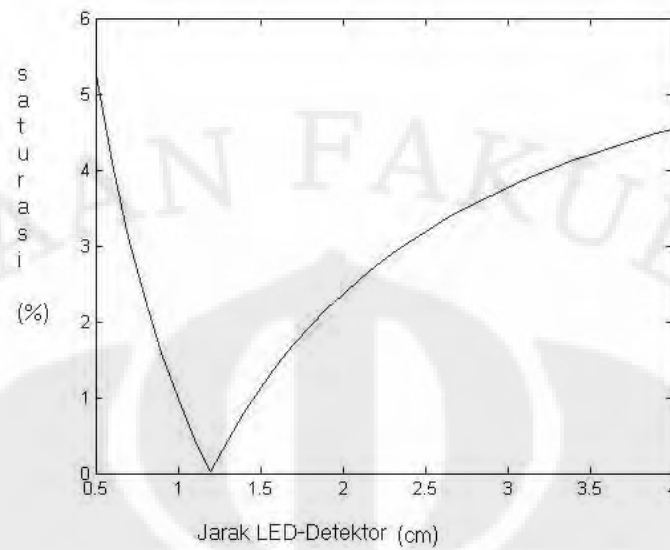
4.1. Hubungan Jarak LED-Detektor dengan Kestabilan Nilai Saturasi Oksigen Otak Janin

Dengan menggunakan program pengukuran tingkat saturasi oksigen, kestabilan tingkat saturasi dapat terlihat saat memvariasi nilai jarak antara LED dan detektornya antara 0.5 cm sampai 4 cm dengan iterasi 1:36 dan menetapkan nilai intensitas pada nilai tertentu. **Gambar 4.2, 4.3, 4.4, 4.5, 4.6** menunjukkan adanya pengaruh jarak (d) terhadap kestabilan nilai saturasi. **Gambar 4.5** dan **4.6** adalah grafik saat kondisi saturasi oksigen pada janin stabil. Pada **Gambar 4.2** terlihat bahwa saat jarak LED dan detektor 0 cm - 1 cm kurva tidak stabil. Apabila dibandingkan dengan **Gambar 4.5** dan **4.6**, **Gambar 4.2.** akan stabil saat jarak LED dan detektornya lebih besar dari 1 cm.



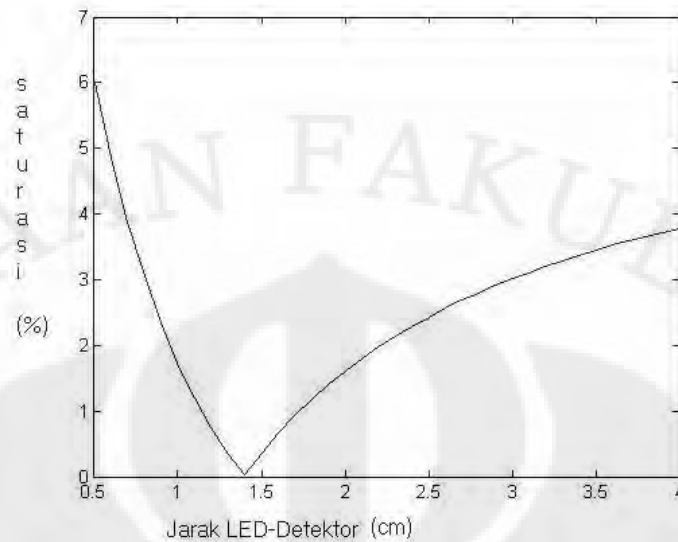
Gambar 4.2. Grafik hasil simulasi hubungan jarak LED dan detektor terhadap kestabilan saturasi oksigen janin pada kondisi $I_{out} \lambda 730 \text{ nm} = 2 \text{ mW/mm}^2$ dan 1 mW/mm^2 , $I_{out} \lambda 850 \text{ nm} = 1,2 \text{ mW/mm}^2$ dan $0,8 \text{ mW/mm}^2$

Pada **Gambar 4.3** ketidakstabilan nilai saturasi terjadi saat jarak LED dan detektor 0–1,25 cm. Hal ini dapat terlihat dari nilai saturasi yang terus menurun sampai menyentuh sumbu-x, atau nilai saturasi nol. Jadi, apabila dibandingkan dengan **Gambar 4.5** dan **4.6**, **Gambar 4.3**. akan stabil saat jarak LED dan detektornya lebih besar dari 1,25 cm.

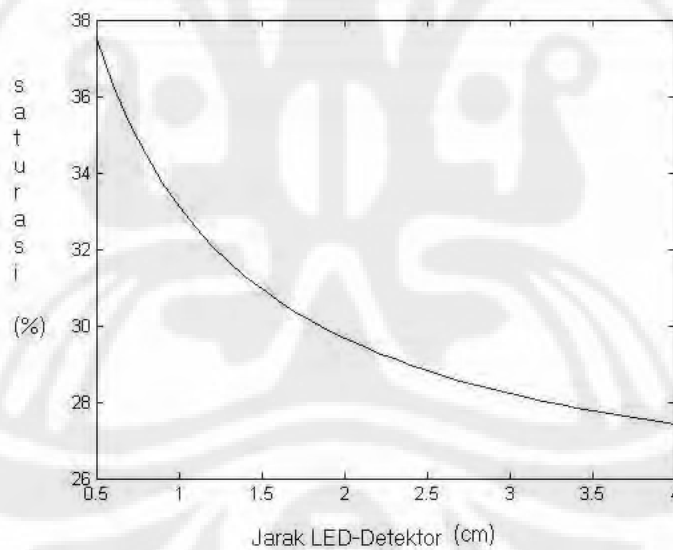


Gambar 4.3. Grafik hasil simulasi hubungan jarak LED dan detektor terhadap kestabilan saturasi oksigen janin pada kondisi $I_{out} \lambda 730 \text{ nm} = 1,7 \text{ mW/mm}^2$ dan $2,4 \text{ mW/mm}^2$, $I_{out} \lambda 850 \text{ nm} = 1,22 \text{ mW/mm}^2$ dan 1 mW/mm^2

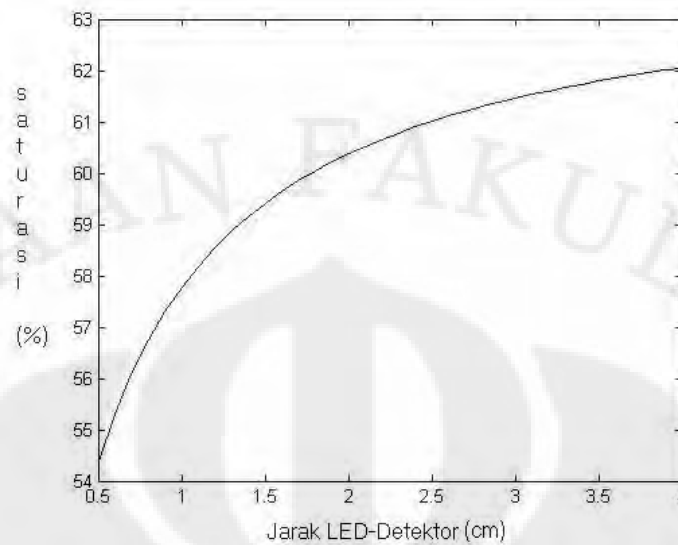
Pada **Grafik 4.4** ketidakstabilan nilai saturasi terjadi saat jarak LED dan detektor 0–1,4 cm. Hal ini dapat terlihat dari nilai saturasi yang terus menurun sampai menyentuh sumbu-x, atau nilai saturasi nol. Pada grafik juga dapat dilihat bahwa kestabilan baru terjadi saat jarak LED dan detektor lebih dari 1,5 cm.



Gambar 4.4. Grafik hasil simulasi hubungan jarak LED dan detektor terhadap kestabilan saturasi oksigen janin pada kondisi $I_{out} \lambda 730 \text{ nm} = 1,7 \text{ mW/mm}^2$ dan $2,4 \text{ mW/mm}^2$, $I_{out} \lambda 850 \text{ nm} = 1,224 \text{ mW/mm}^2$ dan $1,0005 \text{ mW/mm}^2$



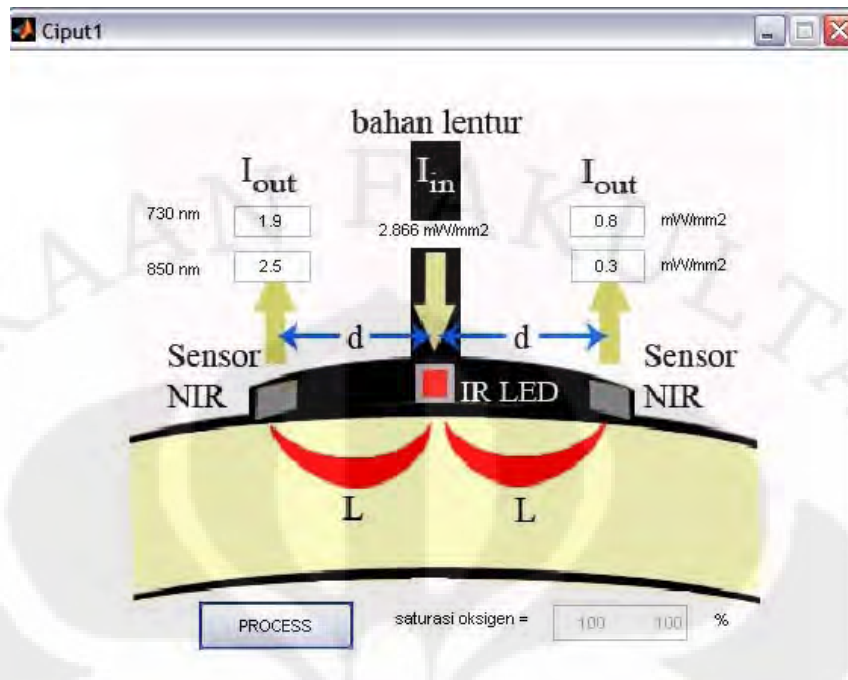
Gambar 4.5. Gambar hasil simulasi hubungan jarak LED dan detektor terhadap kestabilan saturasi oksigen janin pada kondisi $I_{out} \lambda 730 \text{ nm} = 2,02 \text{ mW/mm}^2$ dan $0,989 \text{ mW/mm}^2$, $I_{out} \lambda 850 \text{ nm} = 2 \text{ mW/mm}^2$ dan $1,5 \text{ mW/mm}^2$



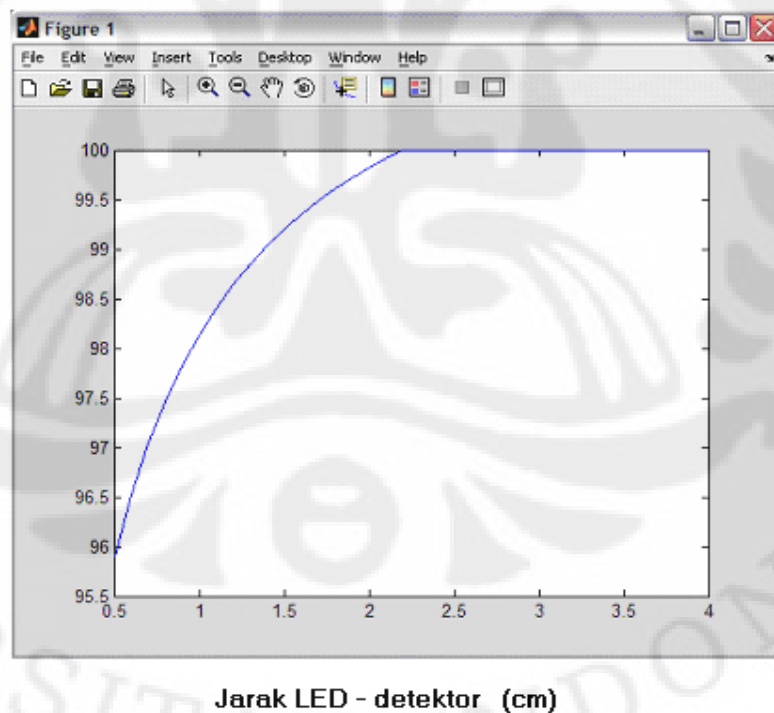
Gambar 4.6. Gambar hasil simulasi hubungan jarak LED dan detektor terhadap kestabilan saturasi oksigen janin pada kondisi $I_{out} \lambda 730 \text{ nm} = 2,2 \text{ mW/mm}^2$ dan 1 mW/mm^2 , $I_{out} \lambda 850 \text{ nm} = 1,4 \text{ mW/mm}^2$ dan $0,6 \text{ mW/mm}^2$

Dari **Gambar 4.2, 4.3, 4.4, 4.5, dan 4.6** dapat diketahui bahwa pada saat nilai intensitas divariasikan secara acak, kestabilan nilai saturasi oksigen akan stabil pada jarak antara LED dan detektornya lebih besar dari 1,5 cm.

Gambar 4.7 adalah nilai intensitas saat kondisi saturasi oksigen pada bayi ideal. Pada gambar dilihat bahwa nilai intensitas pada sensor kanan jauh lebih kecil apabila dibandingkan dengan sensor kiri, karena probe menggunakan disain dengan satu LED dan sudut diarahkan pada sensor di sisi kiri LED. Sedangkan pada **Gambar 4.8** menunjukkan grafik pada saat nilai saturasi oksigen pada bayi atau janin ideal, dilihat dari nilai saturasi sebesar 100 %, sebagai batas maksimum saturasi oksigen janin.



Gambar 4.7. Nilai intensitas pada kondisi saturasi oksigen pada bayi ideal



Gambar 4.8. Grafik hubungan antara jarak (cm) dan saturasi (%) pada kondisi ideal

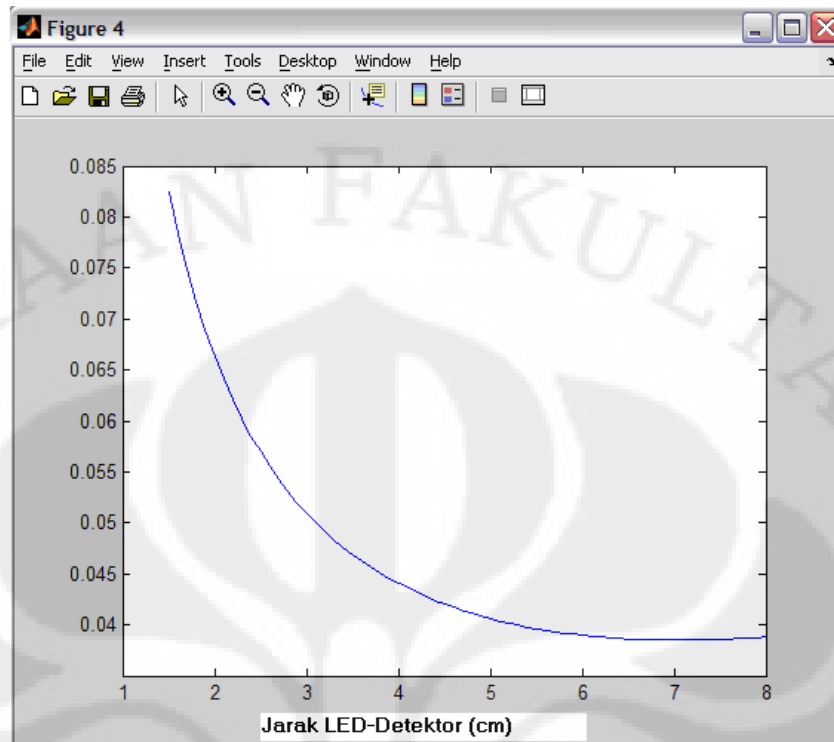
Pada proses pengukuran nilai saturasi oksigen janin atau bayi yang masih berada dalam rahim, dibutuhkan ukuran probe sekecil mungkin. Dari hasil simulasi hubungan jarak dan saturasi pada kondisi ideal, diperoleh ukuran stabil dan efisien pada jarak 2.25 cm. Titik ini dapat dilihat dari titik batas saat grafik mengalami saturasi, yaitu saat mencapai titik 100 %.

Dengan menganalisa seluruh grafik pada gambar, didapat bahwa sistem pengukuran nilai saturasi oksigen akan stabil pada disain probe dengan jarak LED dan detektor diatas 2.25 cm, berbeda dengan ketetapan pada hasil perancangan pada bab 3 yang mengacu pada referensi.

4.2. Hubungan Jarak LED-Detektor dengan Keluaran Intensitas Cahaya

Pada **Gambar 4.9** sumbu-x merupakan jarak antara LED-Detektor dari 1.5 cm sampai dengan 8 cm. Hubungan antara jarak (cm) dan intensitas (mW/mm^2) didapat dari Persamaan (3.11). Dalam pengukuran nilai saturasi dibutuhkan nilai intensitas yang paling tinggi untuk memudahkan dalam perhitungan dan pembacaan.

Dari Persamaan (3.11) dan **Gambar 4.9**, dapat diketahui bahwa hubungan antara jarak dan intensitas berupa eksponensial. Pada jarak 2 cm nilai intensitas yang terukur bernilai $0,08 \text{ mW/mm}^2$. Sedangkan pada jarak 8 cm, nilai intensitas yang terukur bernilai $0,04 \text{ mW/mm}^2$, semakin mendekati nol. Hal ini menunjukkan bahwa semakin jauh jarak LED dan detektornya, maka nilai intensitasnya akan semakin kecil. Jadi, untuk mendapatkan hasil intensitas yang optimal diperlukan jarak probe yang sedekat mungkin. Dengan kata lain, intensitas berbanding terbalik dengan jarak LED dan fotodetektor.



Gambar 4.9. Grafik hubungan antara jarak LED-Detektor terhadap keluaran intensitas cahaya

4.3. Pengaruh Sudut LED-Detektor Terhadap Koefisien Penyerapan

Dari data pada **Tabel 4.1**, dengan menggunakan Microsoft Excel didapat hubungan antara besar sudut terhadap koefisien penyerapan yang akan berpengaruh juga pada tingkat kestabilan pengukuran saturasi oksigen pada otak janin. Koefisien penyerapan akan mempengaruhi nilai intensitas secara langsung, ditunjukkan pada Persamaan (3.3).

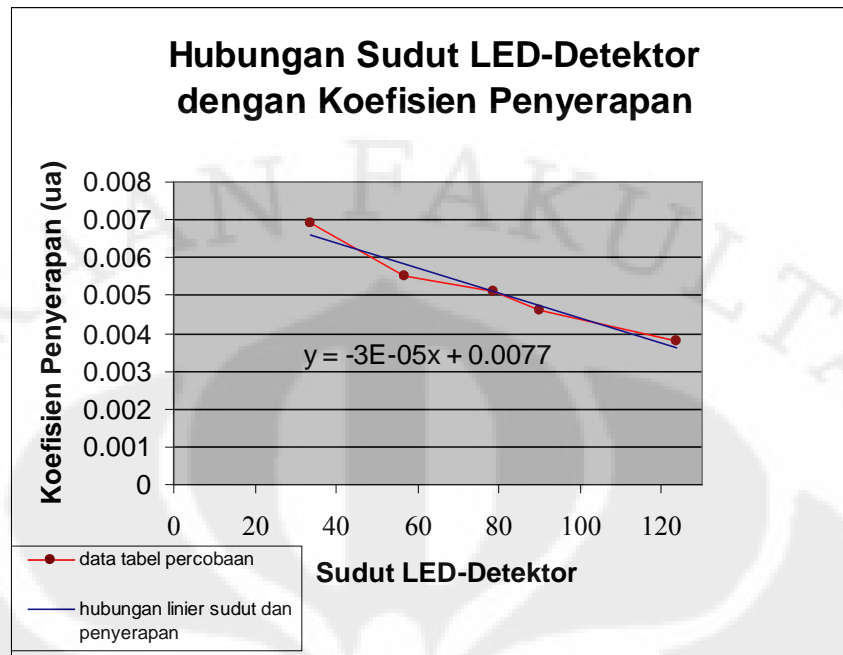
Tabel 4.1. Hubungan antara sudut LED-detektor terhadap Koefisien penyerapan (μ_a)^[11]

| Sudut LED-Detektor | Nilai tengah (derajat) | μ_a (infinite medium) |
|--|---------------------------|------------------------------|
| 11,25 ⁰ – 56,25 ⁰ | 33,75 ⁰ | 0,0069 mm ⁻¹ |
| 33,75 – 78,75 | 56,75 ⁰ | 0,0055 mm ⁻¹ |
| 56,25 – 101,25 | 78,75 ⁰ | 0,0051 mm ⁻¹ |
| 78,75 ⁰ – 168,75 ⁰ | 90 ⁰ | 0,0046 mm ⁻¹ |
| 11,25 ⁰ – 168,75 ⁰ | 123,75 ⁰ | 0,0038 mm ⁻¹ |

Gambar 4.10 merupakan grafik dengan menggunakan data **Tabel 4.1**. Pada **Gambar 4.10** dapat dilihat bahwa terdapat hubungan linier antara sudut dan nilai koefisien sinar yang terserap oleh jaringan (μ_a). Dengan Persamaan :

$$\mu_a = -3 \times 10^{-5} \times (\text{sudut LED-Detektor}) + 0,0077 \quad \dots(4.1),$$

didapat hubungan linier antara besar sudut dan koefisien penyerapan. Dari hubungan tersebut dapat dilihat bahwa kepresisian koefisien penyerapan (μ_a) didapat pada saat sudut LED dan fotodetektor lebih besar atau sama dengan 78,75⁰ sampai 168,75⁰. Dianalisis dari penyebaran titik-titik yang paling dekat dengan garis linier yang ditetapkan.



Gambar 4.10. Hubungan sudut LED-Detektor terhadap koefisien absorpsi (mm^{-1}) dengan variasi sudut, pada **Tabel 4.1** menggunakan koefisien penyerapan sebenarnya $u_a = 0,0037 \text{ mm}^{-1}$, $u_s' = 0,50 \text{ mm}^{-1}$

BAB 5

KESIMPULAN

1. Dari analisis hasil simulasi disain probe pengukur tingkat saturasi oksigen pada bayi atau janin dengan menggunakan matlab 7.1, didapat jarak efektif antara LED dan detektor untuk mencapai titik kestabilan pada pengukuran tingkat saturasi oksigen adalah 2,25 cm.
2. Dari hasil analisis data yang ada dengan menggunakan microsoft excel, didapat sudut yang efektif antara LED dan salah satu sensornya agar mencapai kepresisian pada pengukuran tingkat saturasi oksigen adalah $78,5^{\circ}$ sampai dengan $168,75^{\circ}$.

DAFTAR REFERENSI

- [1] M.W. Scott, “Energy gap in $Hg_{1-x}Cd_xTe$ by optical absorption”, J. Appl. Phys. 40. 4077-4081 (1969)
- [2] P. Norton, “ $HgCdTe$ infrared detector”, *Opto-Electronics Review* **10**(3), 159-174 (2002)
- [3] S. M. Sze, “*Semiconductor Sensor*”, New York, 1994
- [4] Scott C. Bunce, Meltem Izzetoglu, Kurtulus Izzetoglu, Banu Onaral, Kambiz Pourrezaei, *Functional Near-Infrared Spectroscopy*, Scott Bunce, Drexel University College of Medicine, Philadelphia: USA, 2006.
- [5] Laura Spinney, “Optical Topography and The Colour of Blood OT gives neuroscientist a new and faster view of brain, and an alternative to fmRI”, *The Scientist* 2005, 19(2):25
- [6] Kusuma, R. Aditya, “*The Role of Near Infrared Spectroscopy as A Monitor of Perinatal Hypoxia*”, Slide presentasi
- [7] Alper Bozkurt, Arye Rosen, Harel Rosen and Banu Onaral, “A portable near infrared spectroscopy system for bedside monitoring monitoring of newborn brain”, *Biomedical Engineering Online doc* : 10.1186/1475-925X-4-29, USA, 2005.
- [8] Stranginan G, Boas DA, Sutton JP, “*Non-Invasive neuroimaging using near-infrared light*”, *Biological Psychiatry* 2002, 52(7):679-93.
- [9] G.L. Hansen, J.L. Schmit, and Casselman, “Energy gap versus alloy composition and temperature in $Hg_{1-x}Cd_xTe$,” J.Appl. Phys. **53**, 7099-7101 (1982).

- [10] Brian W. Pogue, Keith D. Paulsen, Chris Abele, and Howard Kaufman, "Calibration of near-infrared frequency-domain tissue spectroscopy for absolute absorption coefficient quantitation in neonatal head-simulating phantoms", paper JBO-90003, 1999
- [11] W. G Zijlstra, A. Buursma, and W.p. Meusen-van der Roest, "Absorption Spectra of Human Fetal and Adult Oxyhemoglobin, De-Oxyhemoglobin, Carboxyhemoglobin, and Methemoglobin", Clin Chem, 37/9, 1633-1638 (1991)

DAFTAR PUSTAKA

M.W. Scott, “*Energy gap in Hg_{1-x}Cd_xTe by optical absorption*”, J. Appl. Phys. 40. 4077-4081 (1969)

P. Norton, “*HgCdTe infrared detector*”, *Opto-Electronics Review* **10**(3), 159-174 (2002)

S. M. Sze, “*Semiconductor Sensor*”, New York, 1994

http://en.wikipedia.org/wiki/Mercury_Cadmium_Telluride

Scott C. Bunce, Meltem Izzetoglu, Kurtulus Izzetoglu, Banu Onaral, Kambiz Pourrezaei, *Functional Near-Infrared Spectroscopy*, Scott Bunce, Drexel University College of Medicine, Philadelphia: USA, 2006.

Laura Spinney, “Optical Topography and The Colour of Blood OT gives neuroscientist a new and faster view of brain, and an alternative to fmRI”, *The Scientist* 2005, 19(2):25

Kusuma, R. Aditya, “*The Role of Near Infrared Spectroscopy as A Monitor of Perinatal Hypoxia*” , Slide presentasi seminar tesis, Fakultas Kedokteran Universitas Indonesia, 2008

Alper Bozkurt, Arye Rosen, Harel Rosen and Banu Onaral, “*A portable near infrared spectroscopy system for bedside monitoring monitoring of newborn brain*”, *Biomedical Engineering Online doc* : 10.1186/1475-925X-4-29, USA, 2005

Stranginan G, Boas DA, Sutton JP, “*Non-Invasive neuroimaging using near-infrared light*”, *Biological Psychiatry* 2002, 52(7):679-93

G.L. Hansen, J.L. Schmit, and Casselman, "*Energy gap versus alloy composition and temperature in $Hg_{1-x}Cd_xTe$* ," J.Appl. Phys. **53**, 7099-7101 (1982)

Brian W. Pogue, Keith D. Paulsen, Chris Abele, and Howard Kaufman, "*Calibration of near-infrared frequency-domain tissue spectroscopy for absolute absorption coefficient quantitation in neonatal head-simulating phantoms*", paper JBO-90003, 1999

W. G Zijlstra, A. Buursma, and W.p. Meeusen-van der Roest, "*Absorption Spectra of Human Fetal and Adult Oxyhemoglobin, De-Oxyhemoglobin, Carboxyhemoglobin, and Methemoglobin*", Clin Chem, 37/9, 1633-1638 (1991)

LAMPIRAN

```

function varargout = Ciput1(varargin)
% CIPUT1 M-file for Ciput1.fig
%   CIPUT1, by itself, creates a new CIPUT1 or raises the
existing
%   singleton*.
%
%   H = CIPUT1 returns the handle to a new CIPUT1 or the handle
to
%   the existing singleton*.
%
%   CIPUT1('CALLBACK',hObject,eventData,handles,...) calls the
local
%   function named CALLBACK in CIPUT1.M with the given input
arguments.
%
%   CIPUT1('Property','Value',...) creates a new CIPUT1 or
raises the
%   existing singleton*. Starting from the left, property
value pairs are
%   applied to the GUI before Ciput1_OpeningFunction gets
called. An
%   unrecognized property name or invalid value makes property
application
%   stop. All inputs are passed to Ciput1_OpeningFcn via
varargin.
%
%   *See GUI Options on GUIDE's Tools menu. Choose "GUI allows
only one
%   instance to run (singleton)".
%
% See also: GUIDE, GUIDATA, GUIHANDLES

% Edit the above text to modify the response to help Ciput1

% Last Modified by GUIDE v2.5 14-May-2009 15:09:37

% Begin initialization code - DO NOT EDIT
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
                  'gui_Singleton',  gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn', @Ciput1_OpeningFcn, ...
                  'gui_OutputFcn',  @Ciput1_OutputFcn, ...
                  'gui_LayoutFcn',  [], ...
                  'gui_Callback',   []);

if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if nargout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});

```

```

end
% End initialization code - DO NOT EDIT
% --- Executes just before Ciput1 is made visible.
function Ciput1_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
% This function has no output args, see OutputFcn.
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
% varargin   command line arguments to Ciput1 (see VARARGIN)

% Choose default command line output for Ciput1
handles.output = hObject;
a = imread('probel.JPG');
imshow (a);
% Update handles structure
guidata(hObject, handles);

% UIWAIT makes Ciput1 wait for user response (see UIRESUME)
% uiwait(handles.figure1);

% --- Outputs from this function are returned to the command line.
function varargout = Ciput1_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)
% varargout  cell array for returning output args (see VARARGOUT);
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Get default command line output from handles structure
varargout{1} = handles.output;

% --- Executes on button press in pushbutton1.
function pushbutton1_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to pushbutton1 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
proses = guidata(gcbo)
%load sawah
%load satpam
%load orang
%load hansip
load dlx
%Iout11=orang;
%Iout21=sawah;
Iout11=str2double(get(proses.Iout1,'String'));
Iout21=str2double(get(proses.Iout2,'String'));
%Iout12=satpam;
%Iout22=hansip;
Iout12=str2double(get(proses.I1,'String'));
Iout22=str2double(get(proses.I2,'String'));
for n=1:36
    d1=dlx(1,n)
    ua1=0.015;

```

```

ua2=0.023;
    us1=0.80;
    us2=0.95;
e=[0.4383 1.1596;1.3029 0.7861];
d=d1*10;
%d1=;
Iin=2.866;

DPF1=0.5*((3*us1/ua1)^0.5)*(1-(1/(1+(d*(3*us1*ua1)^0.5))));
DPF2=0.5*((3*us2/ua2)^0.5)*(1-(1/(1+(d*(3*us2*ua2)^0.5))));

    DPF=[DPF1 0;0 DPF2];

M=d1*(e*DPF)';
T=0.01*M^-1 ;

OD11=-log10(Iout11./Iin);
    OD12=-log10(Iout21./Iin);

deltaOD1=abs(OD11-OD12);

                                OD21=-log10(Iout12./Iin);
                                OD22=-log10(Iout22./Iin);

                                deltaOD2=abs(OD21-OD22);

Z=[deltaOD1;deltaOD2];

A=T*Z;
CHbO2=A(1,1);
CHHb=A(2,1);

    saturasi(1,n)=abs((CHbO2./(CHbO2+CHHb)).*100);
    if (saturasi(1,n) >100)
        saturasi(1,n) = 100;
    end

    sat = num2str (saturasi);
    OD21 , CHbO2
set(handles.sat, 'String', sat);
end;
figure
plot (dlx,saturasi);
save saturasi
hold
function Iout1_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to Iout1 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of Iout1 as text
%        str2double(get(hObject,'String')) returns contents of
Iout1 as a double

```

```

% --- Executes during object creation, after setting all
properties.
function Iout1_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to Iout1 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all
CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
%       See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function edit2_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to edit2 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of edit2 as text
%       str2double(get(hObject,'String')) returns contents of
edit2 as a double

% --- Executes during object creation, after setting all
properties.
function edit2_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to edit2 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all
CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
%       See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

% --- If Enable == 'on', executes on mouse press in 5 pixel
border.
% --- Otherwise, executes on mouse press in 5 pixel border or over
pushbutton1.

% hObject    handle to pushbutton1 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

```

```

function edit4_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to edit4 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of edit4 as text
%        str2double(get(hObject,'String')) returns contents of
edit4 as a double

% --- Executes during object creation, after setting all
properties.
function edit4_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to edit4 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all
CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
%        See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function Iout2_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to Iout2 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of Iout2 as text
%        str2double(get(hObject,'String')) returns contents of
Iout2 as a double

% --- Executes during object creation, after setting all
properties.
function Iout2_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to Iout2 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all
CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
%        See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))

```

```

    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function I1_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to I1 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of I1 as text
%        str2double(get(hObject,'String')) returns contents of I1
as a double

% --- Executes during object creation, after setting all
properties.
function I1_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to I1 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all
CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
%        See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUiControlBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function i2_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to i2 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of i2 as text
%        str2double(get(hObject,'String')) returns contents of i2
as a double

% --- Executes during object creation, after setting all
properties.
function i2_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to i2 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all
CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
%        See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUiControlBackgroundColor'))

```

```

        set(hObject,'BackgroundColor','white');
    end
function I2_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to I2 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of I2 as text
%        str2double(get(hObject,'String')) returns contents of I2
as a double

% --- Executes during object creation, after setting all
properties.
function I2_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to I2 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all
CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
%        See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function sat_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to sat (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of sat as text
%        str2double(get(hObject,'String')) returns contents of sat
as a double

% --- Executes during object creation, after setting all
properties.
function sat_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to sat (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all
CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
%        See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

```