



UNIVERSITAS INDONESIA

**RANCANG BANGUN SIMULATOR ALAT UKUR NILAI pH
DALAM KAITANNYA DENGAN SATURASI OKSIGEN
BERBASIS MICROCONTROLLER DAN MATLAB UNTUK
MENGETAHUI TINGKAT KESEHATAN JANIN**

SKRIPSI

**RINDA AIRIN
040503712X**

**FAKULTAS TEKNIK
DEPARTEMEN ELEKTRO
DEPOK
JULI 2009**



UNIVERSITAS INDONESIA

**RANCANG BANGUN SIMULATOR ALAT UKUR NILAI pH
DALAM KAITANNYA DENGAN SATURASI OKSIGEN
BERBASIS MICROCONTROLLER DAN MATLAB UNTUK
MENGETAHUI TINGKAT KESEHATAN JANIN**

SKRIPSI

Diajukan sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar Sarjana Teknik

**RINDA AIRIN
040503712X**

**FAKULTAS TEKNIK
DEPARTEMEN 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 : Rinda Airin

NPM : 040503712X

Tanda Tangan :

Tanggal : 16 Juni 2009

HALAMAN PENGESAHAN

Skripsi ini diajukan oleh :

Nama : Rinda Airin

NPM : 040503712X

Program Studi : Teknik Elektro

Judul Skripsi : Rancang Bangun Simulator Alat Ukur Nilai pH dalam Kaitannya dengan Saturasi Oksigen Berbasis Microcontroller dan MATLAB untuk Mengetahui Tingkat Kesehatan Janin

Telah berhasil dipertahankan dihadapan Dewan Penguji dan diterima sebagai bagian persyaratan yang diperlukan untuk memperoleh gelar Sarjana Strata 1 pada Program Studi Teknik Elektro, Fakultas Teknik, Universitas Indonesia.

DEWAN PENGUJI

Pembimbing : Arief Udhiarto ST, MT ()

Penguji : Dr. Ir. Purnomo Sidi Priambodho, M.Sc ()

Penguji : Dr. Ir. Arman Djohan Diponegoro, M.Eng ()

Ditetapkan di : Depok

Tanggal : 9 Juli 2009

KATA PENGANTAR

Puji syukur saya panjatkan kepada Allah Subhanahu Wa Ta'ala, karena atas berkat dan rahmat-Nya saya dapat menyelesaikan skripsi ini. Penulisan skripsi ini dilakukan dalam rangka memenuhi salah satu syarat untuk mencapai gelar Sarjana Teknik Elektro pada Fakultas Teknik Universitas Indonesia. Saya menyadari bahwa, tanpa bantuan dan bimbingan dari berbagai pihak, dari masa perkuliahan sampai pada penyusunan skripsi ini, sangatlah sulit bagi saya untuk menyelesaikan skripsi ini. Oleh karena itu, saya mengucapkan terima kasih kepada:

1. Arief Udhiarto ST, MT, selaku dosen pembimbing yang telah menyediakan waktu, tenaga, dan pikiran untuk mengarahkan saya dalam penyusunan skripsi ini;
2. Orang tua dan keluarga saya yang telah memberikan semangat serta dukungan material dan moral;
3. Teman-teman elektro angkatan 2005, khususnya Tomy Abu Zairi atas semangat dan bantuan yang sangat berarti, Citra Purdiaswari, Nia Marlyana P, Mayang Dewi K, Dewi Asri T.P, Khotimah Khomsati, Rr. Aditya Widyaningrum, Arif Rahmansyah, Heri Rahmadianto, dan Ahmad Fauzi, terimakasih untuk semangat yang tanpa henti kepada saya;
4. Suharianti Lasuda dan Heru Prayugo yang telah meminjamkan peralatan yang dipergunakan dalam menyelesaikan skripsi ini; dan
5. Seluruh pihak yang telah membantu saya dalam menyelesaikan skripsi ini.

Akhir kata, saya berharap Allah Subhanahu Wa Ta'ala berkenan membalas kebaikan semua pihak yang telah membantu dalam penelitian dan penyusunan skripsi ini. Semoga skripsi ini membawa manfaat bagi pengembangan ilmu pengetahuan dan teknologi.

Depok, 15 Juni 2009

Penulis

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

Sebagai civitas akademik Universitas Indonesia, saya yang bertanda tangan dibawah ini:

Nama : Rinda Airin
NPM : 040503712X
Program Studi : Teknik Elektro
Departemen : Teknik Elektro
Fakultas : Teknik
Jenis Karya : Skripsi

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

Rancang Bangun Simulator Alat Ukur Nilai pH dalam Kaitannya dengan Saturasi Oksigen Berbasis Microcontroller dan MATLAB untuk Mengetahui Tingkat Kesehatan Janin.

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

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya.

Dibuat di : Depok
Pada tanggal : 14 Juni 2009
Yang menyatakan

(Rinda Airin)

ABSTRAK

Nama : Rinda Airin
Program Studi : Teknik Elektro
Judul : Rancang Bangun Simulator Alat Ukur Nilai pH dalam Kaitannya dengan saturasi Oksigen Berbasis Microcontroller dan MATLAB untuk Mengetahui Tingkat Kesehatan Janin.

Dalam bidang kesehatan dan perawatan kebidanan, angka kematian janin merupakan parameter penting. Salah satu penyebab utama kematian janin adalah terjadinya asfiksia yang dapat mengakibatkan asidosis. Kondisi asidosis inilah yang sebenarnya menjadi acuan kesehatan janin, karena kondisi ini dapat mengakibatkan kerusakan sel di berbagai organ vital seperti hati, ginjal, jantung dan otak. Bila tidak ditangani dengan cepat dan tepat, kondisi ini akan berakibat menurunnya kesehatan janin, kecacatan, atau berujung pada kematian janin. Perkembangan ilmu dan teknologi kedokteran yang ada menggunakan metode yang invasif. Yang paling banyak digunakan dalam kurun waktu terakhir ini adalah metode NIRS (*Near Infrared Spectroscopy*,) karena lebih akurat dan tidak invasif. Meskipun demikian, metode NIRS ini hanya menunjukkan nilai saturasi oksigen, belum menampilkan langsung nilai pH sebagai parameter kondisi tingkat keasaman darah janin.

Skripsi ini menjelaskan suatu rancang bangun yang mensimulasikan alat untuk mengukur nilai pH dalam kaitannya dengan saturasi oksigen menggunakan *microcontroller* Atmega 8535 dan diproses di perangkat lunak MATLAB. Sinyal input berasal dari suatu rangkaian analog untuk mensimulasikan perubahan intensitas cahaya. Pengolahan dan proses selanjutnya dilakukan oleh *microcontroller* dan MATLAB. Nilai akhir berupa nilai saturasi oksigen dan pH ditampilkan melalui GUI MATLAB. Pengujian dilakukan pada tiap subsistem, yaitu subsistem rangkaian analog sensor cahaya, subsistem *microcontroller*, subsistem komunikasi serial, dan subsistem MATLAB *processing*. Secara umum, simulator alat ukur nilai pH berdasarkan nilai saturasi oksigen yang dibuat pada skripsi ini telah berhasil bekerja sesuai rancangan.

Kata kunci:

asidosis, morbiditas, mortalitas neonatal, *spectroscopy*

ABSTRACT

Name : Rinda Airin
Study Program: Electrical Engineering
Title : The Design of Simulator of a Mean to Measure pH Related to Oxygen Saturation Based on Microcontroller and MATLAB for Assessing Fetal Health

In the field of health care and obstetrics, fetal death rate is the important parameter. One of the main causes of death of the fetus is asphyxia that can lead to acidosis. Acidosis is actually an indicator of fetal health, because this condition can cause damage to cells in various vital organs such as liver, kidney, heart and brain. If it's not dealt quickly and precisely, this condition will result to the decrease of fetal health, disability, or culminate to the death of the fetus. Nowadays, the development of science and medical technology used is invansive. The most widely method used is (NIRS) Near Infrared Spectroscopy because it is more accurate and not invasive. Nevertheless, this method only shows the value of oxygen saturation, not directly shows the pH value as a parameter of fetal blood levels of acidity condition.

This report explains about designing and building a simulator of a mean to measure pH related to oxygen saturation using *microcontroller* of Atmega 8535 and is processed by MATLAB. The input signal comes from analog circuit to simulate the change of light intensity. The next process is done by *microcontroller* and MATLAB. The outputs; oxygen saturation and pH, are displayed by GUI MATLAB. The testing is done in every subsystem, that are analog circuit of light sensor subsystem, microcontroller subsystem, serial communication subsystem, and MATLAB processing and GUI display subsystem. Generally, the simulator of a mean to measure pH based on oxygen saturation made in this project is succeed as designed.

Keyword:

acidosis, morbidity, neonatal mortality, *spectroscopy*

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL.....	ii
HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS.....	iii
HALAMAN PENGESAHAN.....	iv
KATA PENGANTAR	v
HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI.....	vi
ABSTRAK.....	vii
ABSTRACT.....	viii
DAFTAR ISI.....	ix
DAFTAR TABEL.....	xi
DAFTAR GAMBAR	xii
BAB 1 PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Tujuan	2
1.3 Pembatasan Masalah	2
1.4 Metode Penelitian.....	2
1.5 Sistematika Penulisan	2
BAB 2 LANDASAN TEORI.....	4
2.1 Kesetimbangan Asam Basa Tubuh Manusia.....	4
2.2 Pengaruh Asfiksia terhadap Asidosis	5
2.2.1 Pengertian Asfiksia	5
2.2.2 Penyebab Asfiksia	7
2.2.3. Hubungan Asfiksia dengan Asidosis	8
2.3 Perkembangan Teknologi dalam Memprediksi Asidosis	10
2.3.1 <i>Fetal Heart Rate Monitoring</i>	11
2.3.2. <i>Blood Gas Analysis (Analisa Gas Darah Kulit Kepala)</i>	12
2.3.3. <i>Near Infrared Spectroscopy</i>	12
2.4 <i>Microcontroller Atmega 8535</i>	15
2.5 Regresi Non Linear dalam Analisis data pada MATLAB	17
2.6 Phototransistor.....	17
BAB3 PERANCANGAN SIMULATOR PENENTUAN NILAI pH BERDASARKAN NILAI SATURASI OKSIGEN.....	20
3.1 Gambaran Umum Rancangan	20
3.2. Gambaran Teknis Rancangan	20
3.3. Pembahasan Subsistem Rancangan.....	22
3.3.1 Subsistem rangkaian analog dengan sensor cahaya	23
3.3.2 <i>Microcontroller</i>	24
3.3.2.1. Konversi Tegangan Analog ke Digital oleh ADC.....	25
3.3.2.2. Komunikasi Serial oleh USART.....	27

3.3.3 Komunikasi serial antara MATLAB dan <i>microcontroller</i>	28
3.3.4 MATLAB <i>processing</i> dan GUI <i>Display</i>	30
BAB 4 PENGUJIAN KERJA DAN ANALISIS SISTEM	37
4.1 Pengujian Fungsionalitas Subsistem	38
4.1.1 Pengujian Subsistem Rangkaian Analog Sensor Cahaya	38
4.1.2 Pengujian Subsistem <i>Microcontroller</i>	40
4.1.2.1 Pengujian ADC	40
4.1.2.2 Pengujian komunikasi serial	42
4.1.3 Pengujian Konektivitas GUI MATLAB dengan Serial <i>Microcontroller</i>	42
4.2 Analisis Pengujian Sistem secara Keseluruhan	43
BAB 5 KESIMPULAN	46
REFERENSI	47
DAFTAR PUSTAKA	48

DAFTAR TABEL

Tabel 3.1	Perbandingan beberapa metode <i>fitting</i> dan SSE	35
Tabel 4.1	Hasil pengujian subsistem-subsistem	38
Tabel 4.2	Pengujian tingkat pencahayaan LED terhadap pengaruhnya pada tegangan Phototransistor	40
Tabel 4.3	Perbandingan nilai tegangan analog dengan nilai tegangan hasil konversi ADC	41
Tabel 4.4	Hasil pengujian koneksi GUI MATLAB dengan serial <i>microcontroller</i>	43
Tabel 4.5	Pengujian hubungan tegangan terhadap saturasi oksigen dan pH	44

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1	Kesetimbangan asam basa.....	4
Gambar 2.2	Proses terjadinya asidosis metabolik.....	6
Gambar 2.3	Respon janin terhadap asfiksia.....	7
Gambar 2.4	Hubungan saturasi oksigen dengan pengukuran pH di arteri dan vena umbilikal.....	10
Gambar 2.5	Hubungan koefisien absorpsi dengan panjang gelombang.....	14
Gambar 2.6	Konfigurasi peletakan <i>light source</i> dan <i>photodetector</i>	15
Gambar 2.7	Konfigurasi pin mikrokontroller ATmega8535	17
Gambar 2.8	Common-Emitter Phototransistor	19
Gambar 3.1	Diagram Alir Urutan Proses pada Sistem	22
Gambar 3.2	Blok diagram rancang bangun penentuan nilai pH dari saturasi oksigen	23
Gambar 3.3	Rangkaian analog sensor cahaya.....	24
Gambar 3.4	<i>Curve Fitting Tool GUI</i>	33
Gambar 3.5	Perbandingan beberapa metode <i>fitting</i> pada <i>Curve Fitting Tool</i>	34
Gambar 3.6	Perbandingan plot beberapa metode <i>fitting</i>	35
Gambar 3.7	Plot <i>Quadratic Linear Fitting</i>	36
Gambar 4.1	Blok diagram LED terhadap phototransistor	39

BAB 1 PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Dunia medis dan teknologi merupakan dua hal yang sangat erat kaitannya. Perkembangan ilmu dan teknologi sangat menunjang untuk kemudahan, keefektivitasan, serta keakuratan dalam berbagai aktivitas perawatan dan penanganan medis. Salah satunya adalah bidang kebidanan.

Pada perawatan kebidanan, kesehatan janin menjadi hal yang prioritas sebelum proses kelahiran. Dalam banyak kasus, terjadi kondisi hipoksia (kekurangan oksigen) pada janin yang dapat mengakibatkan kondisi asidosis yang menyatakan tingkat keasaman darah janin sudah berada pada kondisi yang membahayakan. Normalnya, tingkat keasaman tubuh harusnya berada pada kondisi pH netral. Sehingga, keasaman pada darah ini akan mengganggu sistem dalam tubuh dan dapat berakibat pada kerusakan organ-organ vital seperti ginjal, paru-paru, usus, hati, jantung, dan otak. Pada akhirnya, kondisi ini bisa menyebabkan kecacatan (kegagalan) organ pada janin, ataupun kematian.

Untuk itu, diperlukan suatu alat yang dapat memprediksi kondisi asidosis ini sejak awal. Salah satunya dengan pengawasan secara elektronik terhadap pola frekuensi jantung janin atau disebut juga *Electronic Fetal Heart Rate / FHR monitoring*. Metode ini memprediksi suplai oksigen janin berdasarkan detak jantungnya. Tetapi, metode ini terbukti memiliki keakuratan yang rendah sehingga angka tindakan operasi sesar menjadi sangat tinggi.

Selanjutnya, metode analisa gas darah pada kulit kepala bayi sebenarnya sangat akurat dalam menentukan tingkat keasaman darah janin, tapi cara ini sangat invasif dan harus dilakukan berkali-kali. Sedangkan metode yang terakhir yaitu *Near Infrared Spectroscopy (NIRS)* adalah yang paling berkembang saat ini. Cara ini tidak invasif dan dengannya dapat diketahui nilai saturasi oksigen pada janin. Hanya saja, metode ini belum sampai menampilkan pH janin, padahal nilai pH adalah parameter penting yang diharapkan dapat membantu mendeteksi kondisi asidosis pada janin. Skripsi ini menjelaskan mengenai penentuan nilai pH

sebagai hasil akhir berdasarkan hubungannya dengan saturasi oksigen dari hasil *spectroscopy* disimulasikan dengan memasukkan data dari *microcontroller* dan kemudian diolah menggunakan MATLAB 7.6.0.324 (R2008a).

1.2 Tujuan

Tujuan skripsi ini adalah untuk membangun simulator dalam rangka menemukan nilai pH berdasarkan nilai saturasi oksigen yang diperoleh dari pemrosesan sinyal rangkaian analog berupa tegangan, serta melakukan pengujian dan analisa sistem.

1.3 Pembatasan Masalah

Pembahasan pada skripsi ini ditekankan pada pemrosesan sinyal tegangan dari rangkaian analog, *microcontroller*, serta proses pada MATLAB hingga ditemukan pH sebagai hasil akhir.

1.4 Metode Penelitian

Metode yang digunakan dalam penyusunan skripsi ini adalah :

1. Tinjauan pustaka, yaitu dengan melakukan studi literatur dari buku-buku pustaka ataupun makalah yang berkaitan dengan masalah yang dibahas
2. Diskusi, dengan melakukan pembahasan kepada pembimbing maupun pihak-pihak yang terkait,
3. Pengambilan bahan dari internet sebagai referensi.

1.5 Sistematika Penulisan

Sistematika penulisan pada seminar ini adalah :

BAB 1 Pendahuluan

Bab ini terdiri dari latar belakang, tujuan, pembatasan masalah, metode penelitian, dan sistematika penulisan.

BAB 2 Dasar Teori Asidosis

Bab ini menjelaskan tentang dasar-dasar teori yang berkaitan dengan masalah dalam skripsi ini, yaitu tentang asidosis. Bab ini

terdiri dari penjelasan tentang kesetimbangan asam basa tubuh manusia, kondisi asidosis serta pengaruh dan kaitan saturasi oksigen terhadap pH tubuh. Selain itu, pada bab ini juga dijelaskan tentang perkembangan teknologi dalam memprediksi kondisi asidosis, antara lain *FHR Monitoring*, Analisa Gas Darah Kulit Kepala, dan *Near Infrared Spectroscopy*. Dan terakhir, bab ini juga menjelaskan metode pemrosesan dalam skripsi ini, yaitu regresi non-linear pada MATLAB, *microcontroller* ATmega8535, serta phototransistor sebagai komponen penting dalam sistem ini.

BAB 3 Perancangan Penentuan Nilai pH berdasarkan Nilai Saturasi Oksigen

Bab ini terdiri dari gambaran umum rancangan, gambaran teknis rancangan, serta bagian-bagian subsistem rancangan.

BAB 4 Pengujian Kerja dan Analisis Sistem

Bab ini terdiri dari pembahasan pengujian subsistem rangkaian analog, pengujian subsistem *microcontroller*, pengujian konektivitas komunikasi serial antara MATLAB dan *microcontroller*, dan pengujian serta analisis sistem secara keseluruhan.

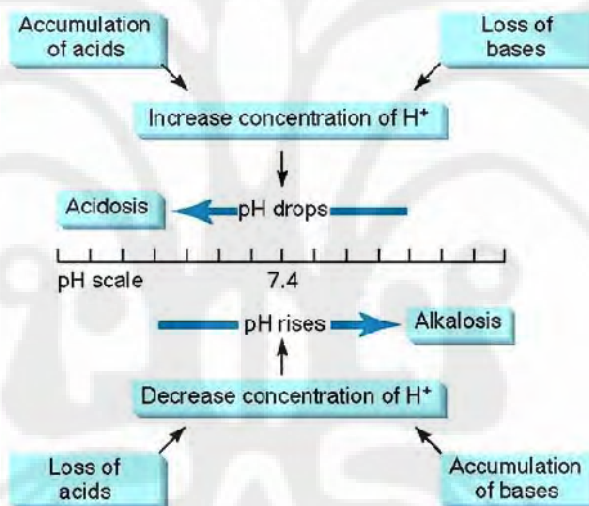
BAB 5 Kesimpulan

Bab ini merupakan penutup dari skripsi ini.

BAB 2 DASAR TEORI

2.1 Keseimbangan Asam Basa Tubuh Manusia

pH berasal dari kata potensi Hidrogen. Ini merupakan suatu skala-ukur tingkat keasaman yang dimulai dari 0 sampai 14 (dari asam ke basa). Saat pH di bawah angka 7,4 hal ini menunjukkan adanya peningkatan kadar keasaman.. Sedangkan angka 7,4 dan di atasnya, menunjukkan adanya peningkatan kadar basa.



Gambar 2.1 Keseimbangan Asam Basa

pH diperoleh dari logaritma negatif dari konsentrasi ion hidrogen.

$$H = - \log H = \log (1/H) \quad (2-1)$$

Semakin tinggi konsentrasi ion hidrogen, maka pH akan menurun, begitu juga sebaliknya. Kadar normal pH pada darah arteri orang dewasa adalah 7,45 sedangkan pada darah vena adalah 7,35. Bila terjadi peningkatan konsentrasi ion hidrogen maka pH akan turun, kondisi ini disebut asidosis. Aktivitas metabolisme secara bersamaan mempengaruhi dan dipengaruhi oleh pH tubuh. Saat metabolisme normal, tubuh memproduksi asam dalam jumlah yang cukup besar sehingga perlu dikurangi untuk mempertahankan pH tubuh yang seimbang.

Komponen yang mempengaruhi pH antara lain adalah kadar CO_2 (PCO_2). PCO_2 berbanding terbalik dengan pH, artinya dengan meningkatnya kadar CO_2 dalam tubuh, maka akan menyebabkan menurunkan nilai pH sehingga terjadi asidosis. Dengan adanya enzim karbonik anhidrase di dalam sel darah merah maka akan terjadi pembentukan asam karbonat dari CO_2 seperti digambarkan oleh persamaan kimia di bawah ini :



Dalam kesetimbangan asam basa tubuh, terdapat komponen yang berfungsi untuk menjaga kesetimbangan tersebut, yaitu *buffer*. *Buffer* asam basa adalah cairan yang berisi 2 atau lebih komponen kimia yang akan mencegah perubahan konsentrasi ion hidrogen menjadi asam atau basa. Ion hidrogen secara tetap diproduksi oleh tubuh sedangkan *buffer* akan memelihara keseimbangan konsentrasi ion hidrogen dalam keadaan normal maupun tidak normal.

Buffer terdiri dari komponen bikarbonat sebanyak 53 % dan komponen non bikarbonat sebanyak 47 %. Bikarbonat yang terdapat di dalam sel darah merah berisi karbonik anhidrase yang akan bereaksi dengan ion hidrogen seperti reaksi kimia di bawah ini :



Asam karbonat yang terjadi pada reaksi kimia di atas mudah menguap sehingga bikarbonat merupakan *buffer* yang sangat berperan dalam mengatur keseimbangan asam basa.

Buffer non bikarbonat terdiri dari hemoglobin, fosfat organik dan anorganik serta protein plasma. Di antara *buffer* non bikarbonat, hemoglobin memegang peranan sangat penting. Berikut ini reaksi kimianya :



2.2 Pengaruh Asfiksia Terhadap Asidosis

2.2.1 Pengertian Asfiksia

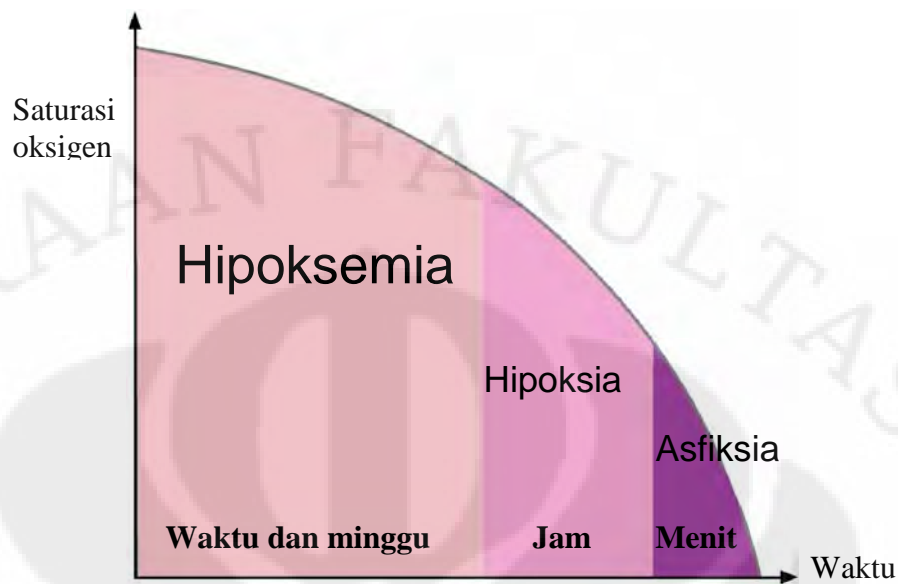
Asfiksia pada janin didefinisikan sebagai suatu keadaan gangguan pertukaran gas darah yang menyebabkan terjadi hipoksemia dan hiperkapnia

sehingga timbul asidosis metabolik. Proses terjadi asfiksia sampai menimbulkan asidosis dapat dijelaskan sebagai berikut :



Gambar 2.2 Proses Terjadinya Asidosis Metabolik

Ketika terjadi asfiksia maka darah mengalami penurunan kadar oksigen, penurunan pH, serta peningkatan kadar karbondioksida. Asfiksia dapat menyebabkan cedera otak bila terjadi selama 12 – 14 menit, dan selanjutnya akan terjadi nekrosis dan edema jaringan pada menit ke 25 – 30.



Gambar 2.3 Respon Janin Terhadap Asfiksia

2.2.2 Penyebab Asfiksia

Hipoksia janin yang menyebabkan asfiksia terjadi karena gangguan pertukaran gas transport O_2 dari ibu ke janin sehingga terdapat gangguan dalam persediaan O_2 dan dalam menghilangkan CO_2 . Gangguan ini dapat berlangsung secara menahun akibat kondisi atau kelainan pada ibu selama kehamilan, atau secara mendadak karena hal-hal yang diderita ibu dalam persalinan.

Menurut *Towel* (1996) yang mengajukan penggolongan penyebab kekurangan oksigen pada bayi terdiri dari :

1. Faktor ibu

a. Hipoksia ibu

Dapat terjadi karena hipoventilasi akibat pemberian obat analgetik atau anestesi dalam, dan kondisi ini akan menimbulkan hipoksia janin dengan segala akibatnya.

b. Gangguan aliran darah uterus

Berkurangnya aliran darah pada uterus akan menyebabkan berkurangnya aliran oksigen ke plasenta dan juga ke janin, kondisi

ini sering ditemukan pada gangguan kontraksi uterus, hipotensi mendadak pada ibu karena perdarahan, hipertensi pada penyakit eklamsi.

2. Faktor plasenta

Pertukaran gas antara ibu dan janin dipengaruhi oleh luas dan kondisi plasenta, asfiksia janin dapat terjadi bila terdapat gangguan mendadak pada plasenta, misalnya perdarahan plasenta, solusio plasenta

3. Faktor fetus

Kompresi umbilikus akan mengakibatkan terganggunya aliran darah dalam pembuluh darah umbilikus dan menghambat pertukaran gas antara ibu dan janin. Gangguan aliran darah ini dapat ditemukan pada keadaan tali pusat menumpuk, melilit leher, kompresi tali pusat antara jalan lahir dan janin.

4. Faktor neonatus

Depresi pusat pernapasan pada bayi baru lahir dapat terjadi karena beberapa hal yaitu pemakaian obat anestesi yang berlebihan pada ibu, trauma yang terjadi saat persalinan misalnya perdarahan intra kranial, kelainan kongenital pada bayi misalnya hernia diafragmatika, atresia atau stenosis saluran pernapasan, hipoplasia paru.

2.2.3 Hubungan Asfiksia dan Asidosis

Berkaitan dengan kondisi keasambasaan tubuh, kondisi normal pH manusia adalah 7,4. Asidosis terjadi pada kondisi pH berada di bawah 7,35. Pada level asidosis berat, pH berada di bawah 7,0.

Kondisi asidosis terbagi 2, yaitu :

1. Asidosis Respiratorik

Asidosis respiratorik terjadi karena kadar CO_2 meningkat. CO_2 kemudian dikonversi menjadi H_2CO_3 yang akan membentuk H^+ dan HCO_3^- , sehingga akan membuat keadaan asidosis.

2. Asidosis Metabolik


Asidosis metabolik merupakan indikator klinis yang paling penting untuk asfiksia neonatal. Asidosis metabolik disebabkan oleh hal-hal yang

lebih kompleks dari asidosis respiratorik, antara lain kegagalan ginjal yang mengeluarkan asam (misalnya uremia), pembentukan asam metabolik, pemberian asam metabolik, dan pengeluaran basa yang terlalu banyak (muntah, diare).

Pada keadaan hipoksia, terjadi asidosis metabolik yang lebih besar dari asidosis respiratorik. Akibat dari perfusi jaringan yang buruk, sel hipoksik akan memproduksi asam metabolik (asam laktat) dan terakumulasi, menyebabkan asidosis.

Menurut *American College of Obstetricians and Gynecologists* (ACOG) tahun 2005, salah satu kriteria kejadian hipoksik intrapartum akut atau asfiksia neonatus adalah hasil analisa menunjukkan adanya asidosis metabolik ($\text{pH} < 7$ dan defisit basa 12 mmol/L).

Selanjutnya dari pengamatan terhadap 33 janin, nilai saturasi oksigen yang diambil sesaat sebelum dan sesudah persalinan dengan pengukuran analisa gas darah arteri umbilikal menunjukkan adanya korelasi yang kuat antara saturasi oksigen dengan pengukuran pH [Aldrich et al., 1994b]. Saturasi oksigen dan nilai pH berbanding lurus, sedangkan saturasi oksigen dan defisit basa berbanding terbalik. Hubungan yang sama juga ditunjukkan ketika pengukuran dilakukan di kulit kepala [O'Brien, 1995].



Gambar 2.4. Hubungan Saturasi Oksigen dengan Pengukuran pH di Arteri dan Vena Umbilikal. [5]

Asidosis metabolik yang terjadi pada janin diakibatkan oleh kurangnya oksigen yang disuplai, tepatnya pada jaringan. Akumulasi kekurangan oksigen ini menimbulkan penumpukan asam laktat sehingga nilai pH menurun. Dan waktu yang paling akurat untuk melihat pH sebagai indikasi dari hipoksia ini adalah ketika pengukuran dilakukan sesaat sebelum dan sesaat segera setelah proses persalinan.

2.3 Perkembangan Teknologi Dalam Memprediksi Asidosis

Dalam dunia kedokteran, kemajuan teknologi dirasakan sangat cepat, termasuk di dalamnya teknologi yang berkaitan dengan perawatan kebidanan.

Universitas Indonesia

Beberapa teknologi yang digunakan untuk monitoring selama masa kehamilan misalnya *Fetal Heart Rate (FHR) Monitoring*, *Amnioscopy*, *Cardiotocography (CTG)*, *Ultra Sonography (USG)*, *Blood Gas Analysis* (Analisa Gas Darah Kulit Kepala), dan *Near Infrared Spectroscopy*.

Tetapi, dalam masalah yang lebih khusus yaitu dalam monitoring dan prediksi kondisi asidosis, tidak semua teknologi tersebut dapat digunakan. Teknologi yang dapat membantu prediksi kondisi asidosis ini antara lain adalah *Fetal Heart Rate (FHR) Monitoring*, *Blood Gas Analysis* (Analisa Gas Darah Kulit Kepala), dan *Near Infrared Spectroscopy*.

2.3.1 *Fetal Heart Rate (FHR) Monitoring*

Semenjak *Hon* pertama kali memperkenalkan *Fetal Heart Rate (FHR) Monitoring* kira-kira 50 tahun lalu, monitoring kehamilan selalu menggunakan alat ini. Sebelum alat ini ditemukan, frekuensi asfiksia sangat rendah, antara 0,1 % - 0,4 %. Selama beberapa dekade terakhir, *FHR Monitoring* digunakan untuk *monitoring* kesejahteraan atau kesehatan janin selama dalam kandungan. Alat ini biasanya digunakan sebagai bayangan dalam mendeteksi kemungkinan terjadinya masalah pada janin yang dapat menyebabkan kerusakan permanen pada saraf atau bahkan kematian janin.

Tetapi, beberapa tahun kemudian, tingkat tindakan operasi sesar di Amerika menjadi tinggi, begitu pula di Kanada, Australia, dan Inggris. Angka tindakan operasi sesar tersebut meningkat menjadi 22 %, menunjukkan perubahan yang signifikan sekali. Dan 10% dari tindakan operasi sesar tersebut terjadi karena ketidaktepatan indikasi *FHR Monitoring* [1, 2].

Walaupun metode ini terbukti berguna bagi para dokter, tetapi beberapa pola *FHR Monitoring* yang terjadi sangat mencurigakan karena kurang spesifik dan *false predictive value* yang ada menyebabkan peningkatan dalam jumlah tindakan operasi sesar untuk proses persalinan yang seharusnya tidak perlu terjadi. Lagipula, ada beberapa kasus yang di dalamnya terdapat perbedaan yang sangat besar antara interpretasi pola *FHR Monitoring* yang menunjukkan perlunya metode yang lebih dikembangkan lagi untuk dapat memberikan analisis yang lebih objektif dan kuantitatif dalam mengatasi kekurangan *FHR Monitoring*.

FHR ini bekerja berdasarkan prinsip Efek *Doppler*, yang terdiri dari *emitter* dan *receiver ultrasonic sound*. Kemudian akan dilihat perubahan atau pergeseran frekuensi dari gelombang suara ini. *Fetal Heart* monitor ini menggunakan *transducer* yang memiliki frekuensi bervariasi dalam MHz. Sinyal akan dikirimkan berupa pulsa suara menuju daerah tubuh yang diinginkan. Setiap sinyal ini dikirimkan, maka selanjutnya akan ada jeda untuk mendengarkan sinyal yang dikembalikan. Waktu yang diterima oleh *receiver* menentukan kedalaman dan arah dari setiap gelombang suara dan mengubah sinyal dalam bentuk detak jantung yang kita dengar.

2.3.2 Blood Gas Analysis (Analisa Gas Darah Kulit Kepala)

Analisa gas darah tali pusat arteri umbilikalis digunakan sebagai pengukuran obyektif untuk menilai adanya asfiksia neonatal. Dengan pengukuran ini dapat diketahui lebih lanjut kondisi fetal asidemia. Bila terjadi asidosis, hasil pengukuran akan menunjukkan kadar pH darah kapiler kulit kepala janin biasanya lebih rendah daripada darah vena umbilikalis.

Metode ini sebenarnya sangat akurat untuk mengetahui pH janin, karena pengukuran langsung dilakukan secara konvensional menggunakan sampel darah. Tetapi, tentu saja cara ini invasif sekali. Untuk mendapatkan sampel darah tersebut, kulit kepala janin harus disayat terlebih dahulu. Karena itu, cara ini tidak begitu disukai dan pengembangan metode setelahnya berusaha untuk meninggalkan cara invasif ini.

2.3.3 Near Infrared Spectroscopy

Near Infrared termasuk dalam pembagian sinar infra merah, memiliki wilayah jangkauan serapan yang sangat kecil, sehingga ia 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.

NIRS dapat digunakan untuk monitor kesehatan janin dengan teknik non invasif yang dapat melihat persentase hemoglobin yang mengikat oksigen

(oksihemoglobin) dan yang tidak mengikat oksigen (deoksihemoglobin) pada daerah kepala sehingga kita dapat mengetahui ketersediaan oksigen, karena daerah otak (kepala) adalah daerah yang paling mencerminkan ketersediaan oksigen seluruh tubuh. Hal ini karena *NIRS* menggunakan prinsip karakteristik absorpsi hemoglobin tersebut terhadap paparan sinar *near infrared*.

Menurut *Jobsis*, orang yang pertama kali menemukan metode *NIRS* untuk monitoring kecukupan oksigen tubuh, menemukan bahwa jaringan akan menyerap sinar pada panjang gelombang 700 nm – 1000 nm. 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 2.5 . Ketika panjang gelombang yang digunakan lebih besar dari 800 nm, karakteristik serapan oksihemoglobin lebih besar dibanding oksihemoglobin, begitu juga sebaliknya.

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 2.5 Hubungan Koefisien Absorpsi dengan Panjang Gelombang [3]

Prinsip kerja *NIRS* ini didasari oleh persamaan (2-5), Hukum *Beer-Lambert*, yang mengatakan bahwa cahaya yang ditransmisikan melewati sebuah material berwarna akan diserap oleh material tersebut. Ini menyebabkan intensitas

cahaya yang diterima menjadi berkurang. Cahaya yang masuk ke jaringan akan diserap berbeda-beda sesuai dengan karakteristik hemoglobin, yaitu oksihemoglobin dan deoksihemoglobin. Oksihemoglobin memiliki warna merah yang lebih cerah, sedangkan deoksihemoglobin memiliki warna merah yang lebih gelap atau merah kehitaman. *NIRS* mengukur jumlah cahaya yang sampai atau diterima oleh *receiver*, sehingga menghasilkan rasio antara oksihemoglobin terhadap total hemoglobin (rasio dalam persen).

Atenuasi yang terjadi antara *source* dan *detector* yang ditunjukkan dengan Hukum *Beer-Lambert* adalah sebagai berikut [4]:

$$I_{\text{out}} = I_{\text{in}} \cdot 10^{-OD_{\lambda}} \quad (2-5)$$

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.

Berdasarkan persamaan di atas, OD_{λ} dapat dijelaskan sebagai berikut :

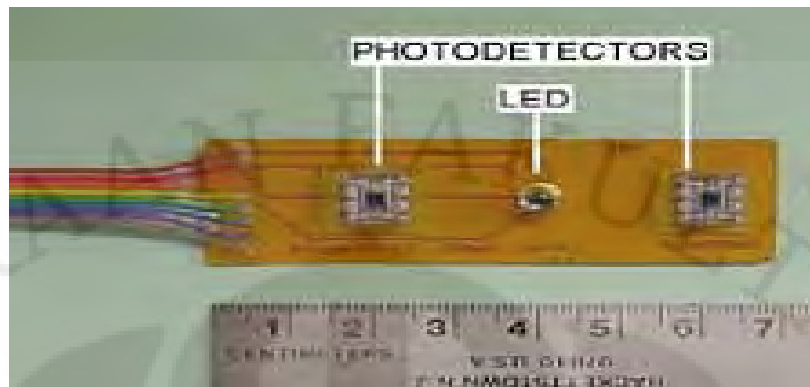
$$OD_{\lambda} = e \cdot C \cdot L, \quad (2-6)$$

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

Setelah memperoleh nilai C melalui 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 berikut :

$$\text{Saturasi oksigen} = \frac{HbO_2}{HbO_2 + HHb} \times 100\% \quad (2-7)$$

Gambar 2.6 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*. [3]



Gambar 2.6 Konfigurasi Peletakan *Light Source* dan *Photodetector* [4]

2.4 Microcontroller ATMEGA8535

Pada masanya, *microcontroller* dibangun dari komponen-komponen logika secara keseluruhan, sehingga menjadikannya besar dan berat. Setelah itu barulah dipergunakan *microprocessor* sehingga keseluruhan kontroler masuk kedalam PCB yang cukup kecil. Proses pengecilan komponen terus berlangsung, semua komponen yang diperlukan guna membangun suatu kontroler dapat dikemas dalam satu keping. Maka lahirlah komputer keping tunggal (*one chip microcomputer*) atau disebut juga *microcontroller*. *Microcontroller* adalah suatu IC dengan kepadatan yang sangat tinggi, dimana semua bagian yang diperlukan untuk suatu kontroler sudah dikemas dalam satu keping.

Microcontroller ATmega8535 pada skripsi ini digunakan sebagai penghubung perangkat sensor dengan perangkat lunak MATLAB. *Microcontroller* ini berbasis arsitektur AVR RISC (*Reduced Instruction Set Computing*). *Microcontroller* ATmega8535 memiliki spesifikasi sebagai berikut :

1. EEPROM sebesar 512 byte
2. RAM sebesar 512 byte
3. *In-System Programmable Flash* sebesar 8 KB
4. I/O (Input/Output) port 8-bit 4 buah
5. Antarmuka serial

6. 3 buah pewaktu/pencacah
7. Prosesor Boolean (satu bit – satu bit)
8. 32 bit *register* fungsi umum
9. Interupsi internal dan eksternal
10. A/D konverter 8 kanal dengan resolusi masing-masing kanal sebesar 10 bit

Konfigurasi pin mikrokontroler ATmega8535 ditunjukkan pada Gambar 2.7.

Gambar 2.7 Konfigurasi Pin Mikrokontroler ATmega8535 [6]

Rata-rata *microcontroller* memiliki instruksi manipulasi bit, akses ke I/O secara langsung dan mudah, dan proses interupt yang cepat dan efisien. Dengan kata lain *microcontroller* secara drastis mengurangi jumlah komponen dan biaya disain (harga relatif rendah).

Pada ATmega8535 untuk skripsi ini, fitur yang digunakan adalah USART (*Universal Synchronous/Asynchronous Receiver Transmitter*) dan *Analog to Digital Conversion* (ADC).

USART merupakan adapter serial port untuk komunikasi serial sinkron dan asinkron. Komunikasi serial sinkron tidak memerlukan start/stop bit dan dapat beroperasi lebih tinggi dibanding asinkron.

Fungsi ADC adalah merubah besaran analog (biasanya tegangan) ke bilangan digital. *Microcontroller* dengan fasilitas ini dapat digunakan untuk aplikasi-aplikasi yang memerlukan informasi analog (misalnya voltmeter, pengukur suhu dll). Terdapat beberapa tipe dari ADC sbb:

1. Successive Approximation A/D converters.
2. Single Slope A/D converters.
3. Delta-Sigma A/Ds converters.
4. Flash A/D.

2.5 Regresi Non Linear Dalam Analisis Data pada MATLAB

Pada MATLAB dapat dilakukan pemodelan data menggunakan regresi linear maupun non linear. Model tersebut merupakan hubungan antara variabel bebas dan variabel tak bebas. Regresi linear menghasilkan model yang linear yang dinyatakan dalam koefisien model. Tipe yang paling banyak digunakan adalah *least-squares fit* yang dapat mendekati dengan garis lurus maupun polinomial.

Sebelum memulai pemodelan 2 hubungan variabel, terlebih dahulu dilakukan analisis korelasi. MATLAB menyediakan *Basic Fitting GUI* untuk *fitting* data yang akan mengkalkulasi koefisien model dan melakukan plot data.

Untuk *fitting* data nonlinear, MATLAB menyediakan *Curve Fitting Toolbox*. Secara umum, *Curve Fitting Toolbox* dapat digunakan untuk *data-fitting* sebagai berikut :

1. Linear dan nonlinear parametric fitting, termasuk linear least squares standar, nonlinear least squares, weighted least squares, constrained least squares, dan robust fitting procedure.
2. Nonparametric fitting
3. Statistik untuk menentukan fitting terbaik
4. Ekstrapolasi, diferensiasi, dan integrasi
5. GUI yang memfasilitasi data sectioning dan smoothing
6. Menyimpan hasil fitting dalam berbagai format, termasuk M-files, MAT-files, dan workspace variables.

2.6 Phototransistor

Phototransistor adalah komponen elektronika yang sensitif terhadap cahaya. Jenis yang biasa dipakai adalah NPN bipolar transistor. Pada transistor

ini, pengaruh cahaya yang mengenai base bertindak sebagai tegangan pada base. Phototransistor memiliki *internal gain* tersendiri, yang membuatnya lebih sensitif dibanding photodiode.

Berikut ini adalah karakteristik-karakteristik umum phototransistor :

1. Lebih murah
2. Memiliki penguatan mulai dari 100 hingga 1500
3. Bentuknya sangat bervariasi sesuai aplikasi yang dibutuhkan
4. Dapat digunakan sebagai detektor cahaya tampak maupun infrared.
5. Penggunaannya mudah, sama seperti transistor biasa.

Gambar 2.8. Common-Emitter Phototransistor

BAB 3

PERANCANGAN SIMULATOR PENENTUAN NILAI pH BERDASARKAN NILAI SATURASI OKSIGEN

3.1 Gambaran Umum Rancangan

Rancangan ini ditujukan untuk mempermudah bagian keperawatan kebidanan mengetahui nilai pH janin untuk lebih lanjut memprediksi kondisi fetal asidemia. Alat yang digunakan dalam beberapa waktu terakhir hanya menganalisa frekuensi detak jantung dan kemungkinan janin kekurangan oksigen (asfiksia). Maka rancangan sistem ini akan menampilkan nilai pH berhubungan dengan suplai oksigen yang ada pada janin.

Pada metode *spectroscopy*, input diperoleh dengan menggunakan sebuah *probe* yang terdiri dari LED (*light source*) dan *photodetector* yang dipasang di kepala. Konsep ini bekerja berdasarkan intensitas cahaya yang dipancarkan dan yang diterima. Pada skripsi kali ini, proses ini akan disimulasikan hingga mengeluarkan pH sebagai nilai akhir. Sebagai input, sinyal analog nilai tegangan yang berasal dari intensitas LED akan berubah-ubah nilainya dan kemudian sinyal diproses di *microcontroller* untuk diubah menjadi sinyal digital. Selanjutnya, melalui komunikasi serial, sinyal yang telah melewati *microcontroller* tadi dikirim ke MATLAB untuk dijadikan variabel penting dalam pengolahan data berikutnya, yaitu untuk menentukan nilai saturasi oksigen. Terakhir, nilai saturasi oksigen ini akan menjadi masukan untuk diolah di MATLAB menggunakan metode *non linear regression* pada *curve fitting tool* MATLAB untuk memperoleh nilai pH.

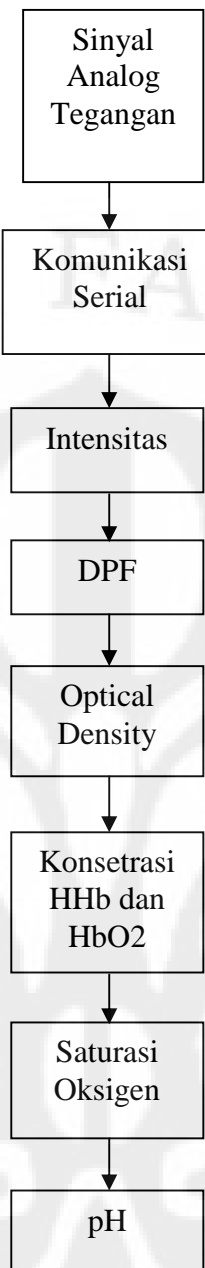
3.2. Gambaran Teknis Rancangan

Untuk sampai ke jaringan, maka panjang gelombang yang digunakan adalah *range near infrared* yaitu 700 – 1000 nm. Oksihemoglobin dan oksihemoglobin memiliki karakteristik yang berbeda terhadap paparan sinar, karena itu perubahan konsentrasi dari molekul-molekulnya dapat diukur dengan metode optik. Pada panjang gelombang di bawah 800 nm, serapan

deoksihemoglobin lebih besar dari oksihemoglobin, dan sebaliknya. Karena itu, sistem ini akan menggunakan 2 panjang gelombang yang berbeda untuk mendapatkan masing-masing konsentrasi oksihemoglobin dan deoksihemoglobin, yaitu 850 nm dan 730 nm.

Simulasi *transmitter* dan *photodetector* akan berkaitan dengan nilai daya dan intensitas, karena itu pada sistem ini digunakan LED untuk mensimulasikan perubahan nilai intensitas. Sinar yang ditembakkan ke kulit kepala hingga menembus jaringan tidak seluruhnya diserap, tetapi ada yang dipantulkan kembali. Pola sinar ini seperti lengkungan hingga akhirnya diterima kembali oleh 2 *photodetector*. Pada rangkaian analog terdapat potensiometer untuk mengubah-ubah *supply* arus LED, sehingga intensitas cahaya LED berubah-ubah. Nilai ini dianggap sebagai intensitas yang diterima oleh *photodetector*. Pada rangkaian ini, yang bertindak sebagai *photodetector* adalah phototransistor. Sinyal yang diperoleh pada phototransistor ini adalah berupa nilai tegangan.

Kemudian, akan dilakukan perubahan sinyal analog tegangan menjadi sinyal digital menggunakan fitur ADC pada *microcontroller* ydan selanjutnya sinyal dikirim ke MATLAB melalui komunikasi serial untuk menjadi nilai input. Pada *processing unit* ini, akan diukur perubahan intensitas antara sinar yang dipancarkan dengan sinar yang diterima pada permukaan kulit kepala. Hal ini menunjukkan absorpsi yang terjadi pada kedua panjang gelombang yang digunakan. Ada 2 tahap pengolahan pada bagian ini, yaitu mengolah data dari *microcontroller* menjadi nilai saturasi oksigen menggunakan Hukum *Beer-Lambert* dan selanjutnya nilai saturasi oksigen diubah ke dalam nilai pH menggunakan *non linear regression*. Kemudian, output terakhir akan ditampilkan pada *display* berupa GUI yang akan menampilkan nilai-nilai intensitas, saturasi oksigen, dan pH. Langkah – langkah proses dapat dilihat pada diagram alir Gambar 3.1.



Gambar 3.1 Diagram Alir Urutan Proses pada Sistem

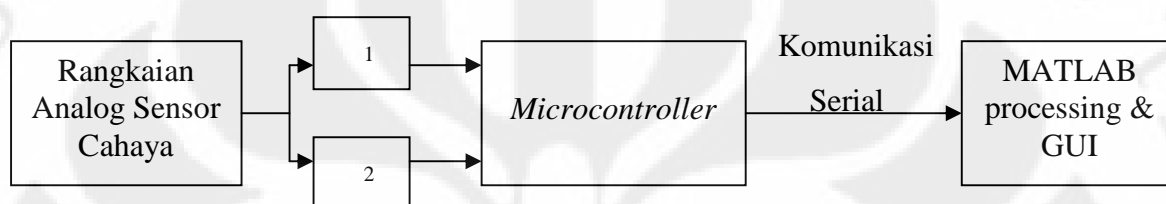
3.3. Pembahasan Subsistem Rancangan

Rancangan sistem ini terdiri dari beberapa bagian yang masing-masing berperan memegang fungsi tertentu. Diawali dengan pengiriman sinyal ke jaringan, kemudian diterima kembali dan mengalami pemrosesan data hingga hasilnya ditampilkan.

Subsistem dari rancangan ini terdiri dari bagian-bagian sebagai berikut :

1. Rangkaian analog sensor cahaya
2. *Microcontroller*
3. Komunikasi serial antara *microcontroller* dan MATLAB
4. MATLAB *processing* dan GUI *Display*

Blok diagram sistem ini dijelaskan pada Gambar 3.2.



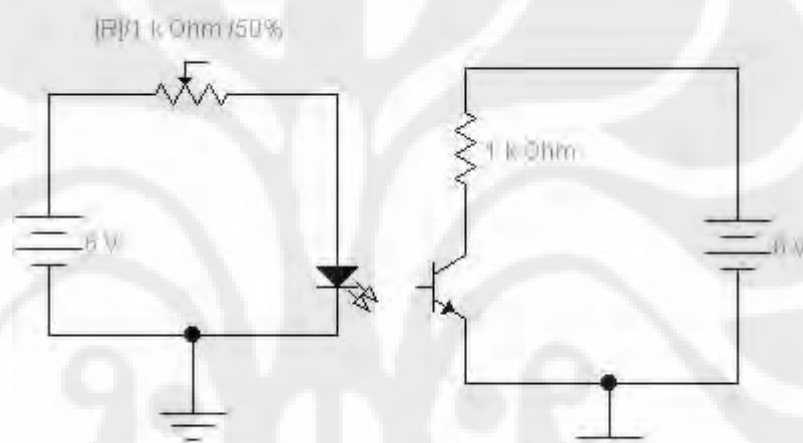
Gambar 3.2 Blok Diagram Rancang Bangun Penentuan Nilai pH dari Saturasi Oksigen

3.3.1 Subsistem Rangkaian Analog dengan Sensor Cahaya

Pada bagian sebenarnya; yaitu *transmitter*, terdapat *light source* yang digunakan sebagai sumber untuk mengirimkan sinyal foton atau sinar ke kepala. Untuk dapat mencapai tujuan hingga ke jaringan otak yang merupakan tempat yang paling representatif dalam menggambarkan ketersediaan oksigen tubuh, maka panjang gelombang yang digunakan harus berada pada *range* sinar *near infrared* 700 – 1000 nm. Diasumsikan *light source* yang digunakan adalah *LED*, sehingga perhitungan intensitas didasarkan pada perhitungan untuk *LED*.

Seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.5 bahwa karakteristik serapan oksihemoglobin dan deoksihemoglobin berbeda pada panjang gelombang tertentu. Pada panjang gelombang di bawah 800 nm, serapan deoksihemoglobin lebih besar, sedangkan untuk panjang gelombang di atas 800 nm, serapan oksihemoglobin lebih besar. Karena alasan inilah, maka pada sistem ini *light source* memancarkan sinar dengan panjang gelombang yang berbeda, masing-masing berfungsi untuk mendapatkan nilai saturasi oksihemoglobin dan deoksihemoglobin.

Pada rangkaian analog untuk mensimulasikan adanya intensitas yang diterima, maka digunakan pancaran sinar LED. Seperti Gambar 2.6, sistem ini terdiri dari sebuah LED dengan 2 buah sensor cahaya, yaitu phototransistor. Tiap satu phototransistor mencerminkan satu nilai tegangan. Maka, bila terdapat dua panjang gelombang yang berbeda dan masing-masing ditangkap oleh 2 buah sensor, maka variabel nilai tegangan yang ada menjadi 4, yaitu V1, V2, V3, dan V4. Maka, rangkaian analog adalah rangkaian yang terdiri dari 4 rangkaian LED dan phototransistor. Berikut ini adalah gambar rangkaian untuk tiap 1 LED dan 1 phototransistor.



Gambar 3.3 Rangkaian Analog Sensor Cahaya

Sinar LED dapat diubah intensitasnya dengan mengatur *supply* arus oleh potensiometer. Kemudian, nilai tegangan pada phototransistor berubah nilainya berdasarkan intensitas cahaya LED yang diterimanya. Selanjutnya, nilai tegangan ini akan diproses oleh *microcontroller*.

3.3.2 Microcontroller

Jenis *microcontroller* yang digunakan adalah ATmega8535. Subsistem *microcontroller* memiliki 2 fungsi utama, yaitu konversi nilai tegangan analog ke digital oleh ADC dan komunikasi serial dari dan ke komputer oleh USART.

3.3.2.1 Konversi Tegangan Analog ke Digital oleh ADC

Pada fitur ADC ini terjadi perubahan nilai tegangan analog ke digital. ADC yang digunakan pada *microcontroller* ATmega8535 ini memiliki resolusi 10 bit, yaitu terdiri dari 1024 bit level kuantisasi. Pada *microcontroller* ATmega8535, fungsi ADC terdapat pada *Port A*. Sehingga *port* ini harus diaktifkan terlebih dahulu sebagai ADC pada konfigurasi pemrograman di perangkat lunak *Code Vision AVR*. Berikut ini adalah proses konversi yang dijalankan oleh ADC :

```
#define ADC_VREF_TYPE 0x00

// Read the AD conversion result
unsigned int read_adc(unsigned char adc_input)
{
    ADMUX=adc_input | (ADC_VREF_TYPE & 0xff);
    // Delay needed for the stabilization of the ADC input voltage
    delay_us(10);
    // Start the AD conversion
    ADCSRA|=0x40;
    // Wait for the AD conversion to complete
    while ((ADCSRA & 0x10)==0);
    ADCSRA|=0x10;
    return ADCW;
}
```

Untuk proses pembacaan data yang masuk ke ADC dilakukan secara terpisah dengan proses konversi. Pada skripsi ini digunakan 4 *channel* ADC, yaitu ADC(0) untuk membaca V1, ADC(1) untuk membaca V2, ADC(2) untuk membaca V3, dan ADC(3) untuk membaca V4. Selanjutnya data dari keempat *channel* ADC ini dapat dikirimkan ke MATLAB. Berikut ini adalah proses pembacaan data ADC dan pengiriman data melalui komunikasi serial :

```
void main()
{
  unsigned char data;

  int data_analog;

  init();

  while (1)
  {
    while (UCSRA.7)
    {
      data=UDR;
    }
    if (data==0x31) //Jika angka 1
    {
      data_analog = read_adc(0);
      delay_ms(500);
      printf("%d \n \r",data_analog);
      data_analog = read_adc(1);
      delay_ms(500);
      printf("%d \n \r",data_analog);
      delay_ms(500);
      data_analog = read_adc(2);
      delay_ms(500);
      printf("%d \n \r",data_analog);
      delay_ms(500);
      data_analog = read_adc(3);
      delay_ms(500);
      printf("%d \n \r",data_analog);
      delay_ms(500);
    }
  }
}
```

```

    }
  };
}

```

Data analog yang masuk ke ADC dibaca di tiap *channel* dengan instruksi *read*. Tiap pembacaan diberi *delay* agar data yang masuk tidak terlalu cepat dan kemudian dengan fungsi `printf("%d \n \r",data_analog);` artinya data dikirimkan melalui komunikasi serial.

3.3.2.2 Komunikasi Serial oleh USART

USART berfungsi untuk men-*setting* komunikasi serial pada *microcontroller*.

Pada pemrograman *microcontroller*, USART di-*setting* agar dapat melakukan komunikasi 2 arah, yaitu sebagai *transmitter* dan *receiver*. *Transmitter* berfungsi ketika *microcontroller* mengirimkan data ke MATLAB, sedangkan *receiver* berfungsi ketika *microcontroller* menerima instruksi dari MATLAB. *Setting* tersebut sebagai berikut :

```

// USART initialization
// Communication Parameters: 8 Data, 1 Stop, No Parity
// USART Receiver: On
// USART Transmitter: On
// USART Mode: Asynchronous
// USART Baud Rate: 9600

UCSRA=0x00;
UCSRB=0x18;
UCSRC=0x86;
UBRRH=0x00;
UBRRL=0x19;

```

3.3.3 Komunikasi Serial antara MATLAB dan *Microcontroller*

Sebelum data-data dapat diolah dalam MATLAB, data dari *microcontroller* tersebut harus dikirim ke MATLAB menggunakan komunikasi serial. Komunikasi serial adalah protokol yang paling sering digunakan untuk melakukan komunikasi antara 2 divais atau lebih. Dalam skripsi ini kita menghubungkan divais komputer dengan software MATLAB. Port serial dapat mengirimkan dan menerima informasi data.

Program utama pada skripsi ini berawal dengan men-*setting* komunikasi serial dengan MATLAB agar MATLAB dapat menerima data yang telah dikirim oleh *microcontroller*. Program utama MATLAB diawali dengan fungsi untuk mendefinisikan komunikasi serial ke MATLAB, yaitu ;

```
test = serial('COM5', 'BaudRate', 9600)
```

Komunikasi serial 'test' ini berada pada port 'COM5', sedangkan BaudRate menyatakan kecepatan transfer data yaitu 9600 *bits per second*. Penggunaan *port* ini tidak selalu sama bila menggunakan computer yang berbeda, karena itu sebelum dilakukan *setting* pada perangkat lunak, terlebih dahulu harus diketahui *port* berapa yang digunakan. Hal ini bisa dilakukan dengan menggunakan komunikasi *hyperterminal* pada PC. Bila diperlukan, dipergunakan suatu *converter serial to USB*, *converter* serial ke USB menggunakan *USB to RS-232 Cable*.

Selanjutnya, komunikasi ini harus dibuka jalurnya dengan fungsi:

```
fopen(test),
```

yang artinya jalur komunikasi sudah terbuka dan data siap dikirimkan dengan instruksi selanjutnya.

Kemudian, sebelum pembacaan data oleh MATLAB, terlebih dahulu MATLAB mengirimkan instruksi ke *microcontroller* agar data yang dikirimkan hanya terbaca sekali, tidak berulang-ulang, dengan *asynchronous mode*. Instruksi tersebut adalah :

```
fprintf(test, '1', 'async');
```

Hal ini dilakukan agar ada pembatasan data yang dikirim, sehingga data tidak masuk terus-menerus secara berulang yang dapat mengakibatkan kesalahan sehingga pembacaan data lebih akurat. Ketika dimasukkan ke program perhitungan data tidak terjadi kesalahan baca antara V1, V2, V3, dan V4 karena data yang diperbolehkan masuk oleh MATLAB hanyalah empat data pertama, yaitu V1, V2, V3, dan V4. Kesalahan pembacaan seperti terbaliknya nilai V1, V2, V3, V4, ini dapat terjadi bila *mode* yang digunakan adalah *synchronous*.

Data-data dari *microcontroller* kemudian diterima oleh MATLAB. Data yang masuk ke MATLAB ini bisa dibaca dengan fungsi sebagai berikut:

```
a = fscanf(test, '%e', 14)
V1 = ((a+1)/1024)*5;
b = fscanf(test, '%e', 14)
V2 = ((b+1)/1024)*5;
c = fscanf(test, '%e', 14)
V3 = ((c+1)/1024)*5;
d = fscanf(test, '%e', 14)
V4 = ((d+1)/1024)*5;
```

Setelah data dibaca dengan fungsi *fscanf*, data tersebut masih nilai kuantisasi sehingga harus dikonversi ke nilai sebenarnya, dalam hal ini adalah 10 bit (hingga 1024 level kuantisasi).

Setelah mendapatkan nilai tegangan, barulah dimasukkan ke program perhitungan utama, yang akan dijelaskan pada penjelasan selanjutnya.

Dan untuk mengakhiri komunikasi serial, digunakan fungsi:

```
fclose(test).
```

Komunikasi antara *microcontroller* dan komputer berlangsung 2 arah, yaitu ketika perangkat lunak yang dibangun dengan menggunakan MATLAB

menerima data tegangan dari rangkaian dan ketika MATLAB memberi instruksi kepada *microcontroller* agar data yang dikirim hanya sekali.

Untuk mendapatkan nilai saturasi oksigen, variabel yang diperlukan adalah nilai saturasi oksihemoglobin (HbO₂) dan deoksihemoglobin (HHb). Nilai ini diperoleh dari nilai *C* pada persamaan (2-6) yang merupakan konsentrasi HbO₂ dan HHb setelah mengkalkulasikan intensitas sinar yang diterima oleh *photodetector*.

$$\text{Saturasi oksigen} = \frac{HbO_2}{HbO_2 + HHb} \times 100\%$$

Selanjutnya adalah proses untuk menentukan nilai pH. Dengan regresi non linear akan dicari bentuk korelasi antara nilai saturasi oksigen dan nilai pH, hal ini disebabkan karena hubungan antara nilai saturasi oksigen dan nilai pH yang tidak linear. Hubungan matematis ini akan dimasukkan ke dalam program yang akan menemukan nilai pH untuk setiap nilai saturasi oksigen yang dihasilkan.

3.3.4 MATLAB *Processing* dan GUI *Display*

Pada subsistem terakhir yaitu perhitungan pada MATLAB serta *display* berupa GUI pada MATLAB akan menampilkan 2 nilai output penting pada sistem ini, yaitu nilai pH dan saturasi oksigen, serta menampilkan keempat nilai intensitas yang diterima setiap *phototransistor*.

Setelah menerima data input, selanjutnya data-data tersebut akan diolah oleh MATLAB. Ada 2 tugas utama pada MATLAB, yaitu mengkalkulasikan nilai saturasi oksigen dan menemukan nilai pH. Secara umum, gambaran langkah-langkah perhitungan hingga memperoleh nilai akhir telah ditunjukkan oleh Gambar 3.1 Diagram alir urutan proses sistem.

Untuk menghasilkan *m-file*, terlebih dahulu harus ditentukan *setting* pada tampilannya, kemudian menerapkan fungsi *callback* pada tombol proses. Fungsi *callback* ini akan terus berulang setiap dipanggil, sehingga ia berisi program utama pemrosesan pada skripsi ini.

Untuk masuk ke program utama, diperlukan input berupa nilai tegangan yang sebelumnya telah diperoleh dari *microcontroller*. Data tegangan yang dibaca oleh MATLAB adalah hasil kuantisasi ('*kuant*'), sehingga nilai tegangan V harus dicari berdasarkan level kuantisasi. Pada system ini terdapat 4 nilai tegangan seperti yang telah dijelaskan sebelumnya. Nilai V inilah yang dapat berbeda dengan nilai tegangan asli yang terukur, yang telah dijelaskan sebelumnya pada pengujian ADC.

$$V = ((kuant+1)/1024)*5;$$

Dari perhitungan nilai V, berdasarkan persamaan-persamaan berikutnya akan ditentukan nilai daya input serta intensitas yang diterima *photodetektor* masing-masing untuk kedua panjang gelombang 730 nm dan 850 nm.

Setelah menginisiasi koefisien absorpsi (*ua1* dan *ua2*) dan koefisien *scattering* (*us1* dan *us2*), selanjutnya dicari nilai *optical path length* (DPF) serta *optical density* (OD). *Optical path length* menyatakan jarak tempuh *banana-shaped* dari *photosource* ke *photodetektor*. Sedangkan *optical density* menyatakan besarnya serapan pada suatu panjang gelombang.

Selanjutnya adalah menemukan konsentrasi deoksihemoglobin (HHb) dan oksihemoglobin (HbO₂). Kemudian, dengan kedua nilai konsentrasi tersebut, dicari nilai saturasi oksigen. Berikut ini adalah prosesnya:

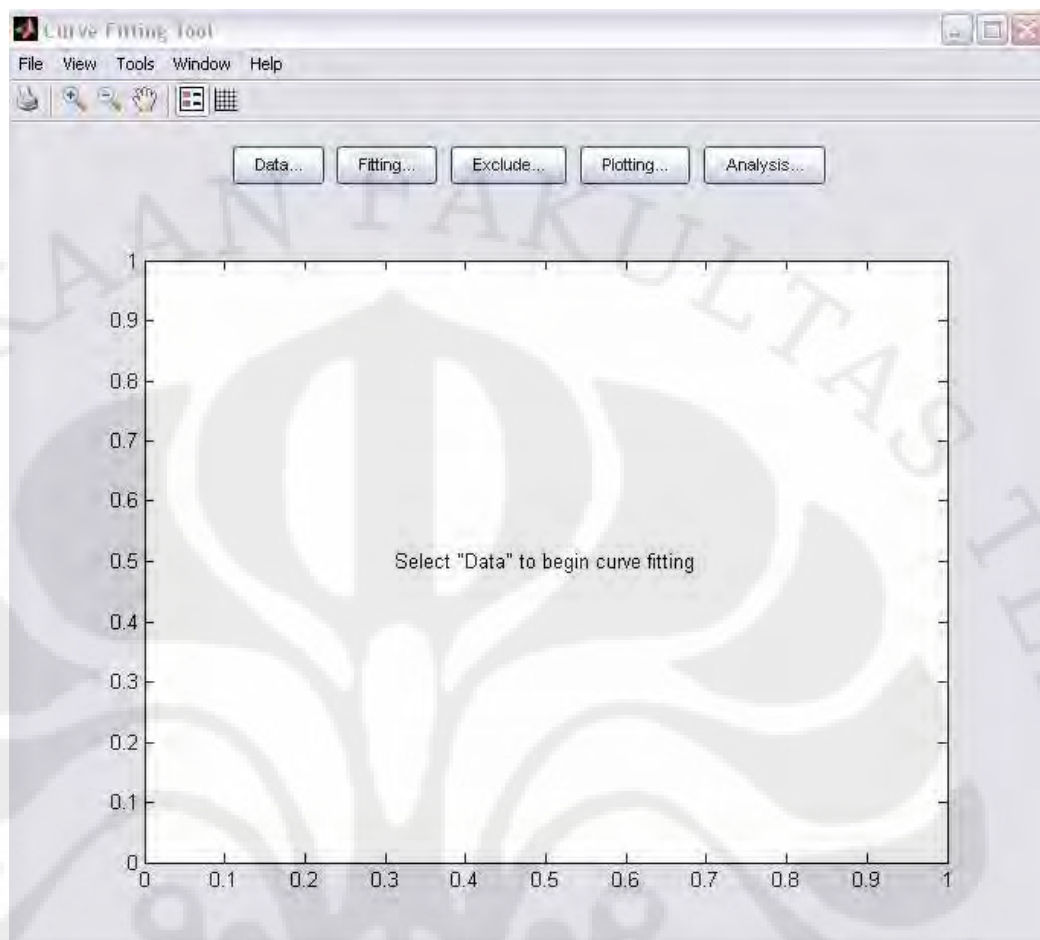
```
ua1=0.015;
us1=0.80;
ua2=0.023;
us2=0.95;
d=20;
```

```
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=abs((CHbO2/(CHbO2+CHHb))*100)
```

Untuk menemukan nilai pH, digunakan *Curve Fitting Tool* pada MATLAB untuk mencari hubungan antara saturasi oksigen dengan pH dengan metode *least square*. Untuk membuka *Curve Fitting Tool* GUI digunakan perintah *cftool* pada *command window* MATLAB.



Gambar 3.4. *Curve Fitting Tool GUI*

Dari 23 data saturasi oksigen – pH [6], diketahui bahwa hubungan antara keduanya terdapat hubungan. Bila nilai saturasi oksigen naik, maka nilai pH juga naik. Sebaliknya bila nilai saturasi oksigen mengalami penurunan, nilai pH juga turun. Tetapi, hubungan ini tidak linear.

Untuk menemukan persamaan serta *fitting* yang paling tepat pada *Curve Fitting Tool* ini, dilakukan beberapa kali pengetesan terhadap beberapa metode *fitting* atau pendekatan yang paling dekat terhadap model data yang dimasukkan, dalam hal ini adalah saturasi oksigen dan pH. Hasil perbandingan pada *Curve Fitting Tool* dapat dilihat pada Gambar 3.5.

The screenshot displays the 'Fitting' software interface. The 'Fit Editor' section includes a 'New fit' button, a 'Copy fit' button, and a list of fit names. The 'Data set' is 'pH vs. saturasi' and the 'Type of fit' is 'Polynomial'. The 'Exclusion rule' is '(none)' and the 'Center and scale X data' checkbox is unchecked. The 'Results' section shows the following statistics:

- SSE: 0.04327
- R-square: 0.6166
- Adjusted R-square: 0.5983
- RMSE: 0.04539

The 'Table of Fits' section contains a table with the following data:

Fit name	Data set	Equation name	SSE	R-square
fit 1	pH vs. saturasi	Poly1	0.04327386165812191	0.6165896282472041
fit 2	pH vs. saturasi	Poly2	0.00103888452396416104	0.9907957361727653
fit 3	pH vs. saturasi	Gauss1	9.612848738437394E-4	0.991305726277192
fit 4	pH vs. saturasi	Power1	0.0222765338981481665	0.8026278273999959

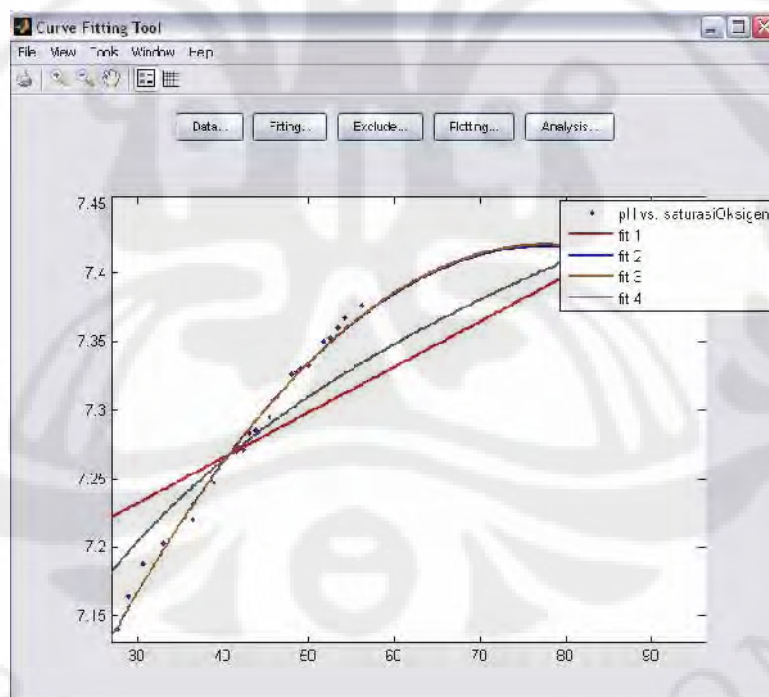
The interface also includes buttons for 'Fit options...', 'Delete fit', 'Save to workspace...', 'Table options...', 'Immediate apply', 'Cancel', 'Apply', 'Close', and 'Help'.

Gambar 3.5 Perbandingan Beberapa Metode *Fitting* pada *Curve Fitting Tool*

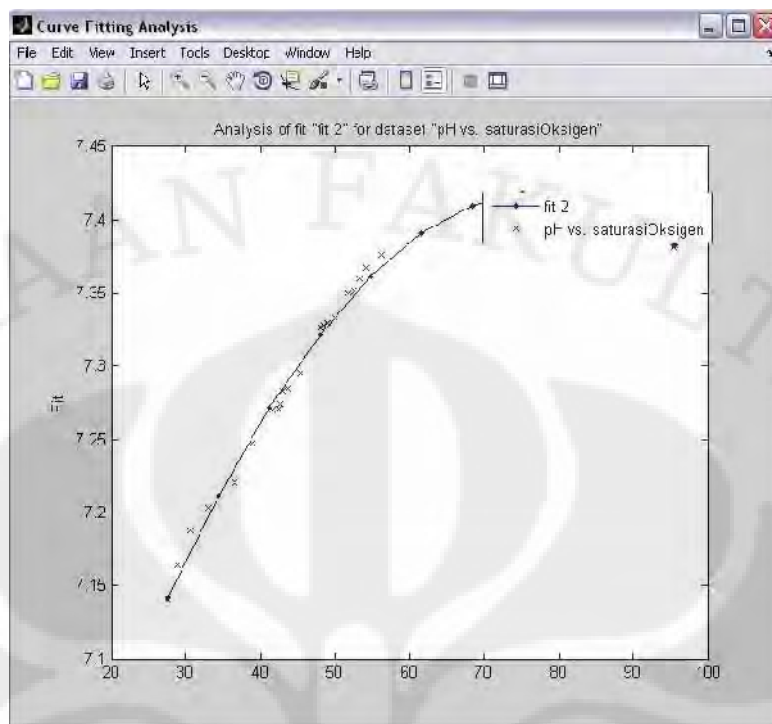
Terdapat 4 metode *fitting* yang dibandingkan untuk mencari hubungan saturasi oksigen dengan pH. Secara umum dapat dilihat pada tabel berikut:

Tabel 3.1 Perbandingan Beberapa Metode *Fitting* dan SSE

Nama <i>Fitting</i>	Nama Persamaan yang Digunakan	Sum Squared Error (SSE)
Fit 1	Linear Polynomial	0.04327
Fit 2	Quadratic Polynomial	0.001039
Fit 3	Gaussian	0.0009813
Fit 4	Power	0.02228



Gambar 3.6 Perbandingan Plot Beberapa Metode *Fitting*



Gambar 3.7 Plot *Quadratic Linear Fitting*

Dari hasil perbandingan pada Gambar 3.5, Gambar 3.6, dan Gambar 3.7 dapat dilihat bahwa nilai *error* yang cukup kecil adalah fit 2 (*Quadratic Linear*) dan fit 3 (*Gaussian*). Tetapi, pada fit 3 memerlukan perhitungan yang cukup panjang dan lebih detail daripada fit 2, sehingga errornya lebih kecil dan membutuhkan waktu proses yang lebih lama. Dengan pertimbangan tersebut, maka *fitting* yang dipilih adalah fit 2, dengan metode pendekatan *Quadratic Linear*.

Sehingga berdasarkan pendekatan pada *Curve Fitting Tool*, hubungan antara saturasi oksigen dengan pH adalah sebagai berikut :

$$ph = ((-0.0001114*(saturasi^2)) + (0.01728*saturasi) + 6.749)$$

Maka, di akhir program utama penghitungan, persamaan di atas dimasukkan untuk mencari nilai pH dari nilai saturasi oksigen yang telah diperoleh sebelumnya.

BAB 4 PENGUJIAN KERJA DAN ANALISIS SISTEM

Bab pengujian kerja dan analisis sistem akan membahas pengujian-pengujian pada setiap subsistem dengan parameter tertentu serta pengujian terhadap sistem keseluruhan dan menilai unjuk kerja sistem. Dengan menjalankan seluruh proses sistem ini, nantinya akan diperoleh nilai pH sebagai nilai akhir.

Seperti yang telah dijelaskan pada blok diagram Gambar 3.2, sistem ini terdiri dari 4 bagian utama. Sebagai sumber sinyal analog, akan digunakan rangkaian yang terdiri dari *photosource* (LED) dan *photodetector* (phototransistor). Nilai tegangan berubah-ubah berdasarkan intensitas cahaya yang dipancarkan oleh LED, kemudian nilai tegangan tersebut sebagai menjadi masukan ke *microcontroller*. Di *microcontroller* ini, sinyal analog ini akan masuk ke fitur ADC dan melewati proses kuantisasi 10 bit untuk diubah menjadi sinyal digital. Selanjutnya, sinyal tersebut dikirimkan melalui *serial communication* ke perangkat lunak MATLAB. MATLAB yang digunakan pada skripsi ini adalah versi 7.6.0.324 (R2008a). Keseluruhan pemrosesan setelahnya dilakukan di MATLAB; yang terdiri dari 2 bagian yaitu penghitungan nilai saturasi oksigen dari nilai intensitas dan penghitungan nilai pH.

Sebagai input pertama dalam MATLAB adalah nilai tegangan yang terukur oleh phototransistor. Selanjutnya, nilai intensitas diperoleh melalui pengolahan nilai tegangan melalui perhitungan tertentu. Perhitungan selanjutnya akan diteruskan hingga mendapatkan nilai saturasi oksigen. Untuk memperoleh nilai pH, metode yang digunakan adalah *curve fitting tool* pada MATLAB. Menu ini menyediakan metode regresi non linear untuk mencari hubungan antara saturasi oksigen dan pH.

Dari urutan proses di atas, bab ini akan memaparkan beberapa bagian pengujian, yaitu pengujian koneksi komunikasi serial antara komputer dan *microcontroller* pada MATLAB, pengujian subsistem-subsistem yang terdiri pengujian subsistem rangkaian analog sensor cahaya, pengujian subsistem

microcontroller, pengujian subsistem MATLAB *processing* dan GUI, serta pengujian program secara umum dan analisisnya.

Tabel 4.1 Hasil Pengujian Subsistem-subsistem

Subsistem	Pengaturan	Hasil Pengujian
Rangkaian Analog	Sensor Cahaya	OK, tetapi hasil pengujian menunjukkan nilai yang berbanding terbalik antara tegangan phototransistor dengan tingkat pencahayaan LED.
Microcontroller	ADC	
	Komunikasi Serial	
Konektivitas GUI MATLAB dengan serial microcontroller		

* = bekerja dengan baik

4.1 Pengujian Fungsionalitas Subsistem

Pengujian fungsionalitas bertujuan untuk menguji hasil yang didapatkan dari keseluruhan fungsi yang terdapat pada perancangan penentuan nilai pH berdasarkan nilai saturasi oksigen. Hasil pengujian fungsionalitas ditunjukkan pada Tabel 4.1.

4.1.1 Pengujian Subsistem Rangkaian Analog Sensor Cahaya

Pada dasarnya, rangkaian analog yang digunakan terdiri dari sebuah LED dan sebuah phototransistor yang berfungsi sebagai sensor cahaya. Intensitas cahaya yang dipancarkan oleh LED berubah-ubah berdasarkan besarnya arus yang melewatinya, karena LED ini dihubungkan dengan potensiometer. Kemudian cahaya ini ditangkap oleh phototransistor dan kemudian diukur berapa besarnya nilai tegangan pada *output* transistor tersebut. Berikut ini blok diagram LED terhadap phototransistor :

Gambar 4.1 Blok Diagram LED Terhadap Phototransistor

Pengujian rangkaian analog ini dilakukan dengan menggunakan sebuah phototransistor, sebuah potensiometer 1K, dan diukur ketika kondisi *power supply* rangkaian LED adalah 4.62 V. Karena rangkaian LED terhubung dengan potensiometer, maka pencahayaan LED dapat diatur tingkat cahayanya. Ketika potensiometer di-*setting* pada hambatan terkecilnya, maka cahaya LED saat itu adalah paling terang. Dan bila hambatan potensiometer diperbesar, cahaya LED semakin berkurang, hingga sampai pada hambatan terbesar maka cahaya LED akan redup.

Untuk melakukan pengujian pada rangkaian analog ini, dilakukan 10 kali pengujian pada tingkat hambatan potensiometer yang berbeda. Pada skala 1 – 10 adalah skala hambatan potensiometer dari paling kecil sampai yang paling besar. Setiap perubahan skala potensiometer, akan dilihat pengaruhnya terhadap tingkat terang cahaya LED, serta besarnya tegangan phototransistor sebagai reaksi terhadap perubahan pencahayaan LED. Hasil pengujian dapat dilihat pada Tabel 4.2 berikut :

Tabel 4.2 Pengujian Tingkat Pencahayaan LED Terhadap Pengaruhnya pada Tegangan Phototransistor

Pengujian	Level Hambatan Potensiometer	Cahaya Tingkat Pencahayaan LED	Tegangan Phototransistor (V)
1	1	Paling terang	3.48
2	2	Berkurang	3.59
3	3	Berkurang	3.7
4	4	Berkurang	3.82
5	5	Berkurang	3.8
6	6	Berkurang	3.94
7	7	Berkurang	4.16
8	8	Berkurang	4.39
9	9	Berkurang	4.5
10	10	Berkurang	4.62

Dari Tabel 4.2 dapat dilihat bahwa rangkaian analog secara umum berfungsi dengan baik. Pada hasil pengujian menunjukkan tegangan pada output phototransistor berbanding terbalik dengan tingkat pencahayaan LED. Bila terjadi kenaikan hambatan oleh potensiometer, maka cahaya LED akan berkurang, akibatnya cahaya yang ditangkap phototransistor juga berkurang. Hal ini menyebabkan naiknya nilai tegangan phototransistor, dan begitu pula sebaliknya.

4.1.2 Pengujian Subsistem *Microcontroller*

Jenis *microcontroller* yang digunakan adalah ATmega8535. Subsistem *microcontroller* memiliki 2 fungsi utama, yaitu konversi nilai tegangan analog ke digital oleh ADC dan komunikasi serial dari dan ke komputer oleh USART. Karena itu, pengujian pada subsistem ini terdiri dari 2 bagian, yaitu pengujian ADC dan pengujian komunikasi serial.

4.1.2.1 Pengujian ADC

Seperti yang telah dijelaskan di awal, bahwa sinyal analog adalah masukan pertama untuk sistem ini. Sinyal ini berupa nilai tegangan, yang kemudian

dilewatkan pada *microcontroller* untuk mengubah sinyal analog menjadi digital. Proses ini dilakukan oleh fitur ADC pada *microcontroller* dengan level kuantisasi 10 bit.

Untuk menguji konversi data analog ke digital oleh ADC ini, dilakukan perbandingan nilai tegangan analog dengan nilai tegangan hasil konversi oleh ADC, ditunjukkan pada Tabel 4.3. Nilai tegangan analog diukur secara langsung dengan multimeter, dan hasil konversi tegangan dibaca di *hyperterminal communication*. Dari 30 data pengujian, diperoleh *error* rata-rata pembacaan nilai tegangan sebesar 0.44 %. Dari hasil ini, dapat dikatakan bahwa ADC sudah berfungsi dengan cukup baik dengan nilai *error* yang kecil.

Tabel 4.3 Perbandingan nilai tegangan analog dengan nilai tegangan hasil konversi ADC

No.	Tegangan Analog (V)	Tegangan ADC (V)	Error (%)	No.	Tegangan Analog (V)	Tegangan ADC (V)	Error (%)
1.	1.23	1.25	1.626016	16.	2.62	2.607422	0.480081
2.	1.52	1.547852	1.83234	17.	1.81	1.84082	1.70278
3.	1.56	1.5625	0.160256	18.	1.6	1.59668	0.20752
4.	1.4	1.401367	0.097656	19.	2.16	2.15332	0.309245
5.	1.34	1.347656	0.571362	20.	2.42	2.426758	0.279248
6.	1.42	1.416016	0.28059	21.	2.41	2.407227	0.11508
7.	1.53	1.52832	0.109783	22.	1.51	2.485352	0.982009
8.	1.35	1.352539	0.188079	23.	1.74	1.738281	0.098779
9.	1.13	1.12793	0.183213	24.	2.25	2.250977	0.043403
10.	1.07	1.064453	0.5184	25.	2.44	2.441406	0.057633
11.	0.91	0.90332	0.734032	26.	2.04	2.050781	0.528493
12.	0.71	0.703125	0.96831	27.	2.26	2.265625	0.248894
13.	0.49	0.488281	0.350765	28.	2.6	2.597656	0.090144
14.	1.33	1.328125	0.140977	29.	1.8	1.796875	0.173611
15.	1.17	1.171875	0.160256	30.	1.94	1.943359	0.173164

4.1.2.2 Pengujian komunikasi serial

Transmitter dan receiver USART pada *microcontroller* di-setting on agar dapat mengirimkan data tegangan ke MATLAB, dan MATLAB pun dapat memberi instruksi ke *microcontroller*. Komunikasi serial pada *microcontroller* ini berhubungan dengan komunikasi serial di MATLAB.

Setelah melakukan proses ini konversi nilai analog ke digital oleh ADC, *microcontroller* yang telah di-setting komunikasi serial mengirimkan data digital tersebut ke MATLAB. Program utama pada skripsi ini berawal dengan men-setting komunikasi serial dengan MATLAB agar MATLAB dapat menerima data yang telah dikirim oleh *microcontroller*.

Pada pengujian penerimaan data dari rangkaian sudah berfungsi dengan baik. Hal ini dapat dilihat pada pembacaan komunikasi *hyperterminal* (seperti pada pengujian ADC) maupun pada MATLAB yang telah dapat menampilkan nilai-nilai tegangan pada tampilan akhirnya serta meneruskan eksekusi perhitungan. Begitu juga dengan proses pengiriman perintah dari komputer ke *microcontroller* juga berjalan dengan baik, ditunjukkan dengan tepatnya nilai V1, V2, V3, dan V4, tidak ada terjadi salah baca ataupun terbalik nilai antara keempatnya.

4.1.3 Pengujian Konektivitas GUI MATLAB dengan Serial *Microcontroller*

Program ini ditampilkan melalui *Graphical User Interface* (GUI) pada MATLAB. Pemrograman yang ada pada GUI terdiri dari beberapa perhitungan yang memerlukan input dari luar, yakni nilai tegangan. Nilai tegangan berasal dari rangkaian analog yang kemudian oleh ADC diubah ke dalam bentuk digital dan dikirim melalui komunikasi serial ke MATLAB.

Konektivitas yang baik antara perangkat lunak MATLAB dan serial sangat penting untuk menunjang agar sistem ini berjalan dengan baik. Faktor konektivitas ini dapat dilihat dengan lancarnya sambungan ataupun *error* yang terjadi bila tidak bisa tersambung antara keduanya. Untuk menguji konektivitas

antara MATLAB dan serial, dilakukan pengujian koneksi antara keduanya sebanyak 30 kali.

Tabel 4.4 Hasil Pengujian Koneksi GUI MATLAB dengan Serial *Microcontroller*

Pengujian	Kondisi	Pengujian	Kondisi
1	Terkoneksi	16	Terkoneksi
2	Terkoneksi	17	Terkoneksi
3	Terkoneksi	18	Terkoneksi
4	Terkoneksi	19	Terkoneksi
5	Terkoneksi	20	Terkoneksi
6	Terkoneksi	21	Terkoneksi
7	Terkoneksi	22	Terkoneksi
8	Terkoneksi	23	Terkoneksi
9	Terkoneksi	24	Terkoneksi
10	Terkoneksi	25	Terkoneksi
11	Terkoneksi	26	Terkoneksi
12	Terkoneksi	27	Terkoneksi
13	Terkoneksi	28	Terkoneksi
14	Terkoneksi	29	Terkoneksi
15	Terkoneksi	30	Terkoneksi

Dari hasil pengujian koneksi, diperoleh hasil yang baik. Seluruh koneksi sebanyak 30 data berjalan dengan baik. Kecuali pada pengujian pertama, meskipun terkoneksi, tetapi butuh waktu yang cukup lama hingga program bisa berjalan dan menampilkan hasil. Ini disebabkan karena pada koneksi pertama masih terjadi proses penyesuaian atau inisialisasi komputer terhadap *hardware* yang baru dikenali (serial) serta penghubungan terhadap perangkat lunak MATLAB.

4.2 Analisis Pengujian Sistem Secara Keseluruhan

Untuk menguji proses pada sistem ini, input V1, V2, V3, dan V4 dimasukkan dengan nilai yang berbeda-beda berdasarkan tegangan phototransistor pada rangkaian analog untuk mendapatkan nilai saturasi oksigen yang bervariasi,

kemudian dilanjutkan dengan mendapatkan nilai pH. Pengujian dilakukan terhadap 30 data.

Tabel 4.5 Pengujian Hubungan Tegangan Terhadap Saturasi Oksigen dan pH

No	intensitas 1	Intensitas 2	intensitas 3	intensitas 4	saturasi O2	pH
1	0.1312	0.0141	0.1128	0.0219	23.0518	7.0881
2	0.1849	0.0141	0.1510	0.0219	24.7392	7.1083
3	0.1849	0.0141	0.1128	0.0141	30.7068	7.1746
4	0.1312	0.0219	0.1128	0.0219	40.5279	7.2663
5	0.1849	0.0141	0.1510	0.0141	40.9907	7.2701
6	0.1849	0.0219	0.1128	0.0141	45.2068	7.3025
7	0.1849	0.0717	0.1382	0.0425	62.5074	7.3939
8	0.1934	0.0851	0.1415	0.0498	63.9325	7.3984
9	0.1793	0.0717	0.1368	0.0425	64.1366	7.399
10	0.184	0.0717	0.1415	0.0425	64.1796	7.3992
11	0.184	0.0729	0.1415	0.043	64.7376	7.4008
12	0.1934	0.0851	0.1274	0.0438	65.4644	7.4028
13	0.1887	0.0851	0.1415	0.0498	65.929	7.404
14	0.184	0.077	0.1415	0.0438	67.7133	7.4083
15	0.184	0.0851	0.1415	0.0498	68.0063	7.4089
16	0.1934	0.0891	0.1274	0.0438	69.203	7.4113
17	0.1911	0.0993	0.1321	0.0535	69.2771	7.4115
18	0.184	0.079	0.1415	0.1415	69.6319	7.4121
19	0.1934	1.1013	0.1321	0.0535	70.0432	7.4128
20	0.1849	0.0879	0.1382	0.0489	70.0786	7.4129
21	0.184	0.0851	0.1415	0.0474	70.9522	7.4142
22	0.184	0.081	0.1415	0.0438	71.5275	7.4151
23	0.1249	0.1849	0.092	0.0506	71.8819	7.4155
24	0.1849	0.0932	0.0932	0.0511	72.4604	7.4162
25	0.1934	0.0932	0.1274	0.0438	72.8712	7.4167
26	0.184	0.0831	0.1415	0.0438	73.4012	7.4172
27	0.184	0.0851	0.1415	0.045	73.8346	7.4176
28	0.184	0.0851	0.1415	0.0438	75.2539	7.4185
29	0.1849	0.0993	0.1382	0.0535	75.4147	7.4186
30	0.1887	0.0993	0.1444	0.0535	76.1717	7.4189

Secara umum, sistem telah dapat bekerja dengan baik, terutama subsistem ADC pada *microcontroller* dan koneksi serta komunikasi serial antara *microcontroller* dan MATLAB. Pada subsistem rangkaian analog pun telah dapat bekerja dengan baik, hingga pada level cahaya redup tertentu.

Universitas Indonesia

Selama pengujian, ada kekurangan pada sistem ini yang terjadi pada subsistem rangkaian analog, misalnya tingkat sensitivitas phototransistor yang terbatas. Kesalahan juga terjadi pada pengujian ADC *microcontroller* meskipun dengan nilai *error* rata-rata yang sangat kecil yaitu 0.44 %. Kesalahan ini dapat diakibatkan oleh perbedaan pembacaan tegangan oleh multimeter yang memiliki level ketelitian tertentu dengan tegangan hasil kuantisasi pada ADC.

BAB 5 KESIMPULAN

Setelah dilakukan pengujian dan analisa terhadap simulator alat ukur nilai pH berdasarkan nilai saturasi oksigen, dapat disimpulkan bahwa :

1. Pengujian subsistem ADC menunjukkan adanya perbedaan pembacaan nilai tegangan yang asli dengan nilai tegangan keluaran ADC sebesar 0.44%.
2. Pengujian subsistem rangkaian analog sensor cahaya menggunakan phototransistor menunjukkan bahwa semakin terang tingkat pencahayaan maka tegangan phototransistor semakin kecil, dan sebaliknya.
3. Pengujian subsistem komunikasi serial baik pada MATLAB maupun pada *microcontroller* serta pengujian konektivitas GUI MATLAB menunjukkan bahwa keduanya telah dapat berjalan dengan baik.
4. Secara keseluruhan sistem, simulator alat penghitung pH berdasarkan nilai saturasi oksigen ini telah dapat bekerja dengan baik sesuai rancangan.

REFERENSI

- [1] Liu S, Rusen ID, Joseph KS, Liston R, Kramer MS, Wen SW, Kinch R. Maternal Health Study Group of the Canadian Perinatal Surveillance System. Recent trends in caesarean delivery rates and indications for caesarean delivery in Canada. *J Obstet Gynaecol Can* 2004;26:735–742.
- [2] Sachs BP, Kobelin C, Castro MA, Frigoletto F. The risks of lowering the cesarean-delivery rate. *N Engl J Med* 1999; 340:54–57.
- [3] 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.
- [4] Alper Bozkurt, Arye Rosen, Harel Rosen, Banu Onaral, *A Portable Near Infrared Spectroscopy System for Bedside Monitoring of Newborn Brain*, School of Biomedical Engineering, Science and Health Systems, Drexel University : USA, 2005.
- [5] D.M. Peebles* and P. O'Brien, *Fetal Cerebral Oxygenation and Hemodynamics during Labour Measured by Near Infrared spectroscopy*, Department of Obstetrics and Gynaecology, University College London Medical School, London, England, 1997.
- [6] _____. "ATMEGA8535 datasheet" Diakses 4 Mei 2008 dari atmel www.atmel.com/dyn/resources/prod_documents/doc2502.pdf

DAFTAR PUSTAKA

<http://hubpages.com/hub/Causes-of-Acidosis-and-Alkalosis>

<http://ch2ymanizz.blogspot.com/2008/10/asfiksia.html>

<http://en.wikipedia.org/wiki/PH>

<http://www.fetaldopplerfacts.org/facts/dopplers/fetal-heart-rate-facts.php>

Detection of Hyperoxemia and Hypoxemia and Determination of PaO₂ at Various SpO₂ Values, Neoreview2005

Alessandro Grignaffini, Emanuele Soncini, Elena Ronzoni, Emanuela Piazza, Salvatore Anfuso, Eugenio Vadora, *Meconium-stained Amniotic Fluid and Fetal Oxygen Saturation Measured by Pulse Oximetry During Labour*, Department of Gynaecology, Obstetrics and Neonatology, University of Parma : Italy, 2004.

William W. Hay, Jr, MD, *History of Pulse Oximetry in Neonatal Medicine*, General Clinical Research Centers Program, NCRR, NIH (WWH, Associate Director).

Dan Farine, Michael Shenhav, Ofer Brnea, ariel Jaffa, Harold E. Fox, *The Need for A New Outlook on Labor Monitoring*, Mount Sinai Hospital, Toronto, Ontario, Canada, Lis Medical Center, Tel Aviv University, Tel Aviv, Israel, Department of Medical Engineering, Tel Aviv University, Tel Aviv, Israel, and Department of Ob/Gyn, Johns Hopkins Medical Center, Baltimore, Maryland : USA, 2005.

Alper Bozkurt, Arye Rosen, Harel Rosen, Banu Onaral, *A Portable Near Infrared Spectroscopy System for Bedside Monitoring of Newborn Brain*, School of Biomedical Engineering, Science and Health Systems, Drexel University : USA, 2005.

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.

Committee on Obstetric Practice, *Fetal Pulse Oximetry*, American College of Obstetricians and Gynecologists : Washington, 2001