

**PEMBUATAN SISTEM *PULSED*
ELECTROMAGNETIC FIELD (PEMF) BERBASIS
ARDUINO UNTUK STUDI BIOELEKTROMAGNETIK**

Skripsi

**Disusun untuk memenuhi salah satu syarat
memperoleh gelar Sarjana Sains**



Tesa Apriyanti

3225130888

**PROGRAM STUDI FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS NEGERI JAKARTA**

2017

PERSETUJUAN PANITIA UJIAN SKRIPSI

Pembuatan Sistem *Pulsed Electromagnetic Field* (PEMF) Berbasis
Arduino untuk Studi Bioelektromagnetik

Nama : Tesa Apriyanti

No. Reg. : 3225130888

Nama	Tanda Tangan	Tanggal
------	--------------	---------

Penanggung Jawab

Dekan	: Prof.Dr.Suyono,M.Si NIP. 19671218 199303 1 005
-------	---	-------	-------

Wakil Penanggung Jawab

Wakil Dekan I	: Dr. Muktiningsih, M.Si NIP. 19640511 198903 2 001
---------------	--	-------	-------

Ketua	: Dr. Widyaningrum Indrasari, M.Si NIP. 19770510 200604 2 001
-------	--	-------	-------

Sekretaris	: Riser Fahdiran, M.Si NIP. 19830717 200912 1 008
------------	--	-------	-------

Anggota

Pembimbing I	: Umiatin, M.Si NIP. 19790104 200604 2 001
--------------	---	-------	-------

Pembimbing II	: Drs. Sastra Kusuma Wijaya, Ph.D NIP. 19581126 198609 1 002
---------------	---	-------	-------

Penguji Ahli	: Dr.rer.nat.Bambang Heru I, M.Si NIP. 19680401 199403 1 002
--------------	---	-------	-------

Dinyatakan lulus ujian skripsi tanggal: 11 Agustus 2017

SURAT PERNYATAAN KEASLIAN SKRIPSI

Dengan ini, saya yang bertandatangan di bawah ini, mahasiswa Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Negeri Jakarta:

Nama : Tesa Apriyanti

No. Reg : 3225130888

Program Studi : Fisika

Menyatakan bahwa skripsi yang saya buat dengan judul “**Pembuatan Sistem Pulsed Electromagnetic Field (PEMF) Berbasis Arduino untuk Studi Bioelektromagnetik**”, adalah:

1. Dibuat dan diselesaikan oleh saya sendiri, berdasarkan data yang diperoleh dari hasil penelitian pada bulan januari – Agustus 2017.
2. Bukan merupakan duplikat skripsi yang pernah dibuat oleh orang lain atau jiplakan karya tulis orang lain dan bukan terjemahan karya tulis orang lain.

Pernyataan ini saya buat dengan sesungguhnya dan saya bersedia menanggung segala akibat yang timbul jika pernyataan saya ini tidak benar.

Jakarta, Agustus 2017

Yang membuat pernyataan

(Materai 6000)

Tesa Apriyanti

KATA PENGANTAR

Puji syukur saya panjatkan kehadirat Tuhan Yang Maha Esa, karena atas berkat dan rahmat-Nya saya dapat menyelesaikan Skripsi ini. Penulisan skripsi yang berjudul **“Pembuatan Sistem Pulsed Elektromagnetik Field (PEMF) Berbasis Arduino untuk Studi Bioelektromagnetik”** ini dilakukan dalam rangka memenuhi salah satu syarat untuk mencapai gelar Sarjana Sience Jurusan Fisika pada Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Negeri Jakarta.

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 ingin mengucapkan terima kasih kepada :

1. ALLAH SWT serta sujud syukur karena selalu memberi rahmatNya, RizkyNya, AmpunanNya dan jalan kemudahan serta kelancaran perjalanan hidup hamba meski ada kendala, namun Alhamdulillah laporan skripsi ini selesai pada waktunya Amin...
2. Ibu Umiatin, M.si selaku Pembimbing I dan Bapak Dr. Sastra Kusuma Wijaya selaku Pembimbing II atas waktu, bimbingan dan saran yang membangun.
3. Ibu Dr. Widyaningrum Indrasari, M.Si selaku ketua program studi Fisika FMIPA, UNJ.
4. Bapak & Ibu Dosen Jurusan Fisika FMIPA UNJ atas bimbingan selama perkuliahan.
5. Orang tua khusus nya ibu dan keluarga atas dukungan doa dan motivasinya.
6. Para sahabat tercinta Nadya, Yulia, Zulfiah, Syafira, Donna, Fransiska, Inggit, Siti, Ajeng, dan tak lupa sahabat tercinta dari sekolah menengah atas Heni Widyastuti yang telah meluangkan waktu menemani penelitian ini.
7. Teman-teman Fisika 2013 yang telah membantu dalam melaksanakan tugas akhir ini dan bersama-sama melewati perkuliahan.

8. Bapak La Ode Husein, M.Si dan Bapak Dr. Sudarmaji, M.T atas pinjaman Gaussmeter.
9. Semua pihak yang secara tidak langsung terlibat dalam penyelesaian skripsi dan tidak dapat disebutkan satu persatu.

Penulis menyadari akan keterbatasan dan kelemahan dalam ilmu pengetahuan dan pengalaman, sehingga penulis mengharapkan kritik dan saran yang membangun demi penulisan selanjutnya yang lebih baik.

Jakarta, Agustus 2017

Tesa Apriyanti

ABSTRAK

Tesa Apriyanti. Pembuatan Sistem *Pulsed Elektromagnetik Field* (PEMF) Berbasis Arduino untuk Studi Bioelektromagnetik

Sistem Pulsed Electromagnetic Field merupakan salah satu bentuk stimulasi listrik pada studi bioelektromagnetik baik secara *invitro* (studi sel) maupun *invitro* (studi pada hewan/pre klinik) dengan metode induktif, yaitu menggunakan kumparan Helmholtz untuk menghasilkan medan magnet yang berubah terhadap waktu. Asumsi yang harus dipenuhi kumparan Helmholtz untuk tujuan tersebut adalah memiliki medan magnet yang relatif serbasama (*uniform*) dan tidak menyebabkan efek termal. Pada penelitian ini dilakukan desain dan pembuatan sistem Pulsed Electromagnetic Field (PEMF) serta karakterisasi kumparan Helmholtz yang dapat menghasilkan medan magnet seragam. Distribusi kuat medan elektromagnetik yang dihasilkan dikarakterisasi menggunakan gaussmeter pada arah koordinat x , y dan z . Proses karakterisasi ini menggunakan tegangan 18 V dengan arus sebesar 0.28 A dan menghasilkan medan magnet seragam 0.4mT. Sistem PEMF dibuat menggunakan *microcontroller* Arduino Uno yang berfungsi sebagai pengatur parameter fisika antara lain : *waveform*, frekuensi dan *duty cycle*. Pembuatan antar muka dan pengolahan data dilakukan menggunakan program *LabVIEW*.

Kata kunci : *Kumparan Helmholtz, PEMF, Bioelektromagnetik, Arduino Uno, LabVIEW*

ABSTRACT

Tesa Apriyanti. Pulsed Electromagnetic Field (PEMF) System for Bioelectromagnetic Studies Arduino-based

The Pulsed Electromagnetic Field system is one of the forms of electrical stimulation in bioelectromagnetic studies both invitro (cell studies) and invitro (animal studies / pre clinics) by an inductive method, using Helmholtz coils to produce a magnetic field that varies with time. The assumption that Helmholtz's coil needs that purpose is to have a relatively uniform magnetic field and doesn't have a thermal effect. In this research, the design and manufacture of Pulsed Electromagnetic Field (PEMF) system and Helmholtz coil characterization can produce uniform magnetic field. The strong distribution of the resulting electromagnetic field is characterized using a gaussmeter in the direction of the coordinates x, y and z. This characterization process uses a voltage of 18 V with a current of 0.28 A and produces a 0.4 mT uniform magnetic field. PEMF system is made using Arduino Uno microcontroller that serves as a regulator of physical parameters among others: waveform, frequency and duty cycle. The Interface and data processing is using LabVIEW program.

Keyword : *Helmholtz Coil, PEMF, Bioelectromagnetics, Arduino Uno, LabVIEW*

DAFTAR ISI

PERSETUJUAN PANITIA UJIAN SKRIPSI	ii
SURAT PERNYATAAN KEASLIAN SKRIPSI	iii
KATA PENGANTAR	iv
ABSTRAK	vi
ABSTRACT	vii
DAFTAR ISI	viii
DAFTAR GAMBAR	x
DAFTAR TABEL	xii
BAB I PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Identifikasi Masalah	4
1.3 Pembatasan Masalah	4
1.4 Tujuan Penelitian	4
1.5 Manfaat Penelitian	5
BAB II LANDASAN TEORI	6
2.1 Medan Magnet di Sekitar Arus Listrik	6
2.2 Pulsed Electromagnetic Field (PEMF)	7
2.3 Kumparan Helmholtz	11
2.4 Bioelektromagnetik	16
2.5 Sensor Efek Hall	18
2.6 PWM regulator dan Power Supply	26
2.7 VLF Meter	28
2.8 Mikrokontroler Arduino	29
2.9 LabVIEW	31
BAB III METODE PENELITIAN	34
3.1 Waktu dan Tempat Penelitian	34
3.1.1 Waktu Penelitian.....	34
3.2 Metode Penelitian	35

3.3. Prosedur Penelitian	35
3.4. Perancangan <i>Hardware</i>	36
3.5. Perancangan <i>Software</i>	38
3.5.1. Karakterisasi sensor	38
3.6. Skema Alat	42
3.7. Flowchart Sistem	42
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN	43
4.1. Karakterisasi Sensor Efek Hall	44
4.2. Pengujian Sistem	45
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN	53
5.1. Kesimpulan	53
5.2. Saran	53
DAFTAR PUSTAKA	54
LAMPIRAN	56

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2. 1 Arah Garis Gaya dengan Kaidah Tangan Kanan	6
Gambar 2. 2 Berbagai fungsi PEMF dan salah satu pemakaiannya	7
Gambar 2. 3 Bentuk gelombang arus AC dan DC.....	9
Gambar 2. 4 Bentuk arus pulsa.....	10
Gambar 2. 5 Tipe <i>waveform</i>	11
Gambar 2. 6 Tipe pajanan pada stimulus listrik yang umum digunakan	11
Gambar 2. 7 Helmholtz coil, B. Ruben's coil, C. Fransleau-Braunbeck coil	12
Gambar 2. 8 Kumparan Helmholtz dua sumbu, B. Kumparan Helmholtz satu sumbu.....	12
Gambar 2. 9 Komponen-komponen perhitungan pada kawat melingkar berarus	13
Gambar 2. 10 Kumparan Helmholtz	15
Gambar 2. 11 Diagram bielektromagnetik	18
Gambar 2. 12 Prinsip <i>Hall Effect</i>	19
Gambar 2. 13 . Prinsip sensor <i>Hall Effect</i>	20
Gambar 2. 14 Hall effect sensor	21
Gambar 2. 15 Pinout <i>hall effect</i> sensor UGN3503	24
Gambar 2. 16 Blok diagram Rangkaian internal UGN3503	25
Gambar 2. 17 PWM menggunakan IC 555	26
Gambar 2. 18 Gaussmeter VLF.....	28
Gambar 2. 19 Arduino Uno.....	30
Gambar 2. 20 Tampilan utama Labview	32
Gambar 2. 21 (a) Jendela front panel dan (b) Jendela Blok diagram	33
Gambar 3. 1 Block diagram system pulsed electromagnetic field	34
Gambar 3. 2 Diagram alir penelitian	35
Gambar 3. 3 Kumparan Helmholtz.....	36
Gambar 3. 4 Daerah Pengukuran Kumparan Helmholtz	37
Gambar 3. 5 Rangkaian listrik sensor	37
Gambar 3. 7 Program karakterisasi sensor pada serial Monitor Arduino	38
Gambar 3. 6 Alat ukur medan magnet pada kumparan	38
Gambar 3. 8 Tampilan front panel LabVIEW	39

Gambar 3. 9 Block diagram LabVIEW	40
Gambar 3. 10 Flowchart program labVIEW	41
Gambar 3. 11 Skema Alat	42
Gambar 3. 12 <i>flowchart</i> sistem.....	42
Gambar 3. 14 Flowchart blok diagram LabVIEW	42
Gambar 4. 1 (a) Sistem PEMF dan (b) Tampilan <i>Front Panel</i> Sistem.....	43
Gambar 4. 2 Hubungan medan magnet hitung Vs tegangan keluaran sensor.....	44
Gambar 4. 3 Grafik hubungan antara medan magnet terukur dengan medan magnet perhitungan	45
Gambar 4. 4 Grafik Hubungan medan magnet dengan arus	47
Gambar 4. 5 Grafik medan magnet terhadap posisi x.....	48
Gambar 4. 7 Grafik hubungan medan magnet dengan <i>duty cycle</i>	49
Gambar 4. 6 Simulasi <i>duty cycle</i>	48
Gambar 4. 8 Tampilan sinyal <i>source square</i>	50
Gambar 4. 9 Signal source sinus	50
Gambar 4. 10 Grafik hubungan medan magnet dengan frekuensi	51
Gambar 4. 11 Grafik hubungan medan magnet dengan delay duration	52
Gambar 4. 12 Sinyal <i>burst duration</i>	52

DAFTAR TABEL

Tabel 2. 1 Beberapa alat PEMF komersial yang ada saat ini	8
Tabel 2. 2 Karakteristik Elektrik Sensor Efek Hall UGN3503 pada $T_A = +25^\circ$, $V_{cc} = 5V$	25
Tabel 2. 3 Tabel deskripsi Arduino UNO	30
Tabel 4. 1 Kalibrasi tegangan keluaran sensor	44
Tabel 4. 2 Pengukuran kuat medan magnet di pusat kumparan	45

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Perubahan paradigma dalam bidang kedokteran dan perkembangan teknologi yang sangat cepat telah mendorong berbagai penelitian multidisiplin untuk mendapatkan metode terapi suatu penyakit yang efektif dan efisien. Medan listrik (EF) dan medan elektromagnetik (EMF) telah diteliti sejak tahun 1980an sebagai sarana stimulasi *non invasiv* yang potensial untuk penyembuhan fraktur dan mendorong regenerasi tulang, sejak ditemukannya efek piezoelektrisitas pada tulang oleh Basset dkk ⁽¹⁾. Mekanisme fisika bagaimana interaksi antara medan listrik maupun medan magnet dengan sistem biologi (sel maupun jaringan) masih menjadi pertanyaan besar yang belum dapat dijelaskan, sehingga menimbulkan *skeptisme* para klinisi untuk menggunakan modalitas ini sebagai pilihan terapi.

Pada umumnya ada tiga metode yang dipakai dalam stimulasi EF/EMF yaitu : *direct current* dengan menggunakan elektroda yang ditanam pada target, *capacitive coupling* menggunakan elektroda pada kulit, *electromagnetic stimulation (inductive coupling)* menggunakan *time varying magnetic field*. *Capacitive coupling* menggunakan medan listrik dengan frekwensi 60 kHz yang dapat menginduksi medan listrik sebesar $7\mu\text{A}/\text{cm}^2$ ⁽²⁾.

Seiring dengan meningkatnya mobilitas manusia saat ini yang tinggi, fraktur atau patah tulang telah menjadi salah satu masalah kesehatan utama karena sering terjadi, pengobatannya yang kompleks dan mahal. Berdasarkan hasil Riset Kesehatan Dasar (Riskesdas) oleh Badan Penelitian dan Pengembangan Depkes RI tahun 2013 ⁽³⁾, kasus fraktur di Indonesia disebabkan antara lain karena jatuh, kecelakaan lalu lintas dan trauma benda tajam/tumpul dengan prevalensi fraktur sebesar 5.8 %, mengalami kenaikan dibandingkan dengan Riskesdas tahun 2007 sebesar 4.5%.

Saat ini sebagian besar fraktur ditangani secara operatif dengan reduksi (pengurangan) dan fiksasi interna untuk memulihkan stabilitas mekanik agar secepatnya pasien dapat melakukan mobilisasi dan bekerja kembali. Diestimasi

sekitar hampir 10% fraktur menunjukkan penyembuhan tidak sempurna sehingga menyebabkan *non union* dan *delayed union*. Fraktur *delayed union* dan *non union* masih menjadi komplikasi serius yang mengikuti operasi reduksi dan fiksasi pada fraktur tulang. Diagnosa *delayed union* ditegakkan jika tidak adanya penyembuhan dalam rentang 12 minggu paska trauma. Komplikasi *delayed union* maupun *non union* ini dapat memperberat beban ekonomi karena membutuhkan waktu dan dana yang lebih besar serta hilangnya produktivitas dan menurunnya kualitas hidup.

Tantangan yang dihadapi para dokter dibidang orthopedi saat ini adalah strategi untuk mempersingkat waktu penyembuhan fraktur dan mencegah terjadinya *non union* dan *delayed union*. Metode *gold standard* untuk menangani *delayed union* adalah penggunaan cangkok tulang *autologous* (dari diri sendiri), namun metode ini bersifat *invasive* dan dapat menimbulkan komplikasi pada area donor. Metode lain yang telah disetujui oleh *Food and Drug Administration* (FDA) adalah penggunaan *bone morphogenetic protein* (BMP), salah satu hormon pertumbuhan, yang diketahui dapat mendorong penyembuhan fraktur tulang. Penggunaan hormon pertumbuhan seperti BMP menimbulkan efek samping antara lain *over growth* pada tulang, resiko gangguan imunitas, peradangan paska operasi serta resorpsi tulang yang mendorong terjadinya *osteoporosis*, oleh karena itu diperlukan metode lain yang dapat mendorong penyembuhan fraktur dan aman bagi tubuh antara lain *tissue engineering* serta stimulasi biofisika.

Pulse Electromagnetic Fields (PEMF) merupakan teknik *non invasif* yang menggunakan stimulus biofisika, diketahui dapat mendorong aktivasi dan mempercepat penyembuhan fraktur tulang. Dalam bidang orthopaedi, pemakaian (PEMF) sebagai salah satu stimulus untuk meningkatkan penyembuhan fraktur dimulai pada tahun 1980 an oleh Basset yang melaporkan bahwa tulang mempunyai fenomena bio-elektrik-mekanik atau dikenal sebagai efek piezoelektisitas tulang. *Stress* atau tekanan yang dibebankan pada tulang akan menghasilkan medan listrik endogen pada tulang, dimana medan listrik endogen ini akan mempengaruhi proses biologi pada sel, antara lain pelepasan ion kalsium (Ca^{++}) dari retikulum endoplasma. Peningkatan ion Ca^{++} di dalam sel akan

mendorong serangkaian respon enzimatis yang berperan dalam proses penulangan (*osteogenesis*)⁽¹⁾.

PEMF telah cukup lama diteliti baik dalam skala *in vitro* (penelitian sel), pre klinis (penelitian hewan coba) maupun klinis. Ongaro dkk⁽⁴⁾ melakukan penelitian dengan memberikan stimulus fisika berupa pajanan PEMF (1.5 mT, 75 Hz) selama masa periode diferensiasi yaitu 28 hari, diperoleh hasil terjadi peningkatan kadar *Alkaline phosphatase* (ALP) dan *Osteokalsin* (OCL) yang merupakan penanda terjadinya pembentukan tulang (*osteogenesis*).

Fu dkk⁽⁵⁾ melakukan penelitian dengan pemberian pajanan EMF (0.6-1 Tesla, 3 menit/hari selama 25 hari) terhadap mencit yang dibuat fraktur pada tulang tibia. Pemberian pajanan EMF menunjukkan pembentukan *kalus* (tulang baru) dan *vaskularisasi* (pembentukan pembuluh darah baru) yang lebih tinggi setelah minggu ke 4 perlakuan.

Shi dkk⁽⁶⁾ melakukan penelitian klinis terhadap pasien dengan fraktur tulang panjang *delayed union*, 31 pasien menerima intervensi EMF dan 27 pasien sebagai kontrol. Diakhir pengobatan, berdasarkan penilaian radiologi diperoleh grup EMF menunjukkan laju penyembuhan sebesar 77.4 % sedangkan pada kontrol sebesar 48.1 % dengan waktu rata – rata total dari pertama penyembuhan sebelum diagnosa *delayed union*, grup EMF selama 9.6 bulan dan grup kontrol 9.5 bulan.

Meskipun beberapa studi menunjukkan efek positif penggunaan PEMF namun sampai saat ini bagaimana mekanisme sel diregulasi oleh stimulus PEMF tersebut masih belum dapat dijelaskan dengan baik. Beberapa penelitian lain menunjukkan bahwa penggunaan PEMF tidak menimbulkan implikasi yang bermakna untuk membantu penyembuhan fraktur tulang. Hal ini akhirnya menimbulkan skeptisme penggunaan stimulus biofisika dalam bidang medis.

Salah satu penyebab bervariasinya efek PEMF dalam penelitian dikarenakan beragamnya parameter fisika yang dipakai para peneliti, meliputi jenis signal, intensitas medan magnetik, *pulsed width*, *exposure time*, frekwensi, beragamnya subyek penelitian serta peneliti yang memiliki beragam latar

belakang keilmuan. Oleh karena itu, diperlukan penelitian komprehensif dan multidisiplin untuk mengevaluasi dan mengoptimasi parameter penting PEMF sehingga dapat menjelaskan mekanisme transduksi signal PEMF pada sel dan dapat menghasilkan respon seluler yang diharapkan. Untuk mencapai tujuan tersebut, perlu dikembangkan alat PEMF yang dapat mengirimkan dan memfokuskan stimulus EMF ke target, jenis signal (*pulse*), intensitas, frekuensi serta *exposure time* yang *adjustable* dan *user friendly* yang dapat digunakan untuk penelitian *invitro*, preklinis maupun klinis mengenai penggunaan PEMF dalam bidang orthopaedi.

1.2 Identifikasi Masalah

Berdasarkan latar belakang diatas maka dapat diidentifikasi masalah dari penelitian ini adalah sebagai berikut :

1. Bagaimana membuat alat PEMF dengan parameter jenis signal, frekwensi, *pulsed width* serta *exposure time* yang dapat dikontrol?
2. Apakah medan magnet yang dihasilkan alat PEMF memiliki intensitas dan distribusi yang seragam sesuai dengan teori ?
3. Apakah alat PEMF yang dihasilkan dapat digunakan untuk penelitian dalam bidang bioelektromagnetik khususnya dalam bidang orthopaedi

1.3. Pembatasan Masalah

Penelitian ini dibatasi pada pembuatan alat PEMF dengan parameter jenis signal (*sinus* dan *square*), frekuensi dan *duty cycle* yang dapat dikontrol menggunakan arduino serta melakukan pengukuran intensitas medan magnet yang dihasilkan menggunakan prinsip *Hall effect*.

1.4. Tujuan Penelitian

1. Membuat alat PEMF dengan parameter jenis signal, frekwensi dan *duty cycle* yang dapat diatur menggunakan arduino
2. Mengukur intensitas medan magnet efektif yang dihasilkan alat PEMF dengan menggunakan prinsip *Hall efect*.

1.5. Manfaat Penelitian

Manfaat penelitian ini untuk mendapatkan alat PEMF yang bisa dipakai sebagai sarana penelitian bidang bioelektromagnetik sehingga dapat mendorong pengembangan penelitian alat kesehatan dalam negeri berbasis stimulus biofisika yang aman dan efektif.

BAB II

LANDASAN TEORI

2.1. Medan Magnet di Sekitar Arus Listrik

Medan magnet tidak hanya dapat dihasilkan oleh sebuah magnet, namun medan magnet juga dapat dihasilkan oleh arus yang mengalir dalam sebuah kawat penghantar, namun hanya bersifat sementara. Pada tahun 1820, Hans Christian Oersted (1777-1851) menemukan bahwa arus yang mengalir pada sebuah kawat penghantar dapat juga menghasilkan efek-efek magnetik, yaitu arus tersebut dapat mengubah orientasi sebuah jarum kompas.

Garis-garis gaya magnet yang dihasilkan oleh kawat berarus mempunyai arah melingkar mengelilingi kawat berarus tersebut. Arah garis gaya magnet ini lebih dikenal dengan kaidah tangan kanan. Bila kita menggenggam kawat dengan tangan kanan sedemikian sehingga ibu jari menunjukkan arah arus, maka lipatan ke empat jari lainnya menyatakan arah putaran garis-garis gaya magnet ⁽⁷⁾.



Gambar 2. 1 Arah garis gaya dengan kaidah tangan kanan

Satuan SI untuk medan magnet adalah Tesla (T). Dalam sistem cgs satuannya ialah Gauss (G), dimana: $1 \text{ T} = 10^4 \text{ G}$. Kalau dikaitkan dengan pemahaman mengenai medan magnet maka bisa dijelaskan sebagai berikut, bila ada sebuah kawat dengan panjang 1 meter dan diberikan arus listrik 1 ampere yang berada dalam pengaruh medan magnet dan menghasilkan gaya 1 Newton, maka besar medan magnet tsb adalah 1 Tesla. Dimana 1 Tesla akan sebanding dengan besar $1 \text{ Newton}/(\text{Coulomb.meter/second})$ serta $1 \text{ Newton}/(\text{Ampere.meter})$.

2.2. Pulsed Electromagnetic Field (PEMF)

Modalitas elektromagnetik meliputi modalitas yang menggunakan listrik untuk menginduksi medan listrik dan medan magnet pada target. Penggunaan stimulus listrik eksternal untuk melihat aktifitas sel maupun jaringan merupakan bagian dari bidang penelitian elektrofisiologi, pertama kali dikenal berdasarkan penelitian Fukada dan Yasuda yang menemukan adanya potensial piezoelektrik pada tulang yang mendapatkan beban mekanik, serta penemuan tentang potensial bioelektrik oleh Fiedenberg dan Brighton pada tahun 1996. Prinsip ini antara lain digunakan pada TENS (*transcutaneous electrical nerve stimulation*), NMES (*neuromuscular electrical stimulation*), PEMF (*pulsed electromagnetic field*), dan lain sebagainya⁽⁸⁾.



Gambar 2. 2 Berbagai fungsi PEMF dan salah satu pemakaiannya

Pulse electromagnetic field therapy (PEMFT) merupakan salah satu teknik pemberian stimulus listrik untuk menghasilkan pulsa magnetik, kemudian pulsa magnetik ini akan menginduksi medan listrik endogen yang akan mempengaruhi metabolisme sel. Pada umumnya PEMF menggunakan frekuensi dalam rentang 5-300 Hz yang diklasifikasikan dalam ELF (*electric low frequency*), dengan intensitas medan magnet dalam rentang mili tesla⁽⁹⁾.

Tabel 2. 1 Beberapa alat PEMF komersial yang ada saat ini

PEMF system	Frequency range (Hz)	Magnetic field (T)	Advantages
MRS 2000	0.5-25	5-70 μ	Mengatasi nyeri dan membantu penyembuhan luka
Bemer	33	3.5-100 μ	Memperlancar sirkulasi darah
QRS	0.3-1000	4-40 μ	Membantu regenerasi sel
Ondamed	0.1-32,000	500-50,000 μ	Mengatasi nyeri dan membantu penyembuhan luka

Besarnya variasi parameter fisika pada alat PEMF menjadi kendala utama bagi para peneliti dibidang bioelektromagnetik karena sering menghasilkan respon biologis yang berbeda pada target. Secara umum alat PEMF, menggunakan stimulus listrik dengan arus konstan dan tegangan bervariasi karena lebih mudah dibuat.

Dalam mendesain alat PEMF, penting untuk memperhitungkan parameter utama yaitu frekuensi, intensitas medan magnet, *waveform* dan durasi pajanan. Berikut ini adalah faktor-faktor yang mempengaruhi efektifitas stimulus listrik ⁽⁹⁾ :

1. Tipe Jaringan

Nilai impedansi dan konduktivitas jaringan berbeda – beda bergantung pada kadar air yang dimiliki. Jaringan syaraf, otot dan bagian dalam kulit memiliki kadar air tinggi, sehingga memiliki nilai impedansi rendah serta konduktivitas tinggi. Sedangkan jaringan yang memiliki kadar air rendah antara lain tulang, lemak, dan bagian luar kulit.

2. Tipe Arus Listrik

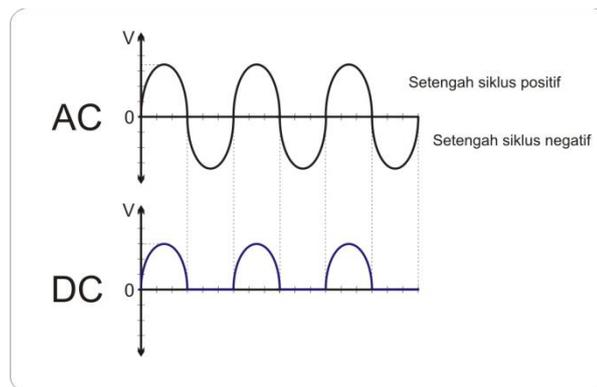
Ada tiga tipe arus listrik yang digunakan dalam peralatan stimulus listrik komersial yaitu :*direct current, alternating current, pulsed current* (Osamu, 2002).

a. *Direct Current* (DC)

Arus listrik yang nilainya tetap atau konstan terhadap satuan waktu. Ada dua elektroda dimana anoda selalu menjadi kutub + dan katoda selalu menjadi kutub -. Ada penumpukan muatan yang menyebabkan efek kimia yang kuat pada jaringan yang dikenai elektroda.

b. *Alternating Current* (AC)

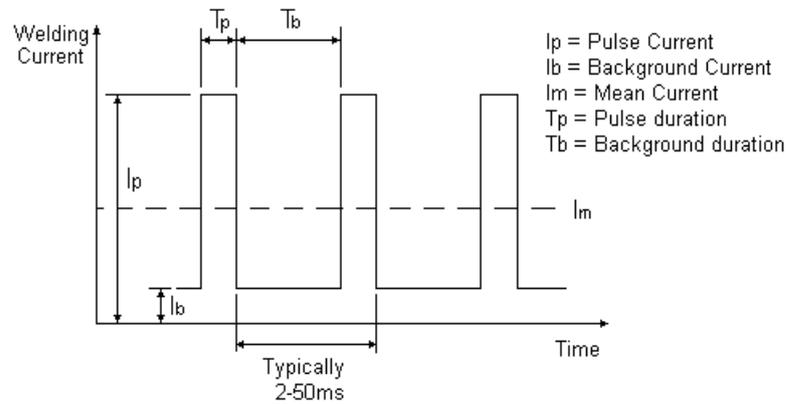
Arus listrik yang nilainya berubah terhadap satuan waktu. Elektroda akan berubah polaritas secara bergantian, sehingga tidak ada penumpukan muatan listrik.



Gambar 2. 3 Bentuk gelombang arus AC dan DC.

c. *Pulsed Current*

Dapat berupa satu arah (DC) maupun AC (dua arah). Muatan mengalir dan berhenti secara periodik paling sedikit 1 sekon sebelum event berikutnya. *Pulse* dapat tunggal maupun seri.



Gambar 2. 4 Bentuk arus pulsa

3. *Waveform*

Waveform adalah representasi visual dari pulse yang menggambarkan nilai arus maupun tegangan setiap saat. Pada peralatan stimulus listrik komersial biasanya digunakan *waveform monophasic, biphasic* maupun *poliphasic* (FA Davis, 2006).

a. *Monophasic*

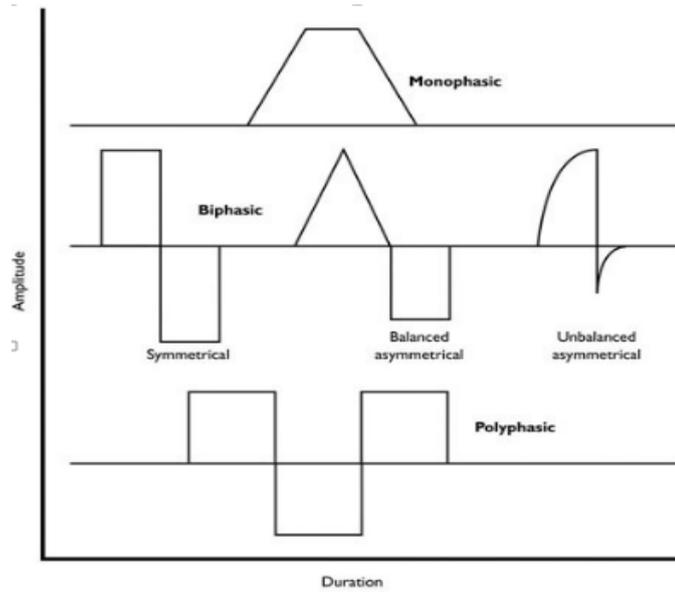
Memiliki fase tunggal, satu arah dari baseline ke positif atau negatif. Kesamaan dengan DC adalah salah satu selalu + dan elektroda lain selalu -, tetapi pulse monophasic memiliki interupsi, durasi yang lebih singkat dan intensitas lebih rendah dibanding DC sehingga tidak menyebabkan efek kimia yang lebih rendah pada jaringan.

b. *Biphasic*

Memiliki dua fase, fase positif dan negatif yang polaritas elektroda nya selalu berubah, dan kedua fase dapat simetri maupun tidak. Sebagian besar peralatan TENS (*transcranial electronic nerve stimulation*) menggunakan fase biphasic.

c. *Poliphasic*

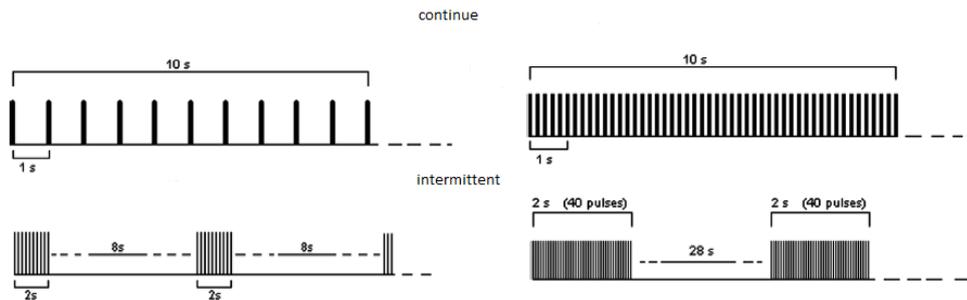
Memiliki lebih dari dua fase



Gambar 2. 5 Tipe waveform

4. Frekuensi, Intensitas dan Durasi Stimulus

Frekuensi merupakan parameter penting yang menentukan efektivitas stimulus listrik. Pemilihan frekuensi harus mempertimbangkan energi ambang yang dapat menyebabkan pemanasan yang tidak diinginkan pada target. Parameter lain yang juga berpengaruh adalah durasi waktu dan tipe pajanan, *continue* dan *intermittent* seperti pada gambar di bawah ini⁽¹⁰⁾:



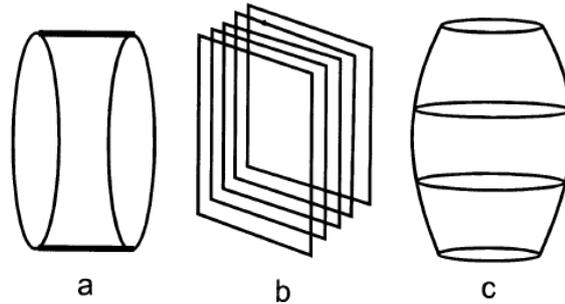
Gambar 2. 6 Tipe pajanan pada stimulus listrik yang umum digunakan

a. Kontinue , b. Intermittent

2.3. Kumparan Helmholtz

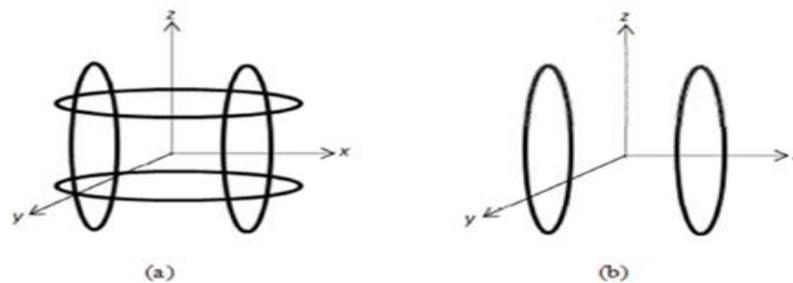
Penelitian mengenai efek biologi yang diinduksi oleh medan magnet memerlukan konstruksi divais pajanan dengan geometri dan konfigurasi

kumparan yang berbeda, yang bertujuan untuk meningkatkan uniformitas densitas medan magnet pada daerah pajanan. Sebagian besar penelitian menggunakan kumparan Helmholtz, selain itu juga Ruben's coil dan Fransleau-Braunbeck coil (11).



Gambar 2. 7 Helmholtz coil, B. Ruben's coil, C. Fransleau-Braunbeck coil

Kumparan Helmholtz adalah suatu devais yang menghasilkan daerah dengan medan magnet yang hampir seragam. Nama Helmholtz digunakan untuk menghormati seorang fisikawan Jerman yang bernama Hermann von Helmholtz. Kumparan Helmholtz terdiri dari dua kumparan magnetik melingkar yang identik,yaitu memiliki diameter kawat yang sama, jumlah lilitan yang sama, ukuran dan bentuk kumparan yang sama. Kedua kumparan ditempatkan secara paralel dan simetris, serta dipisahkan sejauh jari-jari kumparan tersebut. Kedua kumparan tersebut dihubungkan secara seri dan arus yang mengalir dibuat searah, sehingga menghasilkan medan magnet yang sama (12).



Gambar 2. 8 Kumparan Helmholtz dua sumbu, B. Kumparan Helmholtz satu sumbu

Desain kumparan Helmholtz mudah dibuat dan dijual secara komersial. Dalam penelitian bioelektromagnetik memerlukan medan magnet yang seragam dan kumparan yang cukup besar. Namun, kumparan Helmholtz dengan ukuran yang besar sangatlah mahal di pasaran.

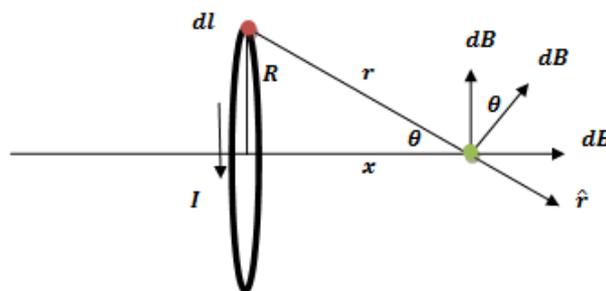
Besarnya medan magnet yang dihasilkan oleh kumparan Helmholtz bergantung dengan arus listrik (I) yang diberikan, jumlah lilitan (N), jari-jari kumparan (R), serta tergantung posisinya terhadap Helmholtz tersebut. Besar medan magnet disetiap titik sepanjang sumbu x di titik tengah kumparan dapat dijelaskan dengan mengkombinasikan dua penyelesaian Hukum Biot Savart untuk kawat melingkar dengan yang berupa lilitan.

Untuk besar medan magnet yang terjadi di sepanjang pusat kawat melingkar yang mengalirkan arus dapat dilihat dari penurunan persamaan Hukum Bio Stavart. Gambar distribusi medan magnet dapat dilihat dari Gambar. 9 Segmen arus Idl tegak lurus terhadap vektor jari-jari kawat r . Dari persamaan awal Hukum Biot Savart didapat ⁽⁷⁾:

$$dB = \frac{\mu_0 Idl \times \hat{r}}{4\pi r^2} \quad (2.1)$$

$$dB = \frac{\mu_0 Idl \sin 90^\circ}{4\pi r^2}$$

$$dB = \frac{\mu_0 Idl}{4\pi r^2} \quad (2.2)$$



Gambar 2. 9 Komponen-komponen perhitungan pada kawat melingkar berarus

Pada Gambar 9 terlihat komponen yang tegak lurus terhadap sumbu kawat melingkar adalah dB_y , komponen y ini akan saling menghilangkan sehingga hanya fokus pada komponen x saja, dimana :

$$dB_x = dB \sin \theta \quad (2.3)$$

$$dB_x = \frac{\mu_0 I dl}{4\pi r^2} \sin \theta \quad (2.4)$$

$$dB_x = \frac{\mu_0 I}{4\pi r^2} \frac{R}{r} dl$$

$$dB_x = \frac{\mu_0 IR}{4\pi r^3} dl \quad (2.5)$$

Dari teorema Pythagoras, diketahui

$$r = \sqrt{x^2 + R^2} \quad (2.6)$$

Didapat

$$dB_x = \frac{\mu_0 IR}{4\pi(\sqrt{x^2 + R^2})^3} dl \quad (2.7)$$

$$B_x = \oint \frac{\mu_0 IR}{4\pi(\sqrt{x^2 + R^2})^3} dl$$

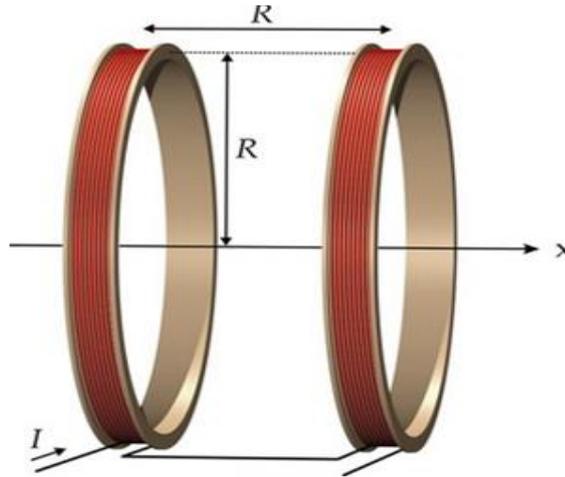
$$B_x = \frac{\mu_0 IR}{4\pi(\sqrt{x^2 + R^2})^3} \oint dl$$

$$B_x = \frac{\mu_0 IR}{4\pi(\sqrt{x^2 + R^2})^3} 2\pi R$$

$$B_x = \frac{\mu_0 IR^2}{2(\sqrt{x^2 + R^2})^3} \quad (2.8)$$

Bila kawat lingkaran tersebut berupa kumparan dengan N buah lilitan, maka induksi magnet di pusat kawat lingkaran sepanjang sumbu horizontal didapat:

$$B_x = \frac{\mu_0 NIR^2}{2(\sqrt{x^2 + R^2})^3} \quad (2.9)$$



Gambar 2. 10 Kumparan Helmholtz

$$B = B_1 + B_2 \quad (2.10)$$

$$B = \frac{N\mu_0 IR^2}{2} \left[\frac{1}{(x^2 + R^2)^{3/2}} + \frac{1}{[(R-x)^2 + R^2]^{3/2}} \right]$$

$$B = \frac{N\mu_0 IR^2}{2} \left[\frac{1}{(x^2 + R^2)^{3/2}} + \frac{1}{[2R^2 + x^2 - 2xR]^{3/2}} \right] \quad (2.11)$$

Besar medan magnet di pusat kumparan Helmholtz dinyatakan dalam persamaan berikut :

$$B = \left(\frac{4}{5}\right)^{3/2} \frac{\mu_0 NI}{R} \quad (2.12)$$

Dimana B = densitas flux medan (T), I = arus pada kumparan (A), R = jari-jari kumparan (m), N = jumlah lilitan kawat dan μ_0 = konstanta permeabilitas.

Penggunaan kumparan Helmholtz dalam penelitian bioelektromagnetik berpotensi menyebabkan kenaikan temperatur sampel karena daya disipasi kumparan. Daya disipasi tersebut dipengaruhi oleh resistansi dan impedansi kumparan. Kenaikan maksimum temperatur dalam penelitian di pusat kumparan disesuaikan dengan daya disipasi setiap kumparan. Daya disipasi kumparan tunggal dinyatakan oleh persamaan berikut :

$$P = I^2 R = I^2 \rho_{copper} \frac{l}{A} = NI \rho_{copper} \frac{4l_{turns}}{\pi d^2} \quad (2.13)$$

Salah satu kelemahan kumparan Helmholtz adalah adanya intensitas medan magnet yang hilang yang besarnya dipengaruhi oleh frekuensi yang digunakan. Intensitas medan magnet yang hilang akan meningkat jika frekuensi yang digunakan lebih besar dari frekuensi maksimum berikut :

$$f_{max} = \frac{32 \rho^2 D_c}{4.4 \mu_0 R d^4 [\ln(8D_c/d) - 1.36]} \quad (2.14)$$

2.4. Bioelektromagnetik

Bioelektromagnetik merupakan bidang studi interdisiplin mengenai fenomena kelistrikan, kemagnetan dan elektromagnetik pada sel, jaringan maupun sistem biologi, antara lain sifat listrik maupun magnet jaringan atau sel, respon sel maupun jaringan terhadap stimulus listrik maupun stimulus magnet eksternal. Bidang ini merupakan gabungan antara ilmu fisika, biologi, teknik dan kedokteran. Pelopor pada bidang ini adalah Robert Becker, pada tahun 1960 dengan bukunya *The Body Electric*, bersama Dr. Andrew Basset dan Dr. Arthur Pilla, yang merupakan dasar dalam perkembangan *electromedicine* ⁽¹⁾.

Bidang bioelektromagnetik, berdasarkan persamaan Maxwell yang menghubungkan antara *time varying electric* dan *magnetic field*, dibagi menjadi tiga sub bidang yaitu *bioelectric*, *bioelectromagnetic* dan *biomagnetic*. Perbedaan ketiga sub bidang tersebut berdasarkan pada tiga hal berikut :

1. Jenis pengukuran medan

Bioelektrik mengukur sinyal listrik yang dihasilkan oleh jaringan hidup, hal ini antara lain diterapkan dalam pengembangan alat EEG (*electroencephalography*) untuk mendeteksi sinyal listrik yang dihasilkan sel syaraf, ECG (*electrocardiography*) dan EMG (*electromyography*) untuk mendeteksi sinyal listrik yang dihasilkan oleh jantung dan otot. Sedangkan Bioelektromagnetik mengukur medan magnet yang dihasilkan oleh jaringan hidup, antara lain digunakan dalam mengembangkan alat MEG (*magnetoencephalography*) dan MCG (*Magnetocardiography*) yang digunakan untuk mendeteksi sinyal magnetik yang dihasilkan sel syaraf dan jantung. Pada Biomagnetik, yang diukur adalah medan magnet remanen yang dihasilkan oleh

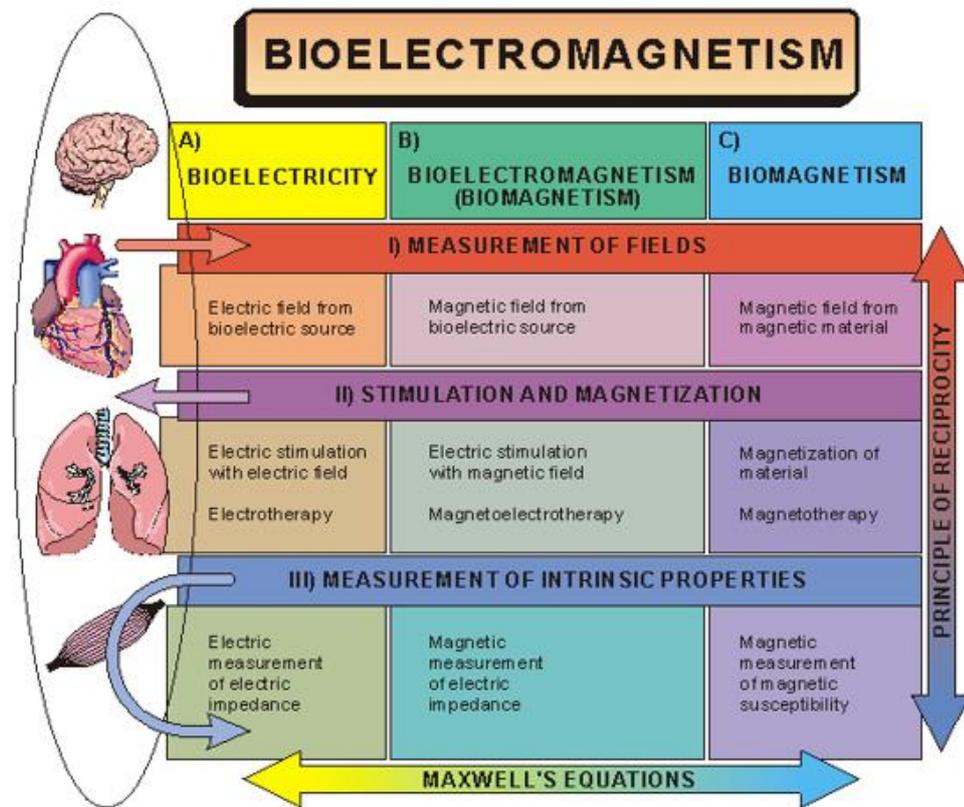
material ferromagnetik, pada paru – paru biasanya berorde mikrogram, yang dimagnetisasi oleh medan magnet eksternal. Magnetopneumography merupakan teknik dengan sensitivitas sangat tinggi yang dapat mengukur remanen magnet dalam orde pico Tesla dengan menggunakan SQUID (*superconducting quantum interference device*).

2. Jenis stimulasi dan magnetisasi

Penggunaan energi listrik maupun energi magnet yang dihasilkan divais elektronik bertujuan untuk mengeksitasi sel maupun jaringan agar aktif. Stimulasi listrik endogen pada sel dan jaringan dengan menggunakan medan listrik luar atau lebih dikenal dengan elektrotherapy merupakan bagian dari bidang kajian bioelektrik, sedangkan pada bioelektromagnetik digunakan medan magnet bervariasi waktu untuk menstimulasi listrik endogen.

3. Pengukuran sifat intrinsik listrik dan magnet

Sifat intrinsik listrik dan magnet pada jaringan dapat diukur dengan metode yang sesuai, pada bidang bioelektrik dan bioelektromagnetik yang diukur adalah impedansi listrik, sedangkan pada bidang biomagnetik dilakukan pengukuran pada suseptibilitas magnetik jaringan. Keseluruhannya dijelaskan dalam diagram berikut ⁽¹³⁾ :

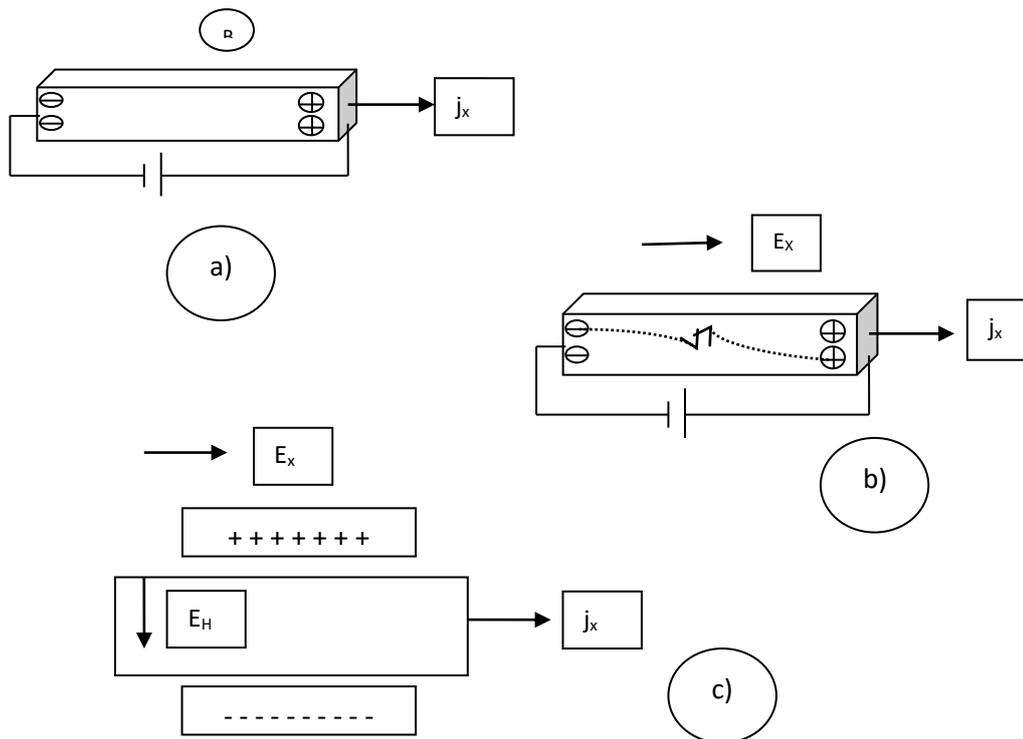


Gambar 2.11 Diagram bioelektromagnetik

2.5. Sensor Efek Hall

Efek Hall merupakan peristiwa dimana ketika arus listrik (I) mengalir pada sebuah bahan logam dan logam tersebut memiliki medan magnet (B) yang tegak lurus dengan arus, maka pembawa muatan (*charge carrier*) yang bergerak pada logam tersebut akan mengalami pembelokan oleh medan magnet tersebut. Akibat dari proses itu akan terjadi penumpukan muatan pada sisi-sisi logam tersebut setelah beberapa saat. Penumpukan atau pengumpulan muatan tersebut dapat menyebabkan sisi tersebut menjadi lebih elektropositif ataupun elektronegatif bergantung pada pembawa muatannya. Perbedaan muatan di setiap sisi-sisinya mengakibatkan perbedaan potensial dikeduaanya, beda potensial pada peristiwa tersebut dikenal sebagai Potensial Hall (V_H)⁽¹⁴⁾. Prinsip utama efek Hall adalah gaya Lorentz. Gaya Lorentz akan terjadi ketika sebuah bahan konduktor berbentuk pelat dan diberi medan magnet yang dialiri arus listrik. Permukaan atas pelat konduktor tersebut akan sejajar dengan muatan positif yang arahnya ke atas, sedangkan bagian bawah konduktor akan sejajar dengan muatan negative yang

mengarah ke bawah. Oleh karena itu akan timbul medan listrik dan beda potensial pada penghantar. Setiap bahan konduktor dan semikonduktor akan memiliki konstanta Hall yang berbeda. Hal ini dikarenakan jenis pembawa muatan yang berbeda. Dalam praktikum ini akan ditentukan koefisien bahan semikonduktor yaitu Germanium (semikonduktor *intrinsic*) dan n Germanium (semikonduktor *ekstrinsic*)⁽¹⁵⁾.



Gambar 2.12 Prinsip *Hall Effect conductor*

a) Logam yang dialiri arus ditempatkan di medan magnet B b) Terdapat medan listrik E_x pada logam c) Muncul medan listrik E_H sehingga elektron terkumpul di kedua sisi logam

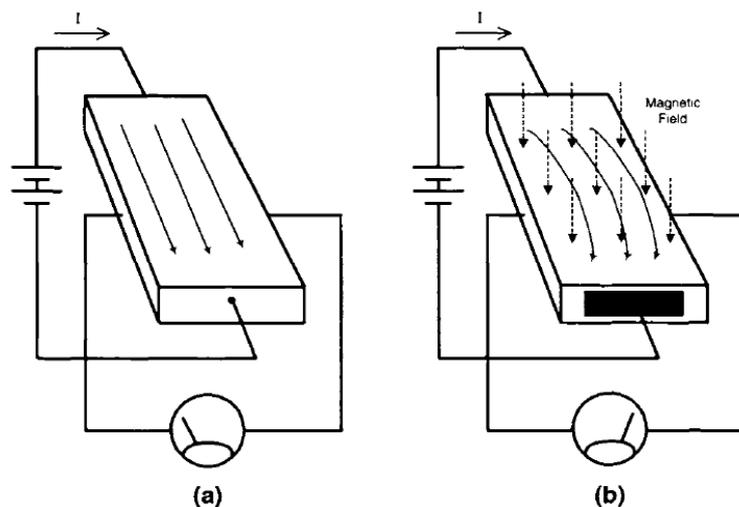
Sebelum diberikan medan magnet, terdapat arus pada arah sumbu x positif sehingga elektron akan bergerak dengan kecepatan v pada arah sumbu x negatif. Ketika diberikan medan magnet dan adanya medan listrik E_x ,

$$F = -e (E + v \times B) \quad (2.15)$$

dengan F adalah gaya, e adalah electron, E adalah medan listrik, v adalah tegangan dan B adalah medan magnet. Gaya menyebabkan elektron turun kebawah. Pada akhirnya, elektron terakumulasi ke permukaan lebih rendah dan menghasilkan muatan negatif di bagian tersebut. Kemudian muatan positif ke permukaan atas karena pada daerah tersebut kekurangan elektron. Kombinasi muatan positif dan negatif ini menimbulkan adanya medan listrik kebawah, yang disebut sebagai medan Hall, E_H . Medan Hall yang ada karena pengumpulan muatan menghasilkan gaya yang melawan Gaya *Lorentz*. Proses ini terus berlanjut sampai gaya Hall sepenuhnya mampu membatalkan Gaya Lorentz.

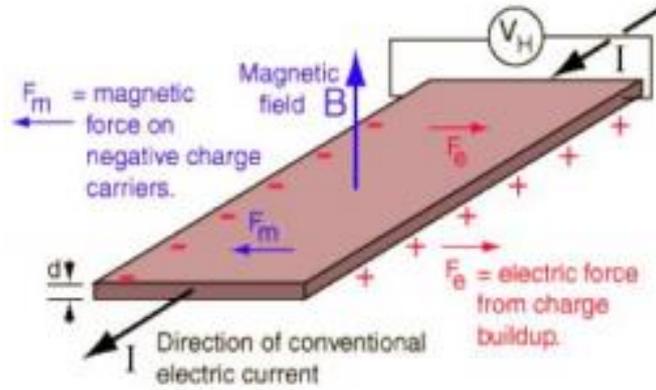
Elemen Hall adalah dasar dari sensor medan magnet. Elemen tersebut memerlukan suatu pengkondisian sinyal untuk membuat keluarannya dapat digunakan pada beberapa aplikasi. Pada Gambar 2.13 (a) dan (b) terlihat dasar dari sensor Efek Hall. Jika tegangan Hall diukur saat tidak ada medan magnetik, nilai keluarannya akan nol (gambar (a)). Kemudian jika ada medan magnet maka akan timbul tegangan Hall (gambar (b))⁽¹⁶⁾.

Pendeteksian perubahan kekuatan medan magnet cukup mudah dan tidak memerlukan apapun selain sebuah konduktor yang berfungsi sebagai sensornya. Kelemahan dari detektor dengan menggunakan induktor adalah kekuatan medan magnet yang statis (kekuatan medan magnetnya tidak berubah) tidak dapat di deteksi.

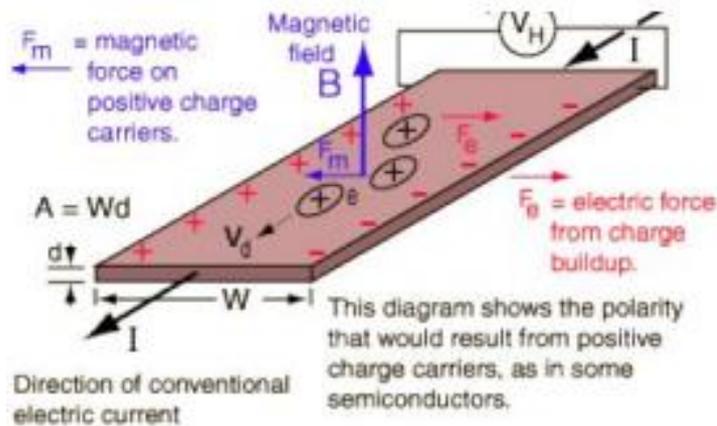


Gambar 2.13 . Prinsip sensor *Hall Effect* pada konduktor

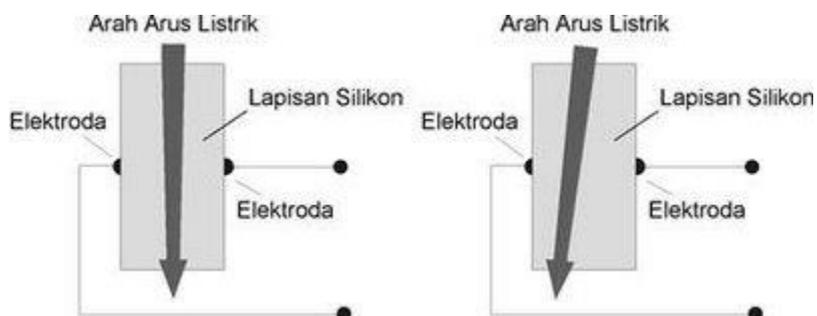
Sebuah bahan semikonduktor yaitu sebuah lapisan silikon yang berfungsi untuk mengalirkan arus listrik dan dua buah elektroda pada masing-masing sisi silikon ⁽¹⁷⁾.



Gambar 2. 14 Efek Hall pada pembawa muatan negatif



Gambar 2. 15 pada pembawa muatan positif



Gambar 2.16 Hall effect sensor

Hal ini akan menghasilkan perbedaan tegangan pada keluarannya ketika lapisan silikon ini dialiri oleh arus listrik. Tanpa adanya pengaruh medan magnet maka arus yang mengalir pada silikon tersebut akan tepat ditengah-tengah silikon dan menghasilkan tegangan yang sama antara elektroda sebelah kiri dan elektroda sebelah kanan sehingga menghasilkan beda tegangan 0 volt pada keluarannya. Untuk muatan positif (kutub selatan) semakin besar medan maka tegangan keluarannya juga akan semakin besar dan untuk medan magnet negatif (kutub utara), semakin besar medan maka tegangan keluarannya akan semakin kecil.

Ketika terdapat medan magnet mempengaruhi sensor ini maka arus mengalir akan berbelok mendekati/menjauhi sisi yang dipengaruhi oleh medan magnet. Hal ini menghasilkan beda potensial diantara kedua elektroda dari *Hall effect* sensor, dimana beda potensial tersebut sebanding dengan kuat medan magnet yang diterima oleh Hall efek sensor ini. Ketika arus yang melalui lapisan silikon tersebut mendekati sisi silikon sebelah kiri maka terjadi ketidakseimbangan tegangan *output* dan hal ini akan menghasilkan sebuah beda tegangan di keluarannya⁽¹⁸⁾.

Semakin besar kekuatan medan magnet yang mempengaruhi sensor ini akan menyebabkan arus di dalam lapisan silikon ini akan semakin besar dan semakin besar pula ketidakseimbangan tegangan antara kedua sisi silikon pada sensor. Semakin besar ketidakseimbangan tegangan ini akan menghasilkan beda tegangan yang semakin besar pada output sensor ini.

Pembelokan muatan dipengaruhi oleh Gaya Lorentz yang bekerja pada sistemnya dan dapat diketahui arah pembelokan tersebut dengan menggunakan kaidah tangan kanan. Persamaan Gaya Magnetnya dapat dituliskan sebagai berikut :

$$F = q \vec{v} \times \vec{B} \quad (2.16)$$

dengan F: Gaya Lorentz q: muatan partikel v: kecepatan gerak q B: medan magnet Potensial Hall yang terukur dapat bernilai positif (+) atau negative (-) bergantung dari pembawa muatan yang dominan. Potensial Hall dapat di hitung dengan persamaan :

$$V_H = \frac{IB}{qnd} \quad (2.17)$$

Dengan,

$$R_H = \frac{1}{nq} \quad (2.18)$$

VH adalah potensial Hall, I adalah arus B, adalah medan magnet, q adalah pembawa muatan, n adalah jumlah q per unit volume, d adalah tebal konduktor dan RH adalah koefisien⁽¹⁴⁾.

Arah pembelokan arah arus pada lapisan silikon ini dapat digunakan untuk mengetahui polaritas kutub medan hall efek sensor ini. Sensor Hall efek ini dapat bekerja jika hanya salah satu sisi yang dipengaruhi medan magnet. Jika kedua sisi silikon dipengaruhi oleh medan magnet maka arah arus tidak akan dipengaruhi oleh medan magnet itu. Oleh sebab itu jika kedua sisi silikon dipengaruhi oleh medan magnet yang mempengaruhi magnet maka tegangan keluarannya tidak akan berubah.

Sensor *Effect Hall* merupakan sensor yang akan menghasilkan tegangan keluaran yang berbeda-beda sebagai respon terhadap perubahan dalam medan magnet. Sensor ini sering sekali digunakan dalam proses pengukuran karena fungsinya yang aplikatif. Selain untuk mendapatkan adanya medan magnet, sensor *Effect Hall* ini juga bisa digunakan untuk sensor posisi, sensor deteksi kecepatan dan sensor arus⁽¹⁶⁾.

Sensor Efek Hall merupakan salah satu contoh sensor magnetik. Sensor Efek Hall adalah sebuah sensor yang akan menghasilkan tegangan keluaran yang berbeda-beda sebagai respons terhadap perubahan dalam medan magnet. Sensor Efek Hall ini sering sekali digunakan dalam proses pengukuran karena fungsinya yang aplikatif. Selain untuk mendapatkan adanya medan magnet, sensor Efek Hall ini juga bisa digunakan untuk sensor posisi, sensor deteksi kecepatan dan sensor arus. Sensor termasuk komponen penting dalam teknik pengukuran. Dalam pengukuran medan magnet diperlukan sensor yang responsif terhadap medan magnet dan dapat mengubahnya menjadi tegangan listrik analog yang setara. Di pasaran dapat ditemukan berbagai jenis sensor medan magnet, salah satunya adalah sensor Efek Hall. Sensor Efek Hall dirancang untuk merasakan adanya objek magnetis dengan perubahan posisinya. Sensor jenis ini bekerja berdasar prinsip Efek Hall serta dapat digunakan secara akurat untuk mendeteksi perubahan kecil pada kerapatan fluks magnet. Sensor ini sering digunakan sebagai pengukur kecepatan putaran roda gigi, pendeteksi gerakan, serta sebagai monitor

arus dalam sebuah kumparan. Perubahan medan magnet yang terus menerus menyebabkan timbulnya pulsa yang kemudian dapat ditentukan frekuensinya ⁽¹⁸⁾. Sensor yang digunakan adalah sensor UGN3503.

Sensor UGN3503 memiliki keunggulan dalam hal kemampuannya mengubah status atau keadaan, secara jauh lebih cepat dari sensor-sensor mekanik, dan sensor ini juga membutuhkan gaya yang lebih kecil untuk pengoperasiannya. Sensor tersebut juga dapat beroperasi pada kecepatan tinggi (*high speed switching*), melakukan penyambungan dan pemutusan sebanyak ribuan kali dalam satu detik.

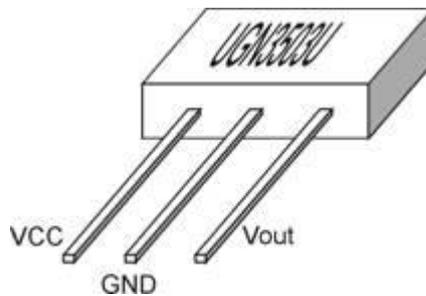
Sensor ini akan menghasilkan tegangan proporsional dengan kekuatan medan magnet yang dideteksi oleh sensor ini. Selain itu komponen ini dipilih karena relatif murah, mudah digunakan dan mempunyai performa yang cukup baik.

Sensor UGN3503 ini mempunyai 3 pin antara lain :

Pin 1 : VCC, pin tegangan suplai

Pin 2 : GND, pin *ground*

Pin 3 : Vout, pin tegangan output

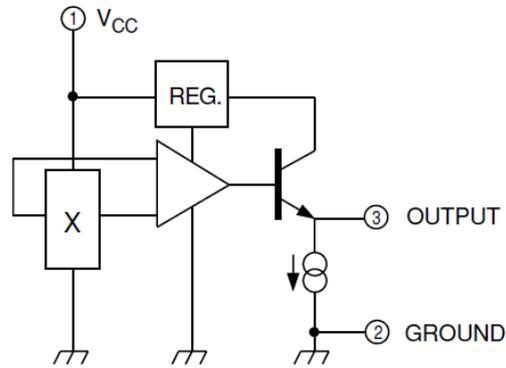


Gambar 2.17 Pinout *hall effect* sensor UGN3503

Di dalam sensor ini sudah dibangun sebuah penguat yang memperkuat sinyal dari rangkaian sensor dan menghasilkan tegangan output ditengah-tengah tegangan suplai. Pada sensor ini jika mendapat pengaruh medan magnet dengan polaritas kutub utara maka akan menghasilkan pengurangan pada tegangan output sebaliknya jika terdapat pengaruh medan magnet dengan polaritas kutub selatan maka akan menghasilkan peningkatan tegangan outputnya. Sensor ini dapat merespon perubahan kekuatan medan magnet mulai kekuatan medan

magnet yang statis maupun kekuatan medan magnet yang dinamis dengan frekuensi sampai 20KHz⁽¹⁹⁾.

FUNCTIONAL BLOCK DIAGRAM



Dwg. FH-007

Gambar 2.18 Blok diagram Rangkaian internal UGN3503

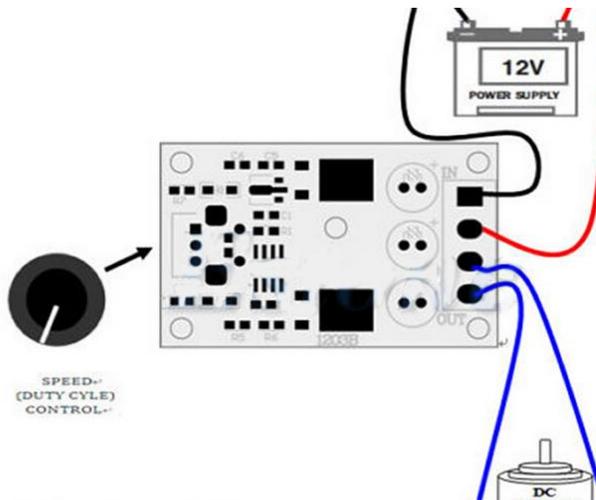
Sensor *Hall effect* UGN3503 ini mempunyai suplai tegangan yang cukup lebar yaitu 4.5V sampai 6V dengan kepekaan perubahan kekuatan medan magnet sampai frekuensi 23KHz. Cara kerja sensor ini akan menghasilkan tegangan *output* 3V jika tidak ada pengaruh medan magnet pada sensornya. Tegangan *output* sama dengan tegangan *Hall* yang timbul akibat medan magnet luar.

Tabel 2. 2 Karakteristik Elektrik Sensor Efek Hall UGN3503 pada $T_A = +25^\circ$, $V_{cc} = 5V$

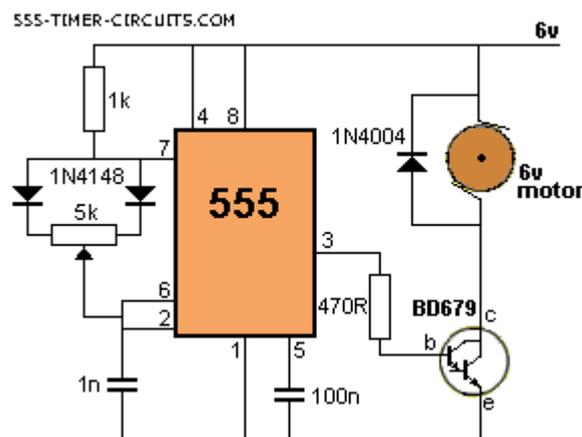
Karakteristik	Simbol	Kondisi uji	Batas			
			Min	Typ	Max	Satuan
Tegangan	V_{cc}		4.5	-	6.0	V
Suplai Arus	I_{cc}		-	9.0	13	mA
Tegangan keluaran	V_{OUT}	$B = 0 \text{ G}$	2.25	2.5	2.75	V
sensitifitas	ΔV_{OUT}	$B = 0G \pm 900G$	0.75	1.30	1.75	mV/G
Lebar pita (-3dB)	BW		-	23	-	kHz
Keluaran noise	V_{out}	$BW=10Hz-10KHz$	-	90	-	μV
Resistansi keluaran	R_{out}		-	50	220	Ω

2.6. PWM regulator dan Power Supply

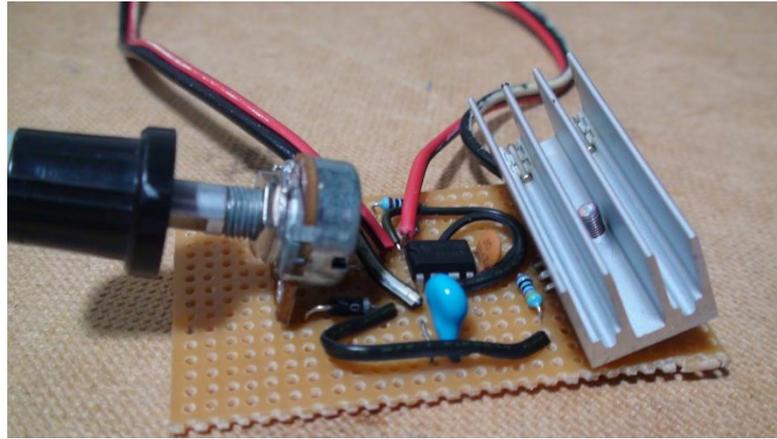
Membuat PWM (*pulse width modulation*) dengan IC555 untuk mengatur nyala lampu atau kecepatan motor DC. Salah satu cara untuk mengatur suatu tegangan DC dapat dilakukan menggunakan PWM yaitu dengan mengatur *duty cycle* atau lebar pulsa pada tegangan DC dengan frekuensi tertentu. PWM dapat dibangkitkan menggunakan osilator kotak atau gelombang kotak dari suatu rangkaian IC 555. Dengan memasang 2 buah dioda berkebalikan pada potensiometer pengaturan frekuensi keluaran dapat membuat nilai dari *duty cycle* atau lebar pulsa pada gelombang kotak tersebut nilainya dapat diubah-ubah ⁽²⁰⁾. Berikut contoh rangkaiannya:



Gambar 2. 19 Pin Input dan Output PWM regulator



Gambar 2.20 PWM menggunakan IC 555



Gambar 2. 21 Rangkaian PWM regulator

Hasil rangkaian tersebut kemudian disimulasikan sehingga dapat dihasilkan keluaran berupa gelombang kotak atau *square wave* dengan lebar pulsa atau *duty cycle* yang dapat diatur.

PWM regulator pengendali kecepatan motor dc dengan mengatur *duty cycle* dari 5 – 100 %. Spesifikasinya sebagai berikut :

Parameter utama:

- *Input supply* tegangan : 6V-28VDC
- *The maximum output power* : 80W
- *The maximum continuous output current* : 3A
- *Duty Cycle adjustable* : 5%-100%

Power Supply ZHAOXIN RXN-305D *Single channel Output*, Memiliki kipas pendingin otomatis jalan jika suhu di atas 50C, Proteksi otomatis jika kutub positif negatif terbalik. Perlindungan membatasi kuat arus (Ampere) dan pengguna dapat mengatur pembatas kuat arus (Ampere) sesuka hati Berat 5.1Kg karena menggunakan Trafo. Spesifikasinya sebagai berikut :

- Nama *brand* : ZHAOXIN
- Model Number : RXN-605D
- Voltage range* : 0-60V
- Current Range* : 0-5A
- Accuracy* : 0.01V 0.01A

Display : LED Digital 3 DIGIT
Dimension PxLxT : 278 x 126 x 154 mm
Weight : 5.1 Kg
Operating Voltase : AC 110 or 220 Volt 50/60Hz
Overheat Protection : YES
Short Circuit Protect : YES
Automatic Cooler : YES

2.7. VLF Meter

Aplikasi yang umum termasuk memeriksa frekuensi dan medan magnet (BW: 1-200 kHz) yang diproduksi oleh peralatan seperti monitor komputer, pesawat televisi, terminal display video, pemanas induksi, peralatan industri, ilmiah dan medis, detektor walk-through dan genggam. Dan jaringan energi gelombang darat, dll. Medan magnet adalah radiasi tak terlihat, metode terbaik untuk mendeteksi mereka adalah dengan menggunakan salah satu alat Gaussmeter yang akurat dari *Integrity Design & Research Corp* ⁽²¹⁾.



Gambar 2.22 Gaussmeter VLF

Specifications:

- Produk unik
- Indikator frekuensi untuk setiap saluran
- Tanggapan frekuensi (BW) : 1-200 kHz

- Sensor *isotropik / Switchable* ke mode sumbu tunggal
- Portable dan mudah digunakan
- Baterai alkaline 9V termasuk & adaptor DC
- Pengukuran RMS benar dengan pegangan puncak
- *Output* analog untuk bentuk gelombang sumbu X, Y dan Z
- Dua tahun bagian dan garansi tenaga kerja
- 16 karakter * 2 tampilan baris
- Berat : 1 lb (453,6 gram) dengan dimensi 7 " * 4" * 3 "
- Sensor : Eksternal tiga Axis X, Y, Z Kumparan udara tipe dengan 8 "pegangan
- Kesalahan maksimal 3%
- Datalogs hingga 32.000 titik data
- Catat data semua saluran dengan port komunikasi RS-232
- Kasus sulit disertakan
- Otomatis atau manual mulai dengan alarm pendengaran
- Resolusi pada skala: 200 mG: 0,2 mG, 2000 mG: 2 mG
- Konsumsi daya: 400 mW
- Dibuat di USA

2.8. Mikrokontroler Arduino

Arduino adalah sebuah *board* minimum sistem mikrokontroler yang bersifat *open source*. Didalam rangkaian *board* arduino terdapat mikrokontroler AVR seri ATmega 328 yang merupakan produk dari Atmel (B Parangin-angin, 2013). Arduino menyediakan 20 pin I/O, yang terdiri dari 6 pin input analog dan 14 pin digital *input/output*. Untuk 6 pin analog sendiri bisa juga difungsikan sebagai *output* digital jika diperlukan output digital tambahan selain 14 pin yang sudah tersedia. Dalam *board* pin digital diberi keterangan 0-13, jadi untuk menggunakan pin analog menjadi *output* digital, pin analog yang pada keterangan board 0-5 kita ubah menjadi pin 14-19 ⁽²²⁾.

Sifat *open source* arduino juga banyak memberikan keuntungan tersendiri dalam menggunakan *board* ini, karena komponen yang kita pakai tidak hanya

tergantung pada satu merk, namun memungkinkan kita bisa memakai semua komponen yang ada dipasaran. Bahasa pemrograman arduino merupakan bahasa C yang sudah disederhanakan *syntax* bahasa pemrogramannya sehingga mempermudah dalam mempelajari dan mendalami mikrokontroler.



Gambar 2.23 Arduino Uno

Tabel 2. 3 Tabel deskripsi Arduino UNO

Mikrokontroler	Atmega 328
Tegangan Pengoperasian	5V
Tegangan input yang disarankan	7-12V
Batas tegangan input	6-20V
Jumlah pin I/O digital	14 pin digital (6 diantaranya menyediakan keluaran PWM)
Jumlah pin input analog	6 pin
Arus DC tiap pin I/O	40Ma
Arus DC untuk pin 3,3V	50Ma
Flash Memmory	32 kb (Atmega 328) sekitar 0,5 kb digunakan oleh bootloader
SRAM	2 kb
EPROM	1 kb
Clock speed	16 MHz

Untuk membuat program Arduino dan mengupload ke dalam *board* arduino kita membutuhkan software Arduino IDE. IDE (*Integrated Development Environment*) adalah sebuah software yang sangat berperan untuk menulis program, meng-*compile* menjadi kode biner dan meng-*upload* ke dalam memori mikrokontroler.

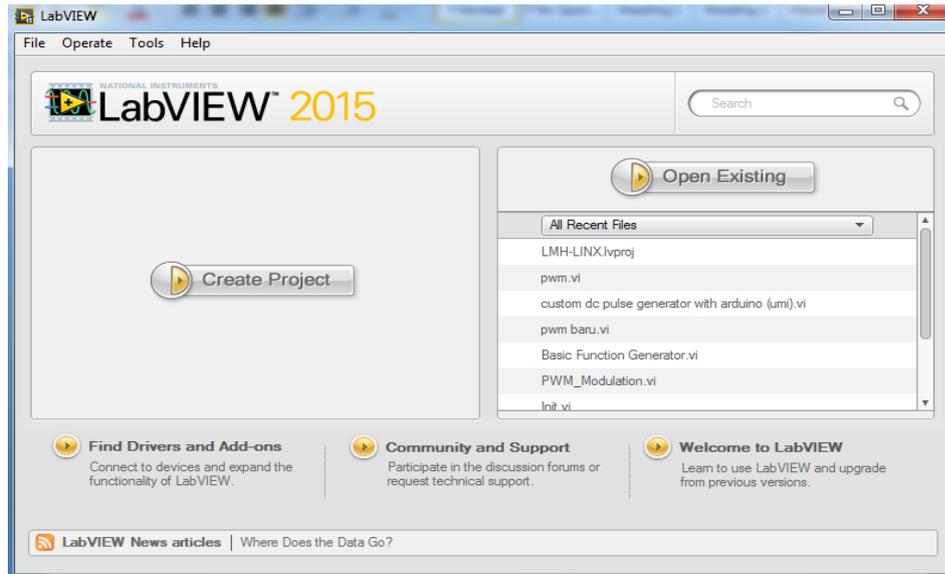
Dalam penelitian ini akan dibuat alat PEMF berbasis mikrokontroler dapat digunakan dalam bidang penelitian medis. Parameter penting berupa frekuensi, *waveform* dan intensitas sangat berpengaruh pada respon biologi jaringan. Untuk mengontrol parameter tersebut digunakan mikrokontroler. Fungsi utama mikrokontroler adalah menghasilkan sinyal digital untuk mengontrol sumber tegangan. Sinyal digital yang akan dibuat berbentuk sinusoidal dengan menggunakan algoritma *pulse width modulation* (PWM) dan *pulse* konstan.

2.9. LabVIEW

LabVIEW (*Laboratorium Virtual Teknik Instrumentasi Workbench*) adalah suatu platform dan pengembangan lingkungan untuk bahasa pemrograman visual dari National Instruments. Bahasa grafis bernama "G". Awalnya dirilis untuk Apple Macintosh pada tahun 1986, LabVIEW umumnya digunakan untuk akuisisi data, kontrol instrumen, dan otomasi industri pada berbagai platform termasuk Microsoft Windows, UNIX, Linux, dan Mac OS X, Kode filenya memiliki ekstensi ".vi", yang merupakan singkatan dari "*Virtual Instrument*". Dalam buku yang di tulis Hans, LabVIEW menawarkan banyak tambahan Add-ons dan toolkit. Versi terbaru dari LabVIEW adalah versi LabVIEW 2016. Bisa dilihat di web Instrumen Nasional ⁽²³⁾.

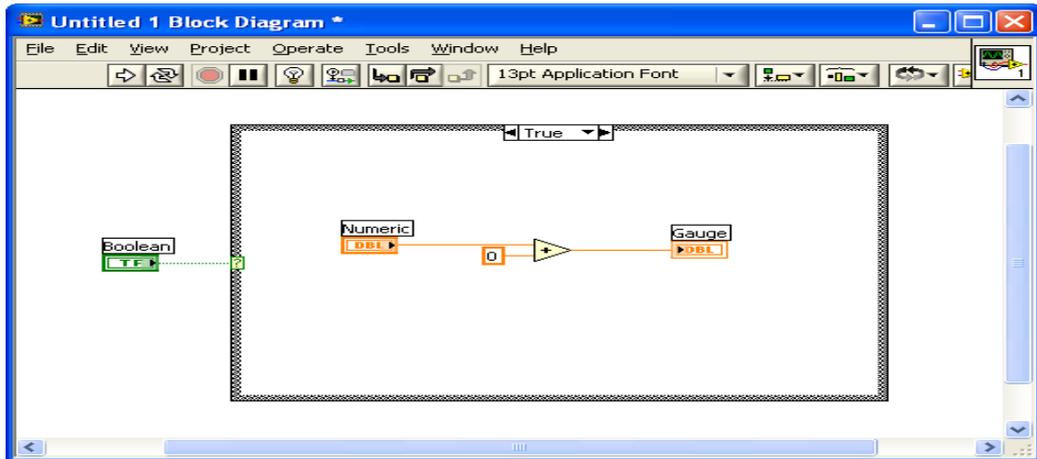
Program LabVIEW disebut *Instrumen Virtual*, atau *Vis*, karena penampilan dan operasi mereka meniru instrumen fisik, seperti osiloskop dan multimeter. LabVIEW berisi seperangkat alat untuk mengakuisisi, menganalisis, menampilkan, dan menyimpan data, serta alat-alat untuk membantu memecahkan masalah kode.

Ketika membuka Labview, yang pertama muncul adalah jendela "*getting started*" seperti berikut :

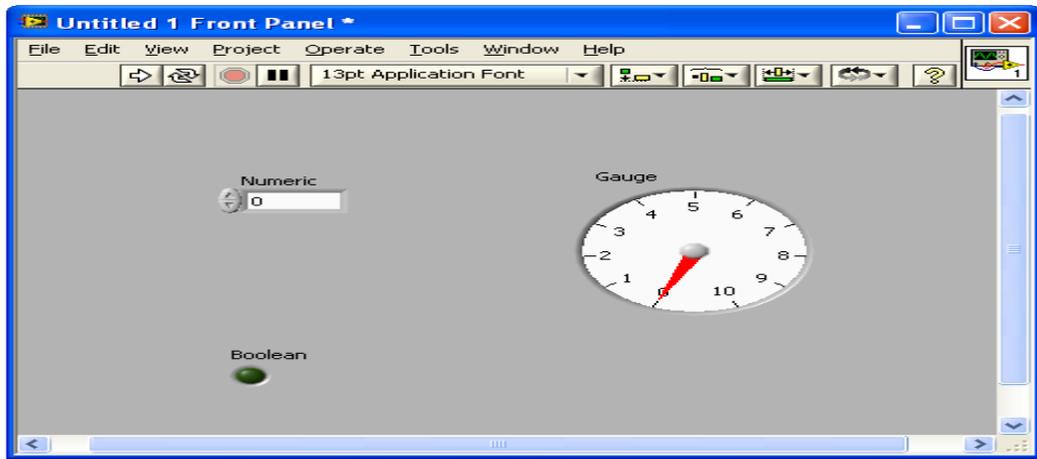


Gambar 2.24 Tampilan utama Labview

Untuk membuat file VI baru, pilih "*Blank VI*" atau untuk membuat proyek baru LabVIEW, pilih "*Empty Project*". Ketika anda membuka "*Blank VI*", sebuah jendela "*front panel*" tanpa judul muncul. Jendela ini menampilkan front panel dan merupakan salah satu dari dua jendela LabVIEW yang digunakan untuk membuat file VI. Jendela yang lain berisi diagram blok. Bagian di bawah ini menggambarkan front panel dan diagram blok.



(a)

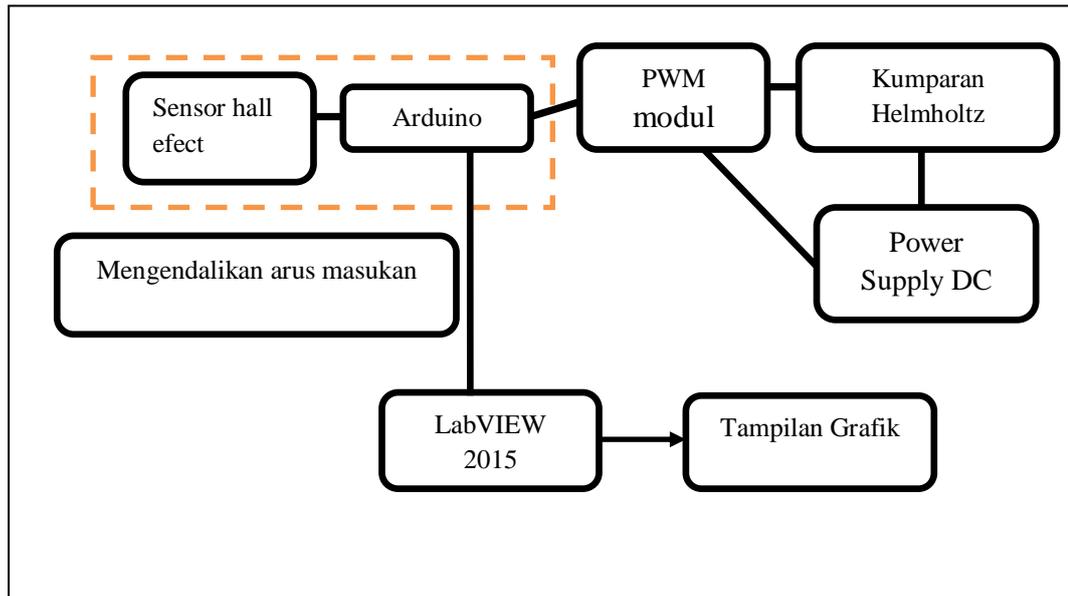


(b)

Gambar 2.25 (a) Jendela front panel dan (b) Jendela Blok diagram

BAB III METODE PENELITIAN

Bab ini akan dibahas mengenai sistem kerja dari semua perangkat kontrol (*hardware*) dan program penghubung (*software*) seperti yang terlihat pada gambar dibawah ini.



Gambar 3. 1 *Block diagram system pulsed electromagnetic field*

Sistem ini menghubungkan sensor Hall efek dengan arduino sebagai pendeteksi medan magnet pada kumaran, kemudian arduino terhubung pada pin input PWM regulator dan di parallel dengan *power supply* yang akan di atur arusnya menggunakan program labview, pin *output* PWM regulator terhubung pada kumaran Helmholtz, keluaran PWM regulator pulsa arus yang diatur oleh program LabVIEW. Nilai pulsa yang diberikan akan terlihat pada tampilan front panel dalam LabVIEW.

3.1. Waktu dan Tempat Penelitian

3.1.1. Waktu Penelitian

Penelitian ini dilaksanakan mulai bulan Desember 2016 sampai dengan selesai.

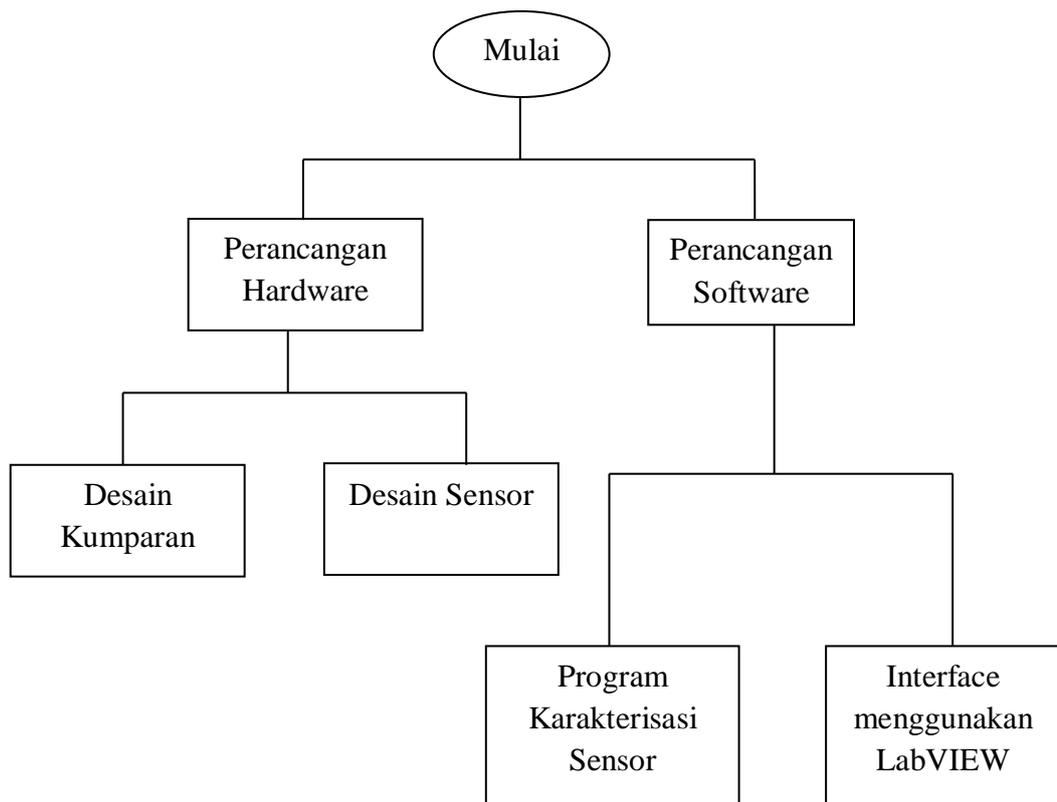
3.1.2. Tempat Penelitian

Penelitian ini dilakukan di Laboratorium Fisika Instrumentasi FMIPA Universitas Indonesia, Laboratorium Fisika Instrumentasi FMIPA Universitas Negeri Jakarta.

3.2. Metode Penelitian

Metode yang digunakan dalam penelitian ini merupakan metode eksperimen. Penelitian ini membuat *system pulse electromagnetic field* menggunakan arduino uno untuk aplikasi bioelektromagnetik dengan mengatur parameter fisiknya (*waveform, frekuensi, duty cycle*), sistem yang dihasilkan di program menggunakan *software* Labview dan dikontrol dengan arduino.

3.3. Prosedur Penelitian



Gambar 3. 2 Diagram alir penelitian

3.4. Perancangan *Hardware*

Sistem *pulse* elektromagnetik *field* ini tersusun atas beberapa rancangan *hardware*. Terdiri dari rancangan sensor pendeteksi intensitas medan magnet dan rancangan kumparan Helmholtz untuk menghasilkan medan magnet.

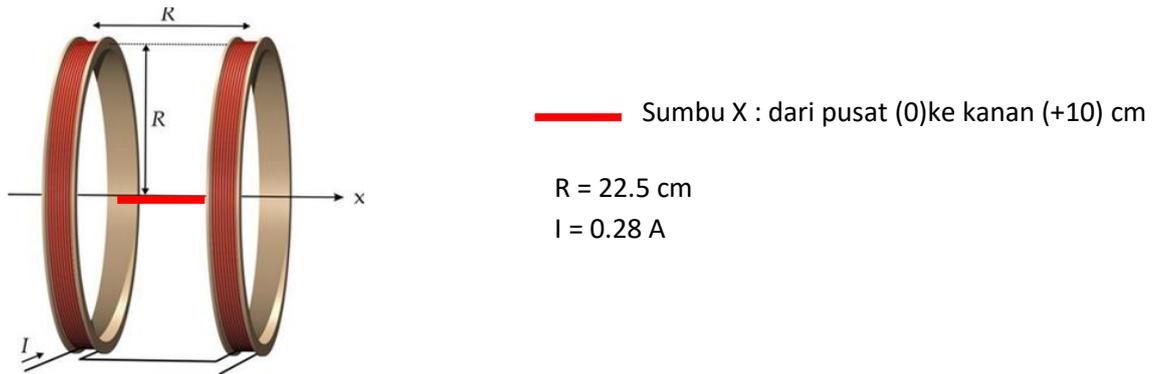
3.4.1. Desain Kumparan

Pada alat ini, desain kumparan yang dibuat adalah kumparan Helmholtz. Lilitan atau kumparan tersebut berbentuk dua buah lilitan selenoida yang memiliki jarak, biasa disebut dengan kumparan Helmholtz. Kemudian lilitan Helmholtz kawat tersebut dialirkan arus listrik sehingga terbentuklah suatu medan magnet. Dalam proses pengukuran dibutuhkan variasi arus dari 0-1 A untuk menghasilkan medan magnet dalam kisaran mT, oleh karena itu kumparannya terdiri dari 1000 lilitan yang masing-masing kumparan mempunyai 500 lilitan kawat tembaga dengan diameter 45cm dan diameter kawat yang digunakan 0.7mm.



Gambar 3. 3 Kumparan Helmholtz

Mengacu pada Gambar 3.3 daerah pengukuran medan magnet yang dilakukan untuk mendapatkan data seperti pada Gambar 3.4 berikut ini :

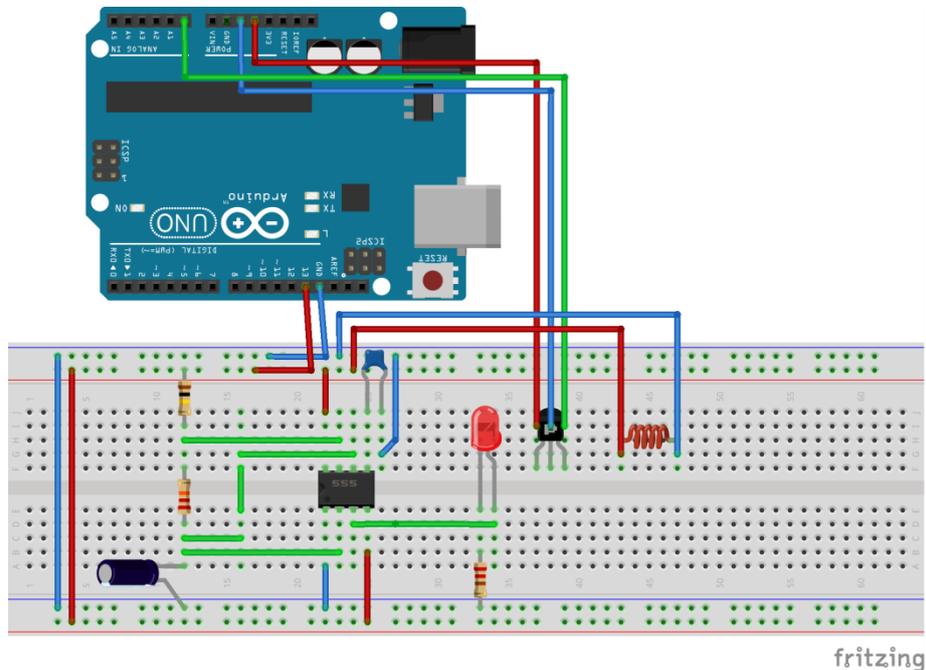


Gambar 3. 4 Daerah Pengukuran Kumparan Helmholtz

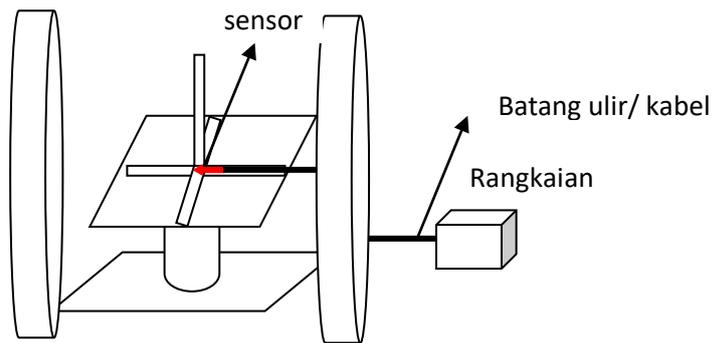
3.4.2. Desain Sensor

Pendeteksian medan magnet ini menggunakan sensor *Efek Hall*. Sensor ini digerakkan secara manual menggunakan batang ulir gerakan kiri dan kanan (koordinat X), dengan jarak 10cm dimulai dari pusat kumparan.

Pada pergerakan sensor ke kanan dan kiri (koordinat X), digunakan batang ulir yang panjangnya kurang dari diameter kumparan medan magnet yakni sekitar 15 cm. Batang ulir digunakan sebagai penentuan posisi sensor Efek Hall setiap perpindahan 1 cm.



Gambar 3. 5 Rangkaian listrik sensor



Gambar 3. 6 Alat ukur medan magnet pada kumparan

3.5. Perancangan *Software*

Pada system ini dibuat program untuk karakterisasi sensor dan interface labVIEW terhadap arduino.

3.5.1. Karakterisasi sensor

Pada karakterisasi sensor *Hall Effect* digunakan program arduino dengan membaca tegangan keluaran sensor tersebut. Sensor yang digunakan sensor hall effect tipe UGN3503. Dimana sensor ditempatkan di pusat kumparan Helmholtz, kumparan di beri variasi arus dengan rentang 0.1 - 1 A dan sensor akan membaca tegangan keluarannya yang akan di konversi menjadi medan magnet.

```

void setup()
{
  Serial.begin(9600); //Initialize serial port - 9600 bps
}
void loop()
{
  int tegangan_sensor=analogRead(A0);
  float Volt =(tegangannya_sensor*5)/1023.00;
  //float mf=(medan*0.0001)/0.0013);
  float medan=(21.41*Volt)-53.83;

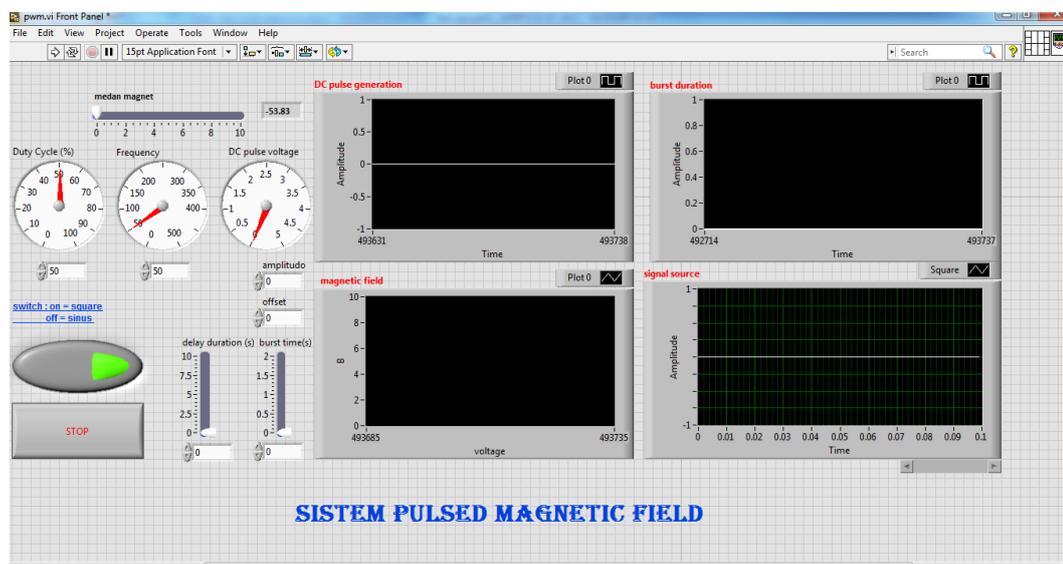
  Serial.println(Volt,6);
  Serial.println(medan,6)
  Serial.print(" V = ");
  Serial.print(" H = ");
  delay(2000); // Print value setiap 1 detik.
}

```

Gambar 3. 7 Program karakterisasi sensor pada serial Monitor Arduino

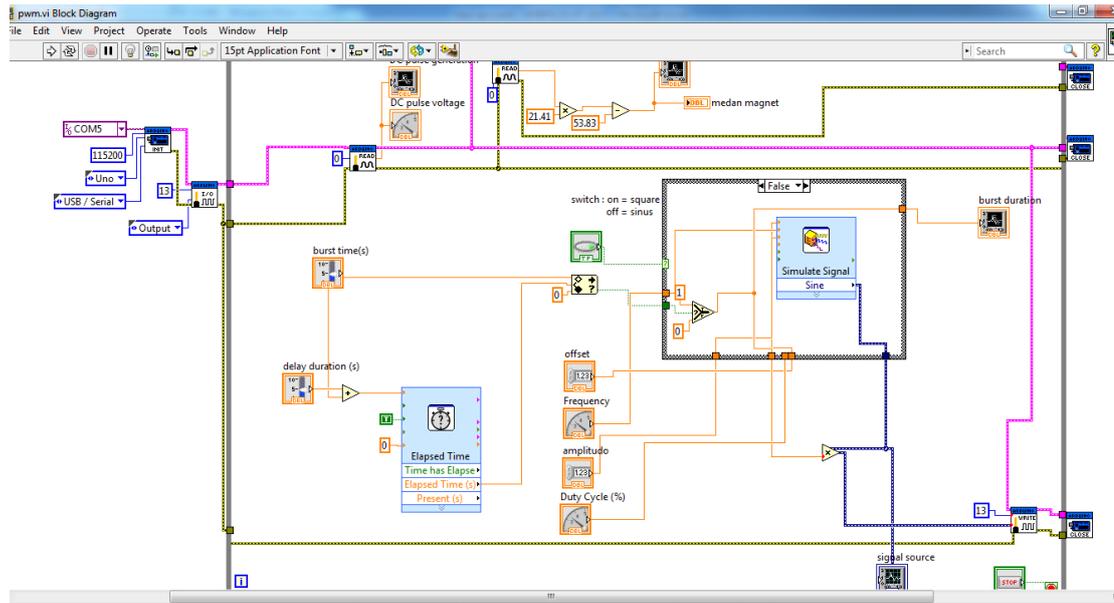
3.5.2. Interface menggunakan LabVIEW

Software LabVIEW berfungsi untuk mengontrol *setting* pengiriman data dan penerimaan data dari arduino yang kemudian ditampilkan pada komputer. Bahasa pemrograman pada *software* ini menggunakan icon-icon yang memiliki fungsi sebagai pengganti teks dalam membuat aplikasi. Berbeda dengan pemrograman berbasis teks dimana instruksi-instruksi menentukan eksekusi program, LabVIEW merupakan pemrograman aliran data dimana aliran data menentukan eksekusi dari program.



Gambar 3. 8 Tampilan front panel LabVIEW

Terdapat fungsi front panel dari tampilan LabVIEW pada Gambar 3.5 yaitu fungsi kontrol dan fungsi indikator. Pada fungsi kontrol terdapat menu START, dan STOP. Pada menu START akan mengawali atau memulai untuk menjalankan program. Maka program akan memberitahu apa yang sedang berjalan termasuk pendeksian sensor yang otomatis menyimpan data, saat tombol *switch on* maka akan tampil jenis sinyal *source* yang keluar adalah *square* sedangkan saat *switch off* maka sinyal *source* yang muncul adalah sinusoidal. Agar sinyal *source* berjalan maka amplitudo harus dalam keadaan 1, pada saat program berjalan secara looping frekuensi dan *duty cycle burst time* dan *delay duration* dari system pulse tersebut dapat di kontrol.

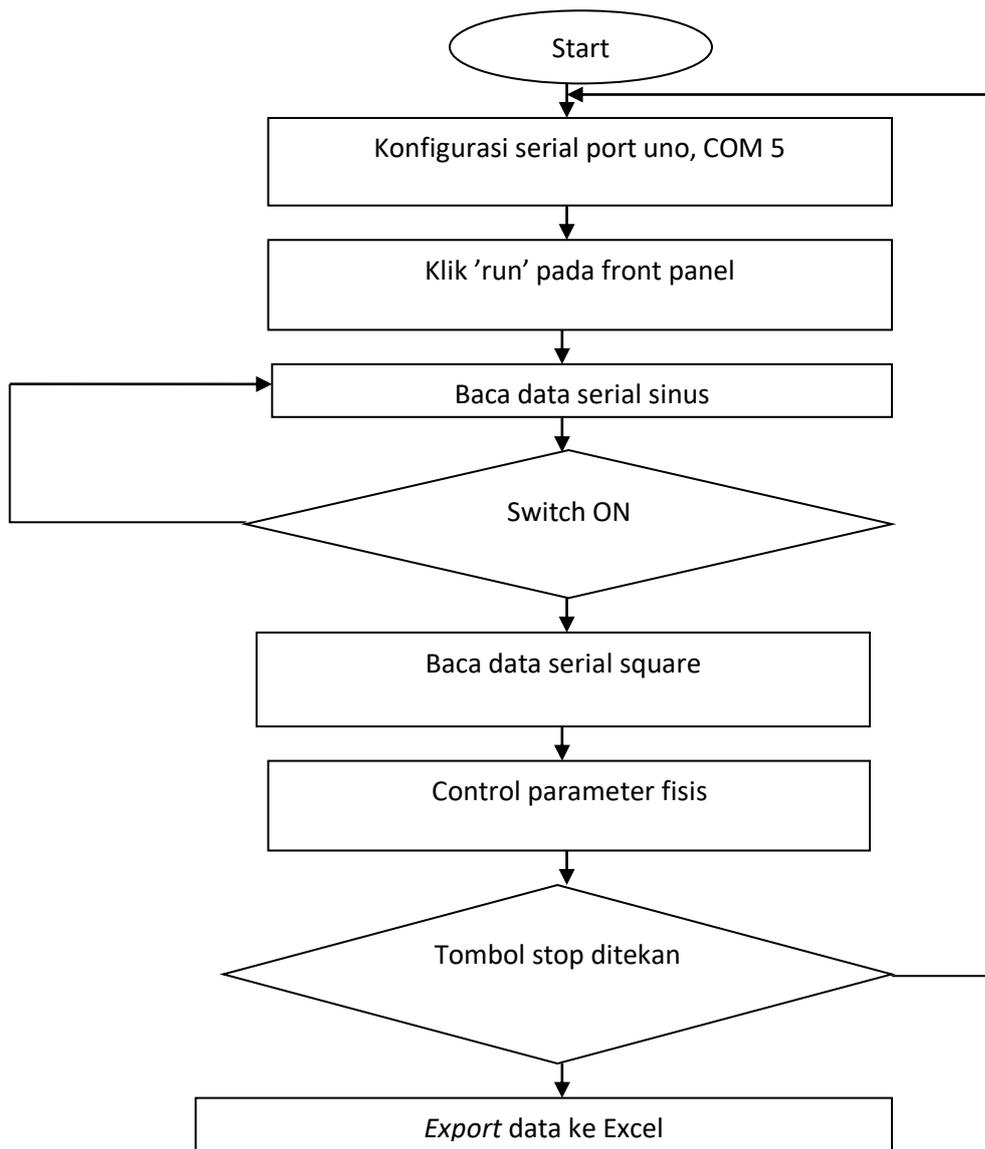


Gambar 3. 9 Block diagram LabVIEW

Sebelum mengatur *front panel*, terlebih dahulu program harus diatur melalui *block diagram*. Pada *block diagram* dideklarasikan setiap variabel yang dibutuhkan pada *front panel*. Dan juga menginisialisasi *Visa* yang akan menghubungkan komputer dengan mikrokontroler. *Visa* inialisasi menjadi 3 bagian yaitu *VisaSerial*, *VisaWrite*, dan *VisaRead*. *VisaSerial* digunakan sebagai inialisasi setiap port mulai dari baudrate hingga port yang akan digunakan pada komputer. Sedangkan *VisaWrite* berfungsi menulis apa yang diminta oleh program kedalam mikrokontroler, dan fungsi dari *VisaRead* adalah sebagai pembaca apa yang akan diperintahkan oleh mikrokontroler pada program. Penerimaan data dapat langsung diambil sesuai dengan pengaturan atau format data yang telah dikirim sebelumnya dari mikrokontroler. Data yang diterima dari mikrokontroler dapat di *export* ke dalam ms. Excel.

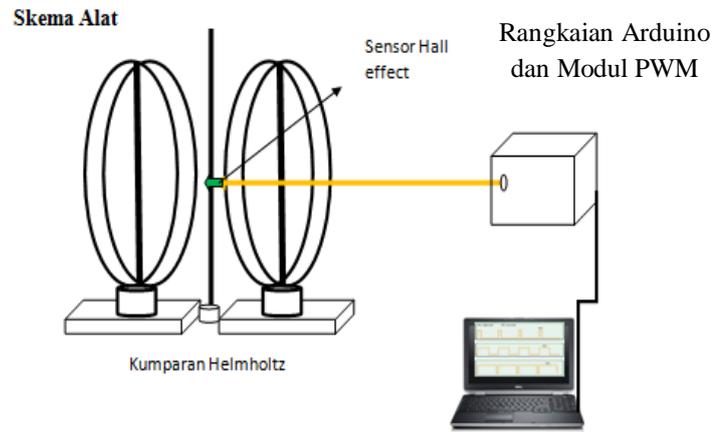
3.5.3. Flowchart Pemrograman LabVIEW

Pada Gambar 3.7 flowchart LabVIEW digunakan untuk pengambilan data medan magnet terhadap beberapa parameter fisis. Saat LabVIEW diaktifkan dengan mikrokontroler, untuk komunikasi ketika *switch* "on" maka LabVIEW akan membaca data serial dari mikrokontroler dan menampilkan *signal source* square, jika *signal source* atau data serial tidak ditampilkan maka kembali mengecek data serial yang masuk.



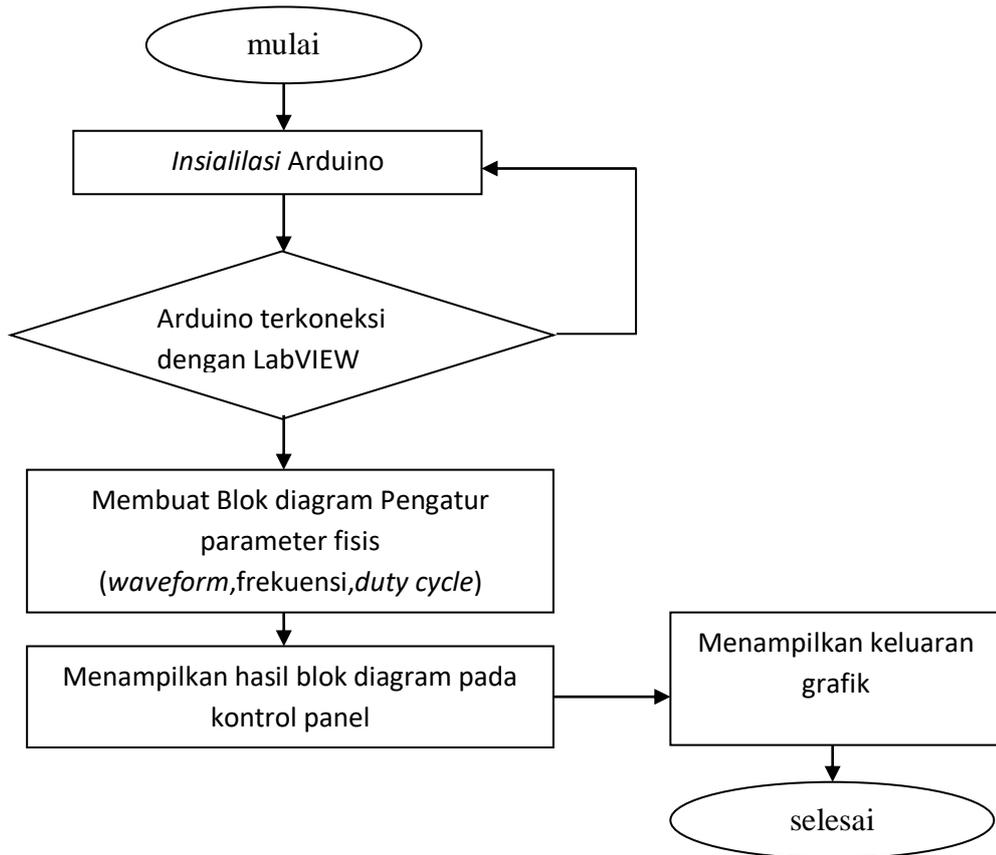
Gambar 3. 10 Flowchart program labVIEW

3.6. Skema Alat



Gambar 3. 11 Skema Alat

3.7. Flowchart Sistem



Gambar 3.12 flowchart sistem

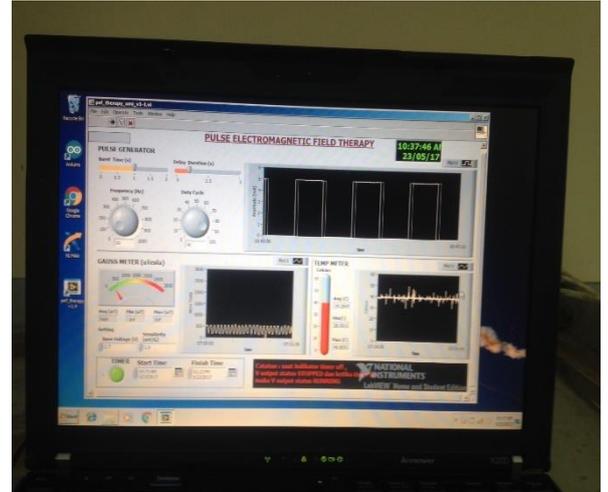
BAB IV

HASIL DAN PEMBAHASAN

Telah dilakukan pembuatan dan pengujian alat PEMF untuk tujuan penelitian bioelektromagnetik. Dengan hasil penhujian seperti gambar dibawah ini :



(a)



(b)

Gambar 4. 1 (a) Sistem PEMF dan (b) Tampilan *Front Panel* Sistem

Pengujian yang dilakukan meliputi :

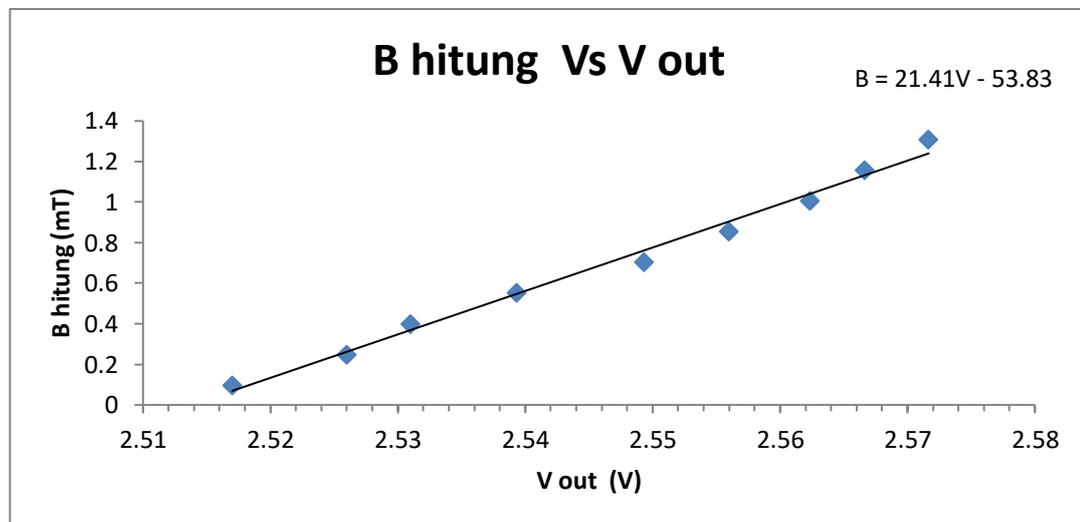
1. Karakterisasi Sensor Efek Hall
2. Pengujian Sistem
 - 2.1. Pengujian kuat medan magnet hasil pengukuran sensor Hall terhadap kuat medan magnet hasil pengukuran dengan Gaussmeter type IDR 324.
 - 2.2. Pengujian kuat medan magnet terhadap arus, duty cycle, frekwensi, delay duration
 - 2.3. Distribusi medan magnet terhadap posisi

4.1. Karakterisasi Sensor Efek Hall

Karakterisasi sensor dengan cara mencari persamaan hubungan antara medan magnet perhitungan dengan tegangan keluaran sensor, dengan menaruh sensor di pusat kumparan dan kumparan diberi variasi arus dari 0-1 A. Saat pengujian di peroleh data sebagai berikut :

Tabel 4. 1 Kalibrasi tegangan keluaran sensor

I (A)	V out (V)	B hitung (mT)
0.00	2.51	0.04
0.10	2.52	0.24
0.20	2.53	0.41
0.30	2.54	0.55
0.40	2.55	0.74
0.50	2.56	0.88
0.60	2.56	1.04
0.70	2.57	1.18
0.80	2.57	1.21
0.90	2.56	1.23
1.00	2.56	1.34



Gambar 4. 2 Hubungan medan magnet hitung Vs tegangan keluaran sensor

Dari grafik tersebut di dapat fungsi transfer dari sensor *Hall Effect* adalah $B = 21.41V + 53.83$, dengan V adalah tegangan V_{out} (V) dan B adalah medan magnet hitung (mT) dari fungsi tersebut menyatakan nilai sensitivitas sensor tersebut sebesar 21.41 mT/V.

4.2. Pengujian Sistem

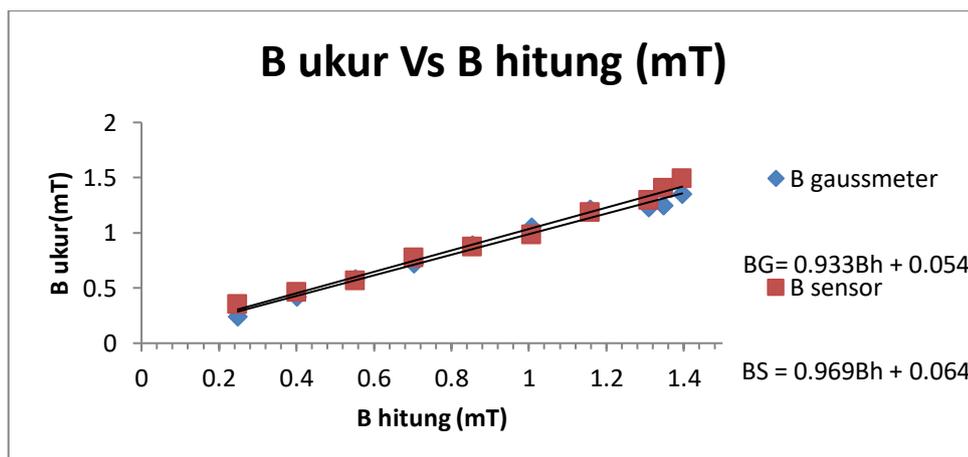
Dalam pengujian system ada beberapa hubungan medan magnet dengan parameter fisis. Dengan pengukuran medan magnet di pusat kumparan. Berikut data yang di peroleh :

4.2.1. Perbandingan kuat medan magnet sensor dengan Gaussmeter

Pengujian ini dilakukan dengan membandingkan kuat medan magnet yang dihasilkan alat ukur Gaussmeter dengan sensor magnetic menggunakan variasi arus dari 0.10 – 1.00 A. Berikut adalah data yang dihasilkan dari perbandingan medan magnet antara Gaussmeter dengan Sensor

Tabel 4. 2 Pengukuran kuat medan magnet di pusat kumparan

I (A)	B gaussmeter (mT)	B sensor (mT)
0.10	0.24	0.35
0.20	0.41	0.46
0.30	0.57	0.56
0.40	0.71	0.77
0.50	0.88	0.87
0.60	1.04	0.98
0.70	1.21	1.18
0.80	1.22	1.29
0.90	1.24	1.40
1.00	1.34	1.49



Gambar 4. 3 Grafik hubungan antara medan magnet terukur dengan medan magnet perhitungan

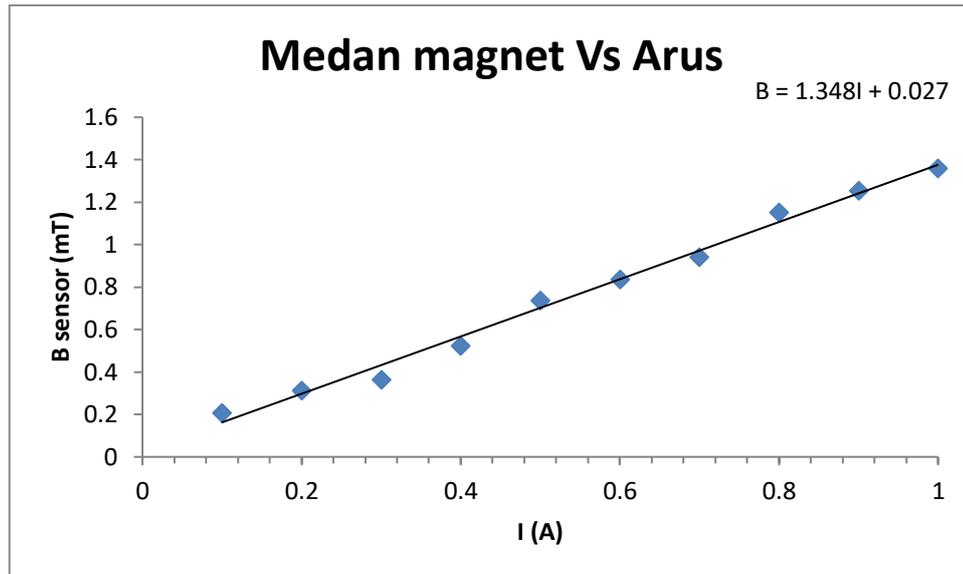
Dari grafik di atas diperoleh persamaan hubungan antara kuat medan magnet yang terukur dengan nilai medan magnet perhitungan, Gaussmeter yang digunakan adalah tipe IDR-324, persamaan linier yang didapat adalah $B_G = 0.933B_h + 0.054$. Variabel B_G menunjukkan nilai medan magnet terukur oleh gaussmeter, sedangkan variabel B_h menunjukkan nilai medan magnet perhitungan, sedangkan hubungan medan magnet yang terukur oleh sensor dengan nilai medan magnet perhitungan didapat persamaan $B_S = 0.969B_h + 0.064$, dengan B_h adalah nilai perhitungan dan B_S adalah nilai medan magnet yang terukur oleh sensor. Dari garis linear pada grafik dapat dikatakan bahwa nilai terukur pada sensor dan Gaussmeter mendekati nilai perhitungan teori kumparan Helmholtz pada Bab 2.

Kesalahan relatif pengukuran sensor dan Gaussmeter dapat diketahui yaitu antara hubungan sensor dengan nilai hitung sebesar 0.031% dan pengukuran hubungan nilai gaussmeter dengan nilai hitung adalah 0.067%.

Nilai RMS (*root mean square*) dari hasil perbandingan medan magnet pada Tabel 4.2 adalah 0.044, perbandingan RMS medan magnet hitung terhadap medan magnet gaussmeter yaitu 0.036 dan perbandingan RMS medan magnet hitung terhadap medan magnet ukur sensor adalah 0.048.

4.2.2. Hubungan kuat medan magnet dengan stimulus arus

Pada pengujian ini data medan magnet yang digunakan adalah yang terukur oleh sensor, data kuat medan magnet terukur oleh sensor ada pada Tabel 4.2, berikut ini adalah grafik hubungan antara kuat medan magnet dengan arus yang diberikan pada kumparan.



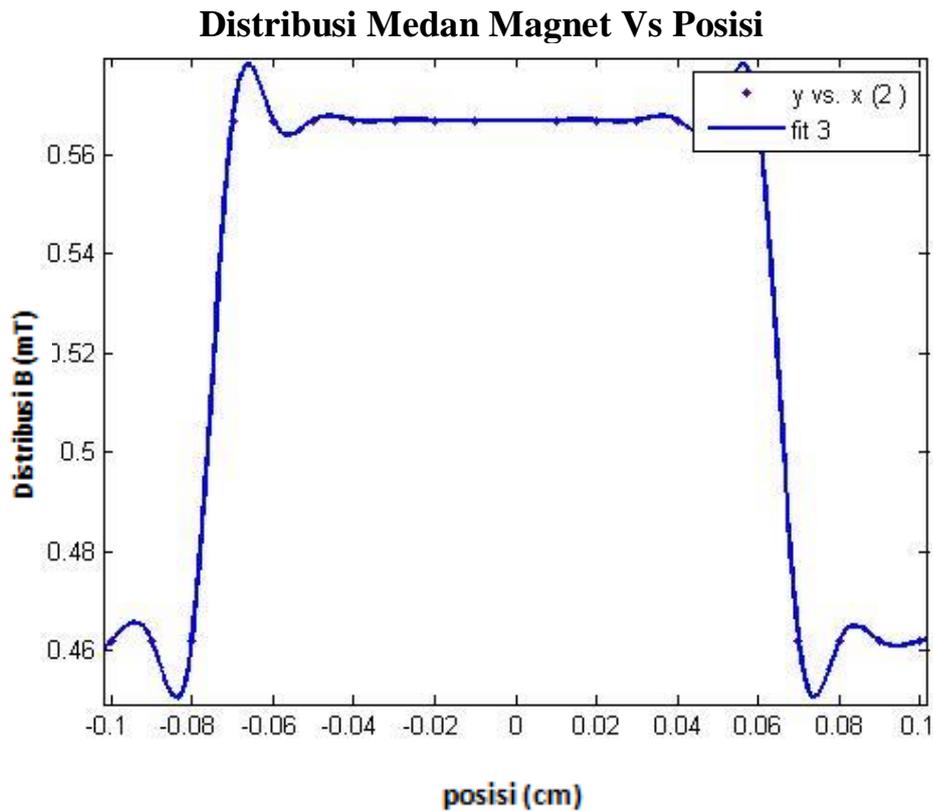
Gambar 4. 4 Grafik Hubungan medan magnet dengan arus

Grafik menunjukkan bahwa kuat medan magnet di pusat kumparan akan meningkat jika di beri arus lebih besar. Didapat persamaan linear yaitu $B = 1.348I + 0.027$, dimana I adalah nilai arus yang diberikan, sedangkan B merupakan persamaan medan magnet yang dihasilkan. Kenaikan medan magnet sejajar dengan kenaikan arus, hal ini sesuai dengan persamaan medan magnet, bahwa nilai medan magnet berbanding lurus dengan arus, dapat dilihat dalam persamaan berikut :

$$B = \left(\frac{4}{5}\right)^{3/2} \frac{\mu_0 NI}{R} \quad (4.1)$$

4.2.3. Distribusi medan magnet terhadap posisi(X)

Pengujian ini dilakukan untuk membuktikan ada tidaknya induksi medan magnet didaerah kumparan Helmholtz jika tidak dialiri arus konstan DC sebesar 0.28 A, data di ambil pada sumbu X secara manual dengan menggeser batang ulir/kabel setiap satu cm, pada sumbu X pergeseran ke kanan dari pusat dinyatakan dengan nilai (+) dan pergeseran ke kiri dinyatakan dengan nilai (-). Berikut adalah grafik hubungan distribusi medan magnet terhadap posisi.

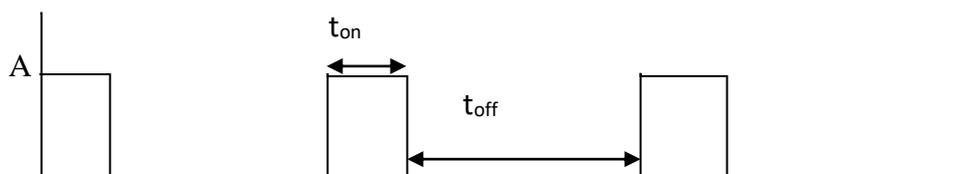


Gambar 4. 5 Grafik medan magnet terhadap posisi x

Grafik di atas menunjukkan bahwa nilai medan magnet di sekitar pusat kumparan memiliki nilai yang hampir seragam. Posisi yang baik untuk ditempatkan hewan percobaan untuk di pajan adalah di tengah-tengah kumparan .

4.2.4. Hubungan medan magnet dengan *duty cycle*

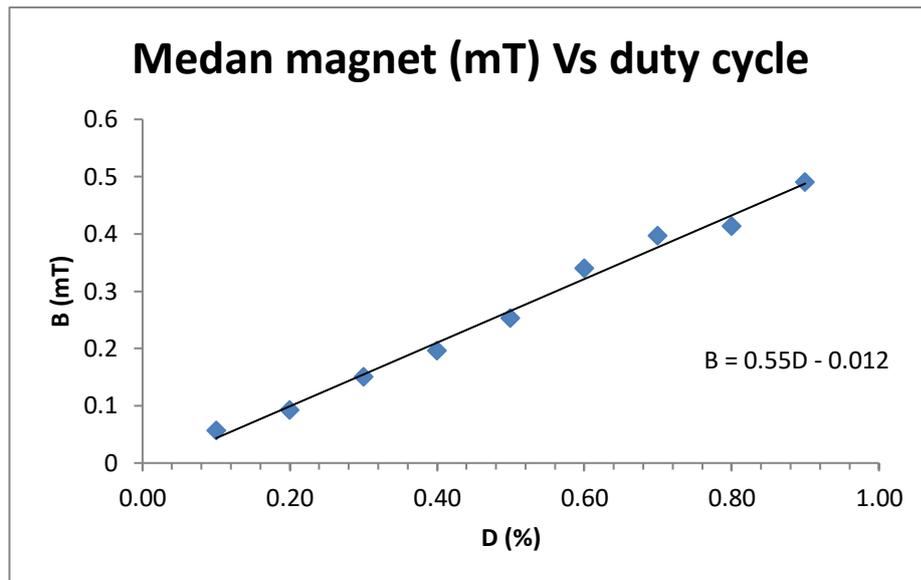
Pada pengujian ini dilakukan pada program labVIEW yang telah dibuat, dimana sinyal source square diberi variasi *duty cycle* dari 10%-90%. Arus yang di berikan adalah DC sebesar 0.28A dengan frekuensi konstan yaitu 125Hz. Menghubungkan medan magnet dengan *duty cycle* menggunakan persamaan sebagai berikut :



Gambar 4. 6 Simulasi duty cycle

$$D = \frac{t_{on}}{T} = \frac{t_{on}}{t_{on}+t_{off}} \quad (4.2)$$

dimana D adalah *duty cycle* dan B terukur adalah B yang terukur oleh sensor di pusat kumparan. Berikut ini adalah grafik hubungan medan magnet dengan *duty cycle*.

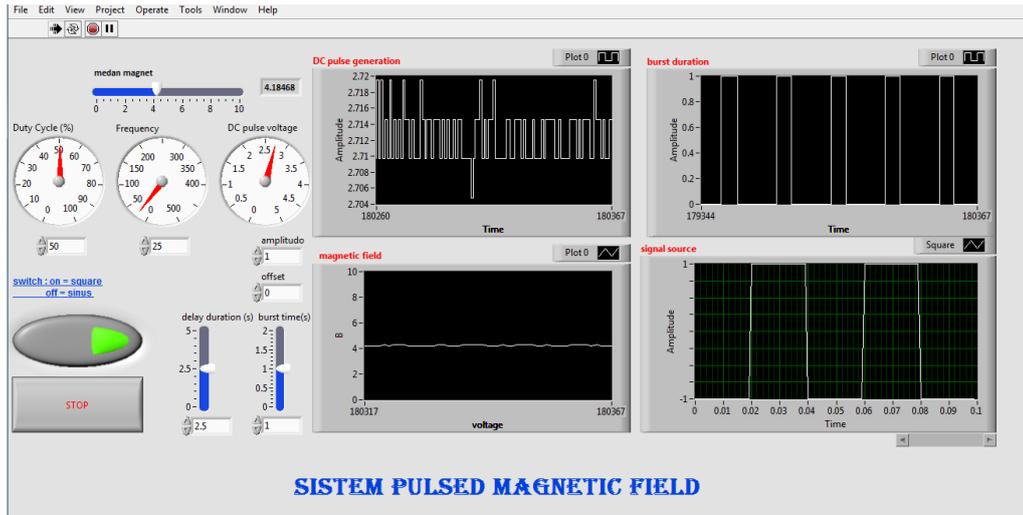


Gambar 4. 7 Grafik hubungan medan magnet dengan *duty cycle*

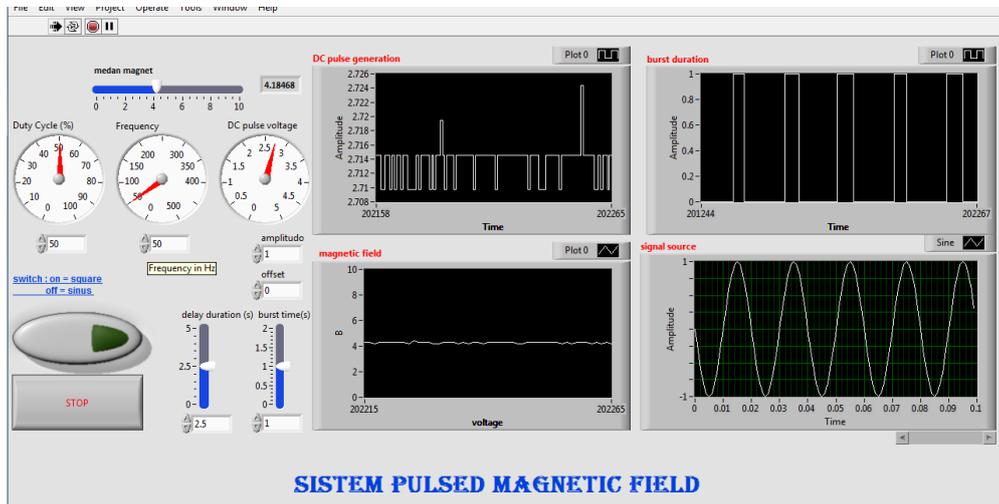
Berdasarkan grafik di atas hubungan medan magnet dengan *duty cycle* linear dengan persamaan linear nya adalah $B = 1.783D + 0.026$, dengan D adalah *duty cycle* dan B adalah medan magnet yang dihasilkan sensor. Dari grafik dapat disimpulkan bahwa hubungan medan magnet dengan *duty cycle* sesuai dengan teori dimana semakin kecil *duty cycle* maka rata-rata medan magnet yang dihasilkan semakin kecil.

4.2.5. Hubungan medan magnet dengan frekuensi

Pada pengujian ini di gunakan variasi frekuensi dari 25-250 Hz, di uji pada *signal source square* dan *sinus*. Dengan *duty cycle* 50% pada signal square. Dengan diberi arus konstan sebesar 0.28 A DC. Signal yang dihasilkan sebagai berikut :

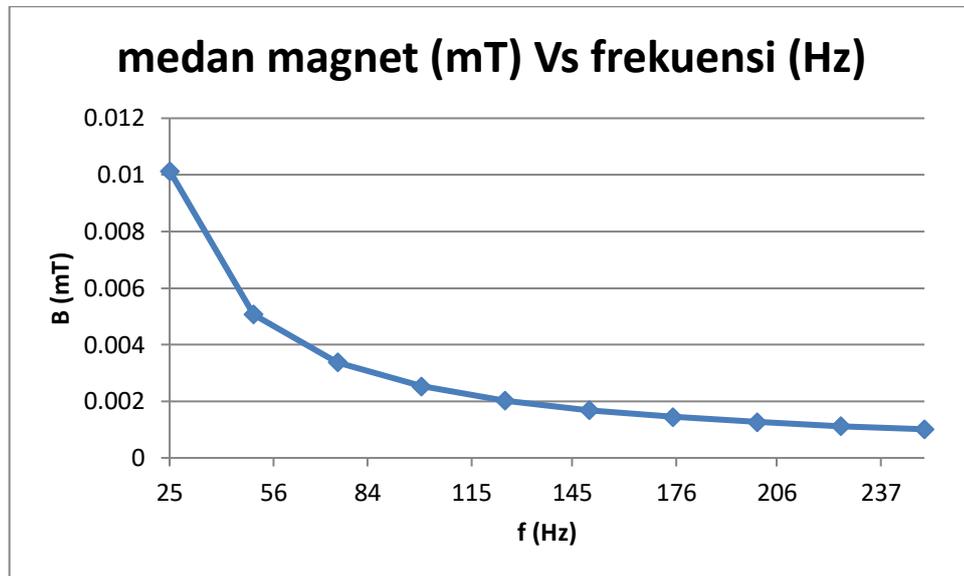


Gambar 4. 8 Tampilan sinyal *source square*



Gambar 4. 9 Signal source sinus

Untuk hubungan medan magnet dengan frekuensi didapat grafik sebagai berikut :

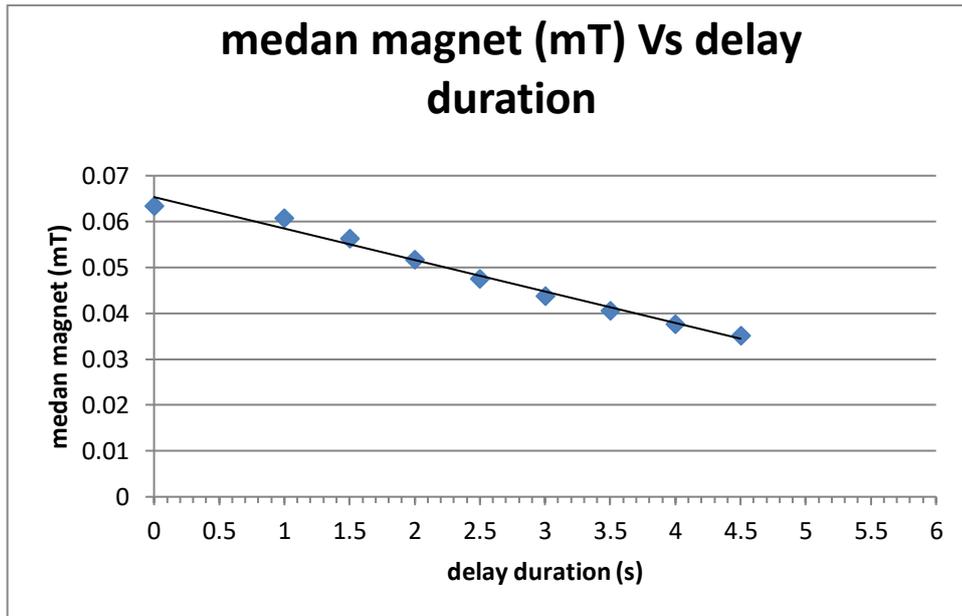


Gambar 4. 10 Grafik hubungan medan magnet dengan frekuensi

Dari grafik di atas dapat diketahui bahwa medan magnet dipengaruhi oleh frekuensi semakin besar nilai frekuensi, semakin kecil medan magnet rata-ratanya. Hal ini sesuai dengan teori pada Bab 2 bahwa semakin besar frekuensi maka akan kehilangan banyak medan magnet rata-rata.

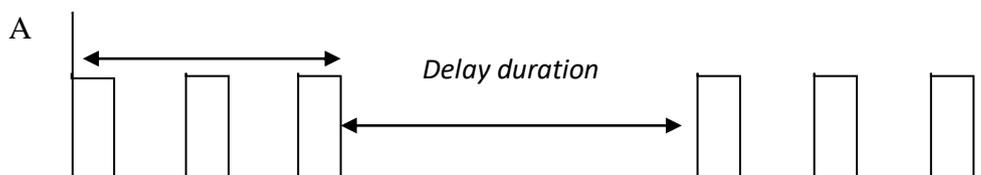
4.2.6. Hubungan Medan magnet dengan *Delay duration*

Pada pengujian ini nilai *delay duration* di ubah terlebih dahulu menjadi *duty cycle* untuk mendapatkan nilai medan magnet rata-rata. *Delay duration* yang diberikan yaitu bervariasi dari 1-5 s. berikut ini adalah grafik hubungan medan magnet dengan *delay duration*



Gambar 4. 11 Grafik hubungan medan magnet dengan *delay duration*

Grafik di atas menunjukkan semakin lama *delay* waktu yang diberikan, maka rata-rata medan magnet nya pun semakin rendah. Dengan fungsi transfer $B = -0.006Dd + 0.065$ adalah medan magnet dan Dd adalah *delay duration*, hal ini sesuai dengan persamaan *duty cycle* bahwa medan magnet rata-rata berbanding terbalik *Burst time* tu *delay*.



Gambar 4. 12 Sinyal *burst duration*

Gambar 4.12 merupakan simulasi sinyal *busrt duration pulsed* , dimana setiap *busrt time* adanya sinyal pulsa dengan *duty cycle* yang di dapat ditentukan.

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan didapat beberapa kesimpulan sebagai berikut :

5.1. Kesimpulan

1. Telah berhasil dibuat alat *Pulsed Elektromagnetic Field* (PEMF) yang mana parameter fisis jenis sinyal (*square* dan *sinus*), frekuensi, *duty cycle* yang dapat di kontrol.
2. Dari pengujian medan magnet dengan frekuensi diketahui bahwa semakin besar fekuensi yang di berikan maka semakin banyak medan magnet rata-rata yang hilang
3. Dari pengujian medan magnet terhadap *duty cycle* diketahui bahwa semakin besar *duty cycle* nya, medan magnet yang dihasilkan akan semakin mendakti nilai konstan nya.
4. Pengujian medan magnet terhadap delay duration sesuai dengan persamaan *duty cycle* yaitu medan berbanding terbalik dengan delay time nya.
5. Kumparan Helmholtz yang dibuatmenghasilkan medan magnet homogen pada daerah tertentu antara dua kumparannya sepanjang garis tengah pusat kumparan.

5.2. Saran

Pada pengembangan lebih lanjut disarankan agar perancangan kumparan dan perancangan sensor alat ukur medan magnet lebih stabil dan kokoh sehingga datayang diperoleh lebih akurat.

DAFTAR PUSTAKA

1. **Basset, Andrew.** *Fundamental and Practical aspect of therapeutic uses of pulsed electromagnetic fields (PEMFs)*. New York : Columbia University, 1999.
2. **Ryaby, James T.** *Biophysical Stimulation using Electrical, Electromagnetic, and Ultrasonic Fields*. Totowa : s.n., 2005.
3. *Riset Kesehatan Dasar*. Jakarta : BADAN PENELITIAN DAN PENGEMBANGAN KESEHATAN, 2013.
4. **Ongaro, Allesia.** *Pulsed Electromagnetic fields as an innovative approach for functional tissue engineering of connective tissues*. s.l. : European Network , 2011.
5. **Fu, Yu C, et al.** *Influence of electromagnetic signal of antibiotic by low-frequency pulsed electromagnetic fields on growth of escherichia coli*. Heidelberg, Germany : s.n., 2013.
6. **Hong, Fei Shi, et al.** *Early application of pulsed electromagnetic field in the treatment of postoperative delayed union of long-bone fractures*. 2013.
7. **Lil Hawa, Pamela Anisa.** *Alat ukur distribusi medan magnet pada Kumparan Helmholtz*. Depok : Universitas Indonesia, 2011.
8. **Roy, Joyanta K and Roy, Joydeep.** *Development of low cost microcontroller based pulse electro-magnetic pulses therapy system for pain relief and bone healing*. India : IOSR journal, 2014.
9. **Ahmed, Istiaque, et al.** *Evaluation of the effects of Extremely Low Frequency (ELF) Pulsed Electromagnetic Fields (PEMF) on survival of the bacterium Staphylococcus aureus*. Melbourne, Australia : EPJ biophysical medic, 2013.
10. **Rossi, Simone.** *Safety Ethical considerations and application guidelines for the use of transcranial magnetic stimulation in clinical practice*. 2009 : Clinical Neurophysiology, Italia.
11. **A, Haghnehgahdar, H, Khosrovanah and A, Andisheh Tadbir.** *Design and Fabrication of Helmholtz Coils to Study the Effects of Pulsed Electromagnetic Fields on the Healing Process in Periodontitis: Preliminary Animal Results*. s.l : J Biomed Phys Eng, 2014.
12. **R, H Arjadi.** *Sistem Pengukuran Medan Magnetik Dari Sumber Medan*. s.l. : AMTeQ, pp. 81-92, 2006.

13. **Plonsey, Robert and Malmivuo, Jaako.** *Bioelectromagnetism*. New York : s.n., 1995.
14. **Ilham, Muhammad, et al.** *Efek Hall*. Bandung : Institut Teknologi Bandung, 2013.
15. **Nugraheni, Novi Tri.** —.Surabaya : Universitas Airlangga, 2013.
16. **Imam, Haromain.** *Rancang bangun pengukuran medan magnet berbasis mikrokontroler*. Depok : Universitas Indonesia, 2010.
17. **Setiawan, Haviz.** *Sensor efek medan hall UGN3503*. 2011.
18. **Lisnasari, Yovita.** *Rancang bangun sensor magnetik berdasarkan metode induksi sebagai teslameter*. Semarang : Universitas Negeri Semarang, 2010.
19. *Datasheet UGN3503 Ratiometric,linear hall effect sensor*. s.l. : Allegro microsystem.
20. Tech Web. [Online] 03 14, 2016. [Cited: 08 14, 2017.] http://micro.rohm.com/en/techweb/knowledge/dcdc/dcdc_sr/dcdc_sr01/897.
21. ELF/VLF magnetic field radiation measurement equipmen. [Online] [Cited: 08 14, 2017.] <http://www.integritydesign.com/ACmeasurement.html>.
22. *Datasheet Arduino Uno ATmega 328*.
23. **Halvorsen, Peter Hans.** *Introductions for LabVIEW*. Norwegia : Univercity of Norway, 2016.

LAMPIRAN

