

PERANCANGAN DAN IMPLEMENTASI SISTEM SENSOR ELECTROMYOGRAPH DAN BUCK CONVERTER MENGGUNAKAN PENGOLAHAN SINYAL ADC

(*DESIGN AND IMPLEMENTATION SYSTEM ELECTROMYGRAPH SENSOR AND
BUCK CONVERTER USING ADC SIGNAL PROCESSING*)

Geo Surya Andika¹, Angga Rusdinar, S.T., M.T., Ph.D², Ir. Miftadi Sudjai, M.Sc., Ph.D³

^{1,2,3}Prodi S1 Teknik Elektro, Fakultas Teknik Elektro, Universitas Telkom

¹geosuryaandika@gmail.com, ²anggarusdinar@telkomuniveristy.ac.id,
³miftadi@telkomuniversity.ac.id

Abstrak

Aktifitas otot tubuh manusia menimbulkan sinyal elektrik, yang dihasilkan oleh kontraksi dan relaksasi otot. Informasi yang terbawa oleh sinyal elektrik dapat diamati dalam keperluan analisa aktifitas otot, kelainan pada otot maupun kelelahan pada otot. Informasi sinyal elektrik yang cukup banyak dapat meningkatkan kualitas data. Oleh sebab itu, dibutuhkan sensor yang dapat menangkap sinyal-sinyal otot dalam waktu yang lebih lama.

Sehingga, untuk keperluan ini dirancang sensor *Electromyograph* (EMG) berdaya rendah sebagai salah satu solusi. Implementasikan dilakukan dengan membatasi daya sensor EMG menggunakan rangkaian *switch mode power supply* (SMPS) dan mengurangi sampling pada ADC dengan modifikasi sinyal yang diterima. Penelitian dilakukan melalui 12 variasi pengujian tiap relawan. Relawan yang diambil sinyal otot bicep terdiri dari 3 mahasiswa berumur 20 sampai 22 tahun. Pengujian terbagi menjadi empat objek observasi terhadap 1, 2, dan 3 siklus kontraksi sampai relaksasi. *Bechmark* sebagai pembandingan data terhadap SMPS, *sleep mode*, dan SMPS dengan *sleep mode*.

Hasil pengujian *bechmark* terhadap SMPS didapatkan penurunan daya sebesar 89,37%. *Bechmark* terhadap *sleep mode* terjadi penurunan daya sebesar 16,33%. Terakhir pengujian *bechmark* terhadap *sleepmode* dan SMPS sebesar 82,97%.

Kata kunci : electromyograph, switch mode power supply, analog to digital converter, daya.

Abstract

The activity of the muscles of the human body generates an electrical signal, which is produced by muscle contraction and relaxation. Information carried by electric signals can be observed in the need for analysis of muscle activity, muscle abnormalities and muscle fatigue. Significant electrical signal information can improve the quality of data, therefore it takes a sensor that can capture muscle signals in a longer time.

Thus, for this purpose a low-power Electromyograph (EMG) sensor is designed as one solution. Implemented by limiting the consumption of EMG sensor power using switch mode power supply (SMPS) and decrease sampling in ADC with modification of received signal. The study was conducted through 12 variations of testing each volunteer. Volunteers who took biceps muscle signal consisted of 3 students aged

20 to 22 years. Testing is divided into four observation objects against 1, 2, and 3 cycles of contraction until relaxation. Benchmark as a comparison of data to SMPS, sleep mode, and SMPS with sleep mode.

The result of benchmark test on SMPS obtained a decrease of power equal to 89,37%. Benchmarks to sleep mode decreased power by 16,33%. The last test benchmark against sleepmode and SMPS of 82.97%.

Keywords: electromyograph, switch mode power supply, analog to digital converter, power.

1. Pendahuluan

Aktifitas, kelelahan, ataupun kelainan pada otot merupakan masalah yang cukup serius. Masalah ini banyak dialami oleh para atlet olahraga, yang membutuhkan penanganan untuk menjaga kondisi agar tetap prima. Kegiatan atlet tidak terlepas dari beban kerja otot-otot tubuh yang dipacu secara terus-menerus. Sehingga tidak jarang para atlet mengalami gangguan pada jaringan otot. Pada umumnya, pemantauan kesehatan para atlet hanya dapat dilakukan di rumah sakit tertentu dengan salah satu permasalahannya yakni keterbatasan alat medis. Sehingga sangat kurang efektif jika pemantauan hanya dapat dilakukan di rumah sakit, terlebih pada atlet yang berada di daerah pedesaan.

Melihat dari permasalahan tersebut, diharapkan muncul suatu teknologi yang dapat memberikan suatu solusi untuk memonitoring kondisi para atlet. Secara tidak langsung membantu para ahli medis untuk memberikan data-data berupa informasi aktifitas otot untuk dapat ditangani lebih cepat. Desain sensor yang portable juga dapat memberikan pengaruh yang sangat signifikan. Sehingga para atlet dapat memonitoring kondisi fisiknya secara langsung.

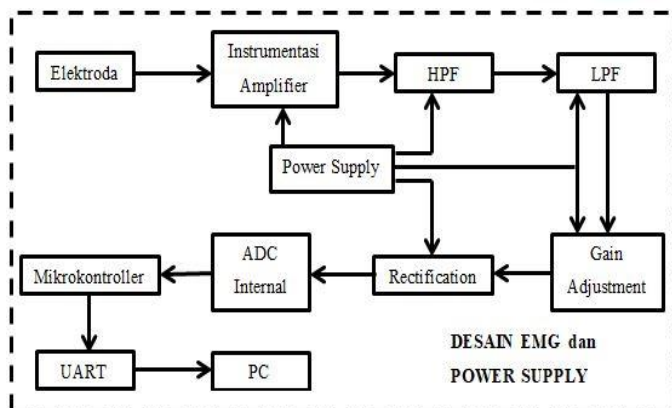
Akan tetapi, untuk mendapatkan data yang akurat maka dibutuhkan waktu yang lebih lama bagi sensor untuk terus aktif menangkap gelombang yang dihasilkan oleh fisiologi tubuhnya sendiri. Kerja sensor yang terus-menerus mengakibatkan daya pada sensor akan meningkat. Peningkatan daya tersebut tidak cukup efektif dan efisien disebabkan oleh penggunaan jenis *regulator linear*[1]. Dalam mengatasi permasalahan ini maka dirancang *power supply* berjenis *switching* atau *switch mode power supply* (SMPS) yang memiliki tingkat efisiensi daya yang cukup tinggi jika dibandingkan dengan *regulator linear*. Pengolahan *analog to digital converter* (ADC) dilibatkan dalam modifikasi yang digunakan sebagai langkah mengurangi sampling data yang berlebih.

2. Dasar Teori /Material dan Metodologi/perancangan

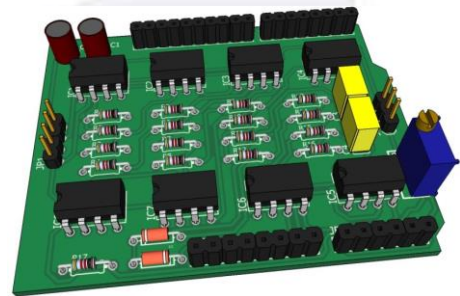
2.1 Desain Sistem dan Perancangan Sensor EMG

Spesifikasi sinyal analog dari aktifitas otot memiliki tingkat amplitude sebesar 0 – 10 mVp-p dengan rentang frekuensi 0 – 500 Hz dan frekuensi dominan 50 – 150 Hz[2]. Spesifikasi tersebut yang digunakan dalam perancangan perangkat keras dengan tingkat disipasi daya minimum. Pada (Gambar 1) menunjukkan diagram blok secara keseluruhan dari sistem perangkat keras yang akan direalisasikan. Diawali oleh penangkapan sinyal EMG dilapisan permukaan kulit menggunakan elektroda. Sinyal yang tertangkap berkisar (< 100 mV) dikuatkan menggunakan instrumentasi amplifier dengan memperhatikan tingkat *Common Mode Rejection Ratio* (CMRR). Penguatan sinyal menggunakan instrumentasi amplifier diperkuat sebesar 204 kali sinyal asli. Setelah melalui penguatan maka sinyal akan dipotong sesuai frekuensi EMG. Pemotongan sinyal menggunakan *band pass filter*

(BPF) dengan kombinasi *low pass filter* (LPF) dan *high pass filter* (HPF). Frekuensi *cutoff* dari LPF sebesar 159 Hz dan HPF sebesar 15,9 Hz. Penyesuaian penguat dengan kondisi tertentu maka dirancang *gain adjustment*. *Gain adjustment* memberikan variasi penguatan tegangan sebesar 1 – 5 kali. Sinyal yang akan memasuki mikrokontroller harus memiliki nilai amplitudo positif, sehingga dibutuhkan penyearah gelombang tanpa memberikan penguatan pada sinyal EMG. ADC merupakan bagian yang mengkonversikan sinyal analog sehingga dapat diterjemahkan kedalam sinyal digital untuk dibaca oleh mikrokontroller. Bagian mikrokontroller digunakan sebagai penghubung diantara PC dan sistem perangkat EMG yang dirancang menggunakan komunikasi serial. Keseluruhan sistem menggunakan komponen yang berdaya rendah sehingga meningkatkan masa aktif sensor. *Power Supply* dirancang untuk mengontrol tegangan yang masuk maupun keluar untuk memberikan tegangan ke sistem dengan tingkat tegangan yang cukup rendah.



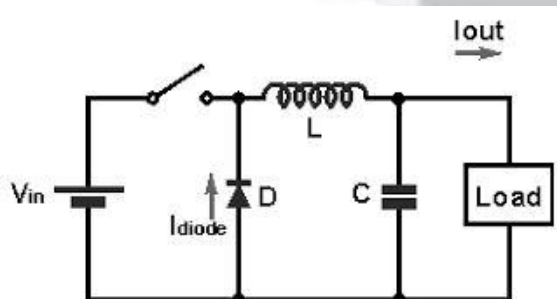
Gambar 1. Diagram blok sistem



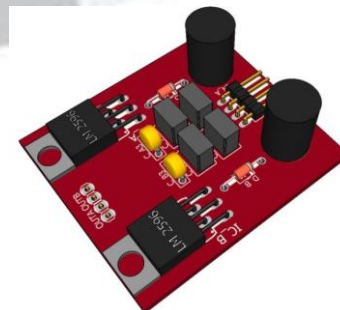
Gambar 2. Desain sensor EMG

2.3 Perancangan Buck Converter

Pereduksi daya yang digunakan dalam sistem untuk memaksimalkan kinerja dari sensor dipilih penggunaan *power supply* berjenis *Switching Mode Power Supply* (SMPS). Terdapat 2 jenis *power supply* yakni *Linear Regulator* (LR) dan *Switching Mode Power Supply* (SMPS)[1]. Konsep dari linear regulator yakni menggunakan pendekatan dari pembagi tegangan, dimana tidak menghasilkan regulasi yang baik [1]. Sedangkan *power supply* SMPS (Gambar) menggunakan pendekatan switching di sumber tegangannya. Sehingga arus yang dialiri tidak terjadi terus menerus akan tetapi dalam sebuah siklus dalam *duty cycle*. Pendekatan demikian memungkinkan *power supply* memiliki tingkat efisiensi yang lebih tinggi dari regulator linear.



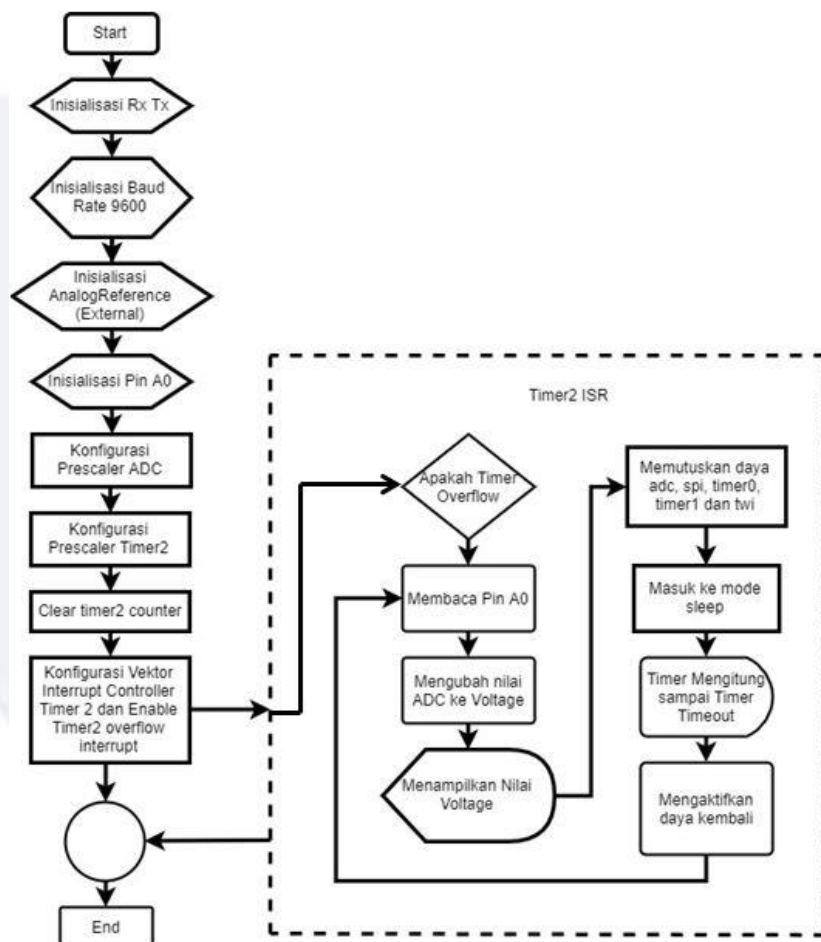
Gambar 3. Skematik rangkaian buck converter



Gambar 4. Desain buck converter

2.4 Pengolahan Sinyal ADC dengan Sleep Mode

Perancangan perangkat lunak digunakan menampilkan sinyal yang diterima dari perangkat sensor berupa data sinyal ADC dalam keadaan *real time*, untuk melihat reaksi dari aktifitas kontraksi dan relaksasi. Pengolahan sinyal ADC menggunakan *software* Arduino IDE dan untuk menyimpan data tanpa ditampilkan menggunakan *software* CoolTerm. Data pada CoolTerm berupa format dalam bentuk .txt. Pada *flowchart* (Gambar 5) program dimulai dari inialisasi *baud rate*, ADC, komunikasi data dan penambahan inialisasi analog *reference*. Inialisasi analog *reference* berfungsi sebagai perbaikan resolusi ADC dengan tegangan 3,3 volt. Setelah inialisasi, data ADC dibaca lalu ditampilkan di layar monitor. Interrupt berfungsi sebagai *trigger sleep mode* untuk kembali aktif. Sehingga daya yang dihilangkan waktu terjadi *sleep mode* dapat kembali aktif.



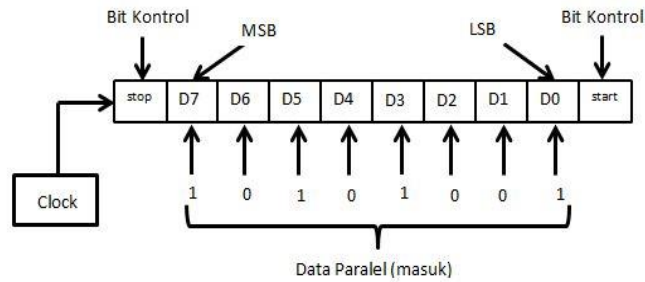
Gambar 5. Flowchart sleep mode dengan interrupt dan regulator SMPS

2.5 Komunikasi Serial

Komunikasi data diantara PC (*Personal Computer*) dan perangkat (*device*) menggunakan komunikasi serial. Komunikasi serial memanfaatkan FT232R yakni sebuah interface USB (*Universal Serial Bus*) ke serial UART (*Universal Asynchronous receiver-transmitter*).



Gambar 6. Modul FT232R



Gambar 7. Transmisi data paralel ke serial

UART merupakan *device* yang melakukan konversi paralel ke serial dan konversi serial ke paralel. Processor atau CPU (*Central Processing Unit*) diketahui mengelolah data secara paralel. Proses pengiriman data dari paralel ke serial dapat dilihat pada (Gambar 7). Data paralel diterima secara bersama-sama ke dalam register D0 – D7. Kemudian dikirimkan secara bergeser atau *shift register* ke kanan. Dimulai dari LSB (*Least Significant Bit*) menuju MSB (*Most Significant Bit*). Data register diapit oleh dua buah bit kontrol *start* dengan bilangan logika 0 (*low level*) dan *stop* dengan bilangan logika 1 (*high level*) [3].

3. Pengujian Daya Sistem

Proses pengujian dilakukan dengan melalui beberapa tahapan. Tahapan pengujian dibagi menjadi 4 bagian antara lain pengujian *benchmark*, penggunaan *buck converter*, *sleep mode*, dan pengujian menggunakan *sleep mode* dengan *buck converter*. Pengambilan raw data diperoleh dari 3 sukarelawan, dimana tiap-tiap sukarelawan menghasilkan 12 variasi data yang berbeda. Pengujian dilakukan dengan melihat kerja otot secara mekanik (*mechanical work*) dimana ketika tangan mengangkat suatu beban atau memindahkan suatu benda maka otot akan berkontraksi (Gambar 8). Sehingga otot akan memberikan gaya yang melawan gravitasi yang cukup untuk mengangkat beban. Gaya yang dibutuhkan untuk mengangkat suatu beban dapat menggunakan persamaan berikut[4] :

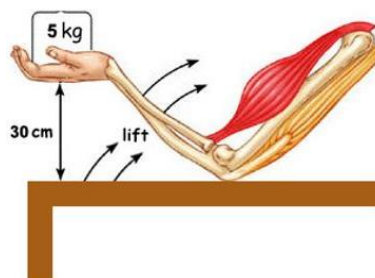
$$W = F \times D \quad (1)$$

$$F = m \times g \quad (2)$$

Seingga didapatkan persamaan berikut :

$$W = m \times g \times D \quad (3)$$

- Dimana,
- W = Mechanical work (joule)
 - F = Gaya Berat (Newton)
 - D = Jarak (Meter)
 - m = Massa (Kg)
 - g = Konstanta Percepatan Gravitasi Bumi = 9.80665 (m/s²)



Gambar 8. Konsep pengujian sensor EMG

Tabel 1 Daya rata-rata bechmark dari relawan pertama sampai ketiga

| Bechmark Relawan 1 (Watt) | Bechmark Relawan 2 (Watt) | Bechmark Relawan 3 (Watt) | Rata-Rata (Watt) | Siklus |
|---------------------------|---------------------------|---------------------------|------------------|--------|
| 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 1,01E-09 | 1,82E-09 | 1,15E-09 | 1,32688E-09 | 1 |
| 2,68E-09 | 8,64E-10 | 2,64E-09 | 2,05961E-09 | 2 |
| 3,36E-09 | 1,48E-09 | 3,76E-09 | 2,86764E-09 | 3 |

Tabel 2 Daya rata-rata regulator dari relawan pertama sampai ketiga

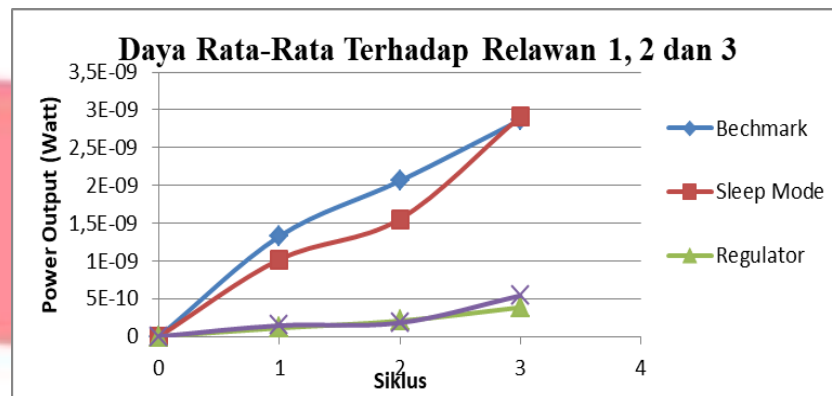
| Regulator Relawan 1 (Watt) | Regulator Relawan 2 (Watt) | Regulator Relawan 3 (Watt) | Rata-Rata (Watt) | Siklus |
|----------------------------|----------------------------|----------------------------|------------------|--------|
| 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 3,40E-11 | 1,29E-11 | 2,88E-10 | 1,11696E-10 | 1 |
| 6,58E-11 | 1,27E-10 | 4,23E-10 | 2,05473E-10 | 2 |
| 1,11E-10 | 2,79E-10 | 7,62E-10 | 3,83963E-10 | 3 |

Tabel 3 Daya rata-rata sleep mode dari relawan pertama sampai ketiga

| Sleep Mode Relawan 1 (Watt) | Sleep Mode Relawan 2 (Watt) | Sleep Mode Relawan 3 (Watt) | Rata-Rata (Watt) | Siklus |
|-----------------------------|-----------------------------|-----------------------------|------------------|--------|
| 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 1,26E-09 | 2,85E-10 | 1,51E-09 | 1,01922E-09 | 1 |
| 2,03E-09 | 5,08E-10 | 2,13E-09 | 1,55497E-09 | 2 |
| 3,12E-09 | 1,21E-09 | 4,41E-09 | 2,91194E-09 | 3 |

Tabel 4 Daya rata-rata sleep mode dengan regulator SMPS dari relawan pertama sampai ketiga

| Sleep Mode + Regulator Relawan 1 (Watt) | Sleep Mode + Regulator Relawan 2 (Watt) | Sleep Mode + Regulator Relawan 3 (Watt) | Rata-Rata (Watt) | Siklus |
|---|---|---|------------------|--------|
| 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 6,49E-11 | 1,44E-10 | 5,37E-10 | 2,49E-10 | 1 |
| 9,52E-11 | 1,80E-10 | 5,33E-10 | 2,69E-10 | 2 |
| 1,61E-10 | 5,40E-10 | 9,60E-10 | 5,54E-10 | 3 |



Gambar 9. Grafik akhir perbandingan daya rata-rata dari relawan pertama sampai ketiga

Berdasarkan hasil rata-rata variasi daya *output* terhadap banyaknya siklus dapat disimpulkan dengan melihat penurunan daya *output*. Perhitungan nilai didasari oleh seberapa besar tingkat *error*. Perbandingan dilakukan dengan mengamati tiap sesi pengukuran terhadap *benchmark*. Informasi yang didapatkan bahwa terjadi penurunan daya sebesar 23,3 % dan 24,3 % akan tetapi terdapat kenaikan daya sekitar 1,4 % dari *benchmark*. Jika dirata-rata penurunan daya terjadi sekitar 16,33% ketika menggunakan *sleep mode* dalam sistem. Informasi kedua yang didapatkan bahwa terjadi penurunan daya sebesar 91,6%, 90%, dan 86,6% dari *benchmark*. Jika dirata-rata penurunan daya terjadi sekitar 89,37% ketika menggunakan regulator SMPS *Buck Converter* 3,3 volt dalam sistem.

Informasi ketiga yang didapatkan bahwa terjadi penurunan daya sebesar 81,3%, 86,9%, dan 80,7% dari *benchmark*. Jika dirata-rata penurunan daya terjadi sekitar 82,97% ketika menggunakan regulator SMPS *Buck Converter* 3,3 volt dan *sleep mode* dalam sistem. Kesimpulan yang didapat dari pengujian yang direalisasikan dalam mendesain perangkat EMG bahwa terjadi penurunan daya. Penurunan ini masih jauh dari kata berhasil dikarenakan jika dibandingkan dengan pemakaian regulator saja maka *sleep mode* dengan menggunakan regulator akan terjadi selisih daya. Selisih daya tersebut direpresentasikan dalam persentase. Kondisi penurunan daya 6,4% lebih efektif jika menggunakan regulator saja. Akan tetapi jika melihat banyak data maka penggunaan *sleep mode* dapat memangkas sampling data yang lebih kecil. Seharusnya penggunaan *sleep mode* dan regulator secara bersama-sama akan mengakibatkan penurunan yang signifikan.

4. Kesimpulan

Hasil percobaan yang dilakukan dapat disimpulkan bahwa sistem perancangan sensor *electromyograph* dengan konsumsi daya rendah yang diusulkan belum berhasil menjawab tujuan dari penelitian. Karena :

1. Perancangan *power supply Buck Converter* dapat memberikan pengontrol tegangan dengan *output* tegangan yang didistribusi kedalam sistem sebesar 3.3 volt dan -3.3 volt. Sistem *Buck Converter* yang mengusung *mode switching* dapat memberikan dampak penurunan daya pada sistem sebesar 89,37% dengan efisiensi sangat baik sebesar 98,58%.
2. Penurunan daya menggunakan *buck converter* dan mengusung *sleep mode* pada sistem masih memiliki hasil yang kurang baik sebesar 82,97%. Dimana penurunan ini dibawah penurunan penggunaan *buck converter* saja tanpa *sleep mode*.
3. *Sleep mode* sendiri memiliki keunggulan dari segi sampling data yang lebih berkurang. Observasi yang dilakukan menggunakan *sleep mode* memiliki 134 jumlah data dalam satu detiknya. Sedangkan tanpa *sleep*

mode memiliki 148 jumlah data. Dimana pengolahan dilakukan dengan mengatur prescale ADC sebesar 128.

4. Sistem sensor *electromyograph* secara keseluruhan dapat merespon tegangan yang diberikan dari kondisi kontraksi dan relaksasi cukup baik.
5. Penggunaan FT232R sebagai komunikasi data memiliki kerugian dimana sumber tegangan *reference* untuk mikrokontroller yang berasal dari serial komunikasi berkisar 3,9 volt dimana seharusnya 5 volt. Jika penggunaan sumber tegangan menggunakan port USB dan ditambah sumber FT232R maka tegangan yang terbaca sekitar 4,97 volt. Jika penggunaan sumber tegangan *reference* berasal dari *port* USB maka tegangan terbaca sekitar 4,96 volt. Akan tetapi, jika menggunakan FT232R dan sumber tegangan baterai maka tegangan *referencenya* tidak stabil. Berdasarkan tingkat sumber tegangan *reference* yang baik dan tingkat keefektifan perangkat maka penggunaan *port* USB memiliki keunggulan lebih baik.

Daftar Pustaka:

- [1] H. J. Zhang, "Basic Concepts of Linear Regulator and Switching Mode Power Supplies," *Linear Technol. Appl. Note*, vol. 140, no. October, pp. 1–16, 2013.
- [2] P. K. Chan, G. A. Hanasusanto, H. B. Tan, and V. K. S. Ong, "A Micropower CMOS Amplifier for Portable Surface EMG Recording," vol. 0, pp. 490–493, 2006.
- [3] Syahrul, *Pemrograman Mikrokontroler AVR Bahasa Assembly dan C*, Pertama. Bandung: Informatika Bandung, 2014.
- [4] G. Pyhsics, "Mechanical Work," *Wikipedia Schools*, 2007. [Online]. Available: http://cs.mcgill.ca/~rwest/wikispeedia/wpcd/wp/m/Mechanical_work.htm. [Accessed: 31-May-2017].