

**BANTAL TERAPI SENDI OTOT DENGAN UDARA PANAS  
BERBASIS MIKROKONTROLER ATMEGA16**

**Naskah Publikasi**

Diajukan Kepada Universitas Muhammadiyah Yogyakarta untuk Memenuhi Sebagian  
Persyaratan Guna Memperoleh Gelar Ahli Madya (A.Md.)  
Program Studi D3 Teknik Elektromedik



Oleh :

**Lintang Dewi Parameswari**

**20153010061**

**PROGRAM STUDI D3 TEKNIK ELEKTROMEDIK  
PROGRAM VOKASI  
UNIVERSITAS MUHAMMADIYAH YOGYAKARTA  
2018**

**BANTAL TERAPI SENDI OTOT DENGAN UDARA PANAS  
BERBASIS MIKROKONTROLER ATMEGA16**

**Naskah Publikasi**

Diajukan Kepada Program Vokasi Universitas Muhammadiyah Yogyakarta untuk Memenuhi  
Sebagian Persyaratan Guna Memperoleh Gelar Ahli Madya (A.Md.)  
Program Studi D3 Teknik Elektromedik



Oleh :

**Lintang Dewi Parameswari**

**20153010061**

**PROGRAM STUDI D3 TEKNIK ELEKTROMEDIK  
PROGRAM VOKASI  
UNIVERSITAS MUHAMMADIYAH YOGYAKARTA  
2018**

# BANTAL TERAPI SENDI OTOT DENGAN UDARA PANAS BERBASIS MIKROKONTROLER ATMEGA16

Lintang Dewi P<sup>1</sup>, Tatiya Padang Tunggal, S.T. <sup>1</sup>, Bambang Giri Atmaja, S.S.T.<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Prodi D3 Teknik Elektromedik Program Vokasi

Universitas Muhammadiyah Yogyakarta

Jln. Brawijaya Tamantirto, Kasihan, Bantul-DIY, Indonesia 55183

Telp. (0274) 387656, Fax (0274) 387646

<sup>2</sup>Rumah Sakit Umum Daerah Wates Kabupaten Kulon Progo

[Lintang.dewi.2015@vokasi.umy.ac.id](mailto:Lintang.dewi.2015@vokasi.umy.ac.id), [tatiyapt@gmail.com](mailto:tatiyapt@gmail.com)

## INTISARI

Bantal terapi merupakan gabungan ilmu pengetahuan dan teknik ramuan kuno yang dapat bermanfaat menyembuhkan beberapa penyakit sendi dan menjaga kesehatan tubuh manusia. *Heater* pada bantal biasanya dipasang pada satu tempat yang sama dengan bantal sehingga dapat membahayakan pengguna apabila terjadi kerusakan pada *heater* dan langsung mengenai kulit pengguna, dan pada bantal pemanas yang lama tidak ditemukannya pengaman apabila terjadi kerusakan pada *heater*. Dirancangnya bantal terapi ini bertujuan untuk memberikan tingkat keamanan yang lebih pada bantal terapi dengan menggunakan heater yang terpisah dari bantal yang akan digunakan oleh pengguna dan pendeteksi suhu digunakan sensor suhu LM35, kemudian bantal ini diberi pengaturan waktu dan suhu untuk menyesuaikan kebutuhan pengguna. Setelah dilakukan uji coba, hasilnya bantal ini dapat bekerja dengan baik dan sensor LM35 dapat membaca suhu yang sesuai dengan pembanding.

---

Kata kunci: Bantal terapi, Udara panas, Keamanan

### 1. Pendahuluan

Kelelahan otot adalah suatu keadaan otot, dimana otot tidak dapat berkontraksi secara cepat dan kuat atau bahkan tidak dapat berkontraksi sama sekali. Kelelahan otot suatu saat pasti akan terjadi pada kita, terutama pada seseorang yang memiliki aktivitas fisik yang padat setiap harinya [1]. Kelelahan otot juga dapat diartikan suatu keadaan yang terjadi setelah kontraksi otot yang kuat dan lama, di mana otot tidak mampu lagi berkontraksi dalam jangka waktu tertentu. Kelelahan otot menunjuk pada suatu proses yang mendekati definisi fisiologik yang sebenarnya yaitu berkurangnya respons terhadap stimulasi yang sama. Kelelahan otot secara umum dapat dinilai berdasarkan persentase penurunan kekuatan otot, waktu pemulihan kelelahan otot, serta waktu yang diperlukan sampai terjadi kelelahan. Kelelahan dapat

diklasifikasikan menjadi kelelahan yang berlokasi di sistem saraf pusat yang dikenal dengan kelelahan pusat dan kelelahan yang berlokasi di luar sistem saraf pusat yang dikenal dengan kelelahan perifer [2].

Udara atau uap panas memiliki banyak kegunaan yaitu saat tubuh terkena uap atau udara hangat maka dapat membuat pori-pori kulit akan melebar sehingga memicu keluarnya keringat. Racun yang ada dalam tubuh nantinya akan keluar bersamaan dengan keringat, sehingga membuat kulit akan terasa segar dan lebih bersih. Selain itu uap atau udara panas berguna untuk meredakan nyeri sendi seperti arthritis, rematik, kram, udara panas dapat membuka pori-pori kulit sehingga meningkatkan sirkulasi darah dalam tubuh dan menyuplai oksigen pada darah sehingga mempercepat proses

persembuhan nyeri sendi dan menyegarkan kulit tubuh [3].

Bantal pemanas dapat menjadi solusi dari pemakai yang memiliki waktu padat pada aktivitasnya, sehingga dapat digunakan dimana saja sebagai *alternative* terapi yang dilakukan saat keadaan istirahat, sehingga proses terapi tidak perlu memakan waktu banyak. Umumnya, bantal pemanas yang sering dijumpai menggunakan mekanik lama yaitu dengan menggunakan *heater* yang diletakan jadi satu dengan bantal yang langsung mengenai kulit pengguna, sehingga apabila *heater* tersebut mengalami kerusakan sistem maka tingkat risikonya akan tinggi yang berdampak pada pengguna.

Umumnya alat terapi bantal pemanas sudah memiliki suhu panas dengan suhu yang konstan yang sudah diatur sedemikian rupa oleh pembuatnya, sehingga pengguna tidak dapat menentukan berapa suhu yang dibutuhkan. Bantal pemanas yang digunakan sebelumnya juga belum dilengkapi dengan pengaturan suhu sehingga pengguna tidak dapat mengetahui berapa lama waktu yang harus dilakukan untuk terapi. Tidak jarang pengguna memiliki kulit yang *sensitive* terhadap panas yang berlebih pada umumnya, dan tak jarang pengguna memiliki jenis kulit yang kuat sehingga membutuhkan panas yang lebih pada suhu yang umumnya. Hal itu memotivasi penulis untuk merancang suatu alat terapi bantal pemanas dengan menggunakan sistem udara panas dengan setting suhu untuk menentukan dosis yang baik dan aman bagi pengguna karena sudah sesuai dengan (*standard operating procedure*) SOP fisioterapi.

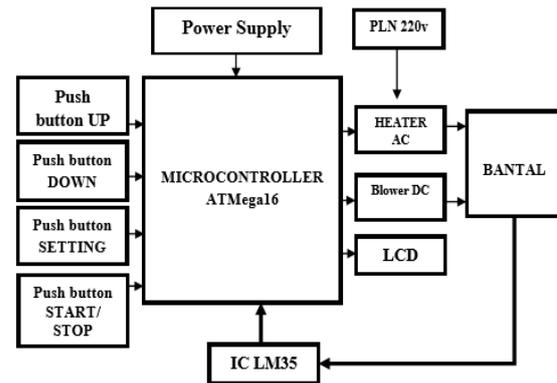
## 2. Metode Penelitian

### 2.1 Metode Perancangan

Pada perancangan perangkat keras bantal terapi ini, terdapat *Minimumsistem* dan sensor LM35. Sensor LM35 digunakan untuk mengukur suhu yang terdapat pada bantal terapi yang digunakan. Ketika suhu pada LM35 sudah terpenuhi, maka modul pemanas akan mati

dan ketika suhu mulai turun dan berada dibawah suhu yang diatur maka modul akan hidup kembali. Pengaturan suhu yang terdapat pada alat ini yaitu 40°C dan 43°C. Pada bantal terapi ini digunakan mikrokontroler ATmega16 sebagai control kerja modul secara keseluruhan.

Gambar 2.1 menunjukkan blok diagram alat bantal terapi ini:

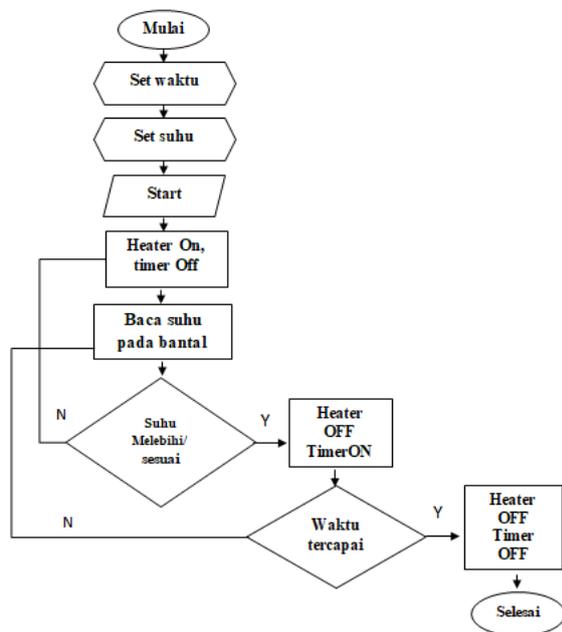


Gambar 2.1 Blok Diagram

Pada saat pertama kali alat dihidupkan, terdapat rangkaian *power supply* yang berfungsi untuk memberikan tegangan serta arus listrik ke seluruh rangkaian. Untuk menentukan pilihan suhu dan waktu, kenaikan atau penurunan ditentukan dengan menggunakan tombol *up* dan *down* dengan pilihan suhu 40°C dan 43°C dan untuk mengubah pemilihan suhu ke pemilihan waktu menggunakan tombol *setting* dan pemilihan waktu ditentukan dengan menggunakan tombol *up* dan *down* dengan pilihan waktu selama 5 menit, 10 menit, 15 menit, dan 20 menit. Pemilihan suhu dan waktu akan ditampilkan pada *display* LCD. Kemudian setelah pemilihan selesai tekan tombol *start* untuk memulai jalannya terapi. Mikrokontroler akan mengirimkan data yang sudah diatur untuk menyalakan *heater* dan IC LM35. Ketika tombol *start* ditekan, *heater* akan menyala dan *blower* akan menghembuskan udara panas yang akan di hantarkan melewati selang, kemudian udara panas akan keluar melalui celah-celah bantal. Pada saat suhu

melebihi batas, *heater* otomatis akan mati dan ketika suhu turun dan sesuai dengan suhu yang telah dipilih maka heater akan menyala kembali sehingga suhu yang diterima oleh kulit tubuh tidak berlebih dan membahayakan pasien. Ketika waktu terapi sudah selesai, maka *heater* dan *blower* akan otomatis berhenti. Dalam minimum sistem ATmega16 diisi program menggunakan bahasa C, program ini lah yang mengatur semua kerja dari seluruh blok pada Gambar 2.1.

Diagram alir pada bantal terapi ini dapat dilihat pada Gambar 2.2 :



Gambar 2.2 Diagram Alir Alat yang Dibuat

Berdasarkan Gambar 2.2 Diagram alir dapat dijelaskan alur kerja alat sebagai berikut. Ketika tombol *start* sudah ditekan, maka *heater*, *blower*, dan *timer* mulai aktif. Panas akan dihembuskan ke bantal dengan suhu yang sudah di sesuaikan. Ketika proses waktu berjalan, sensor suhu akan membaca suhu yang masuk ke bantal, ketika suhu melebihi batas, *heater* akan mati, dan saat suhu kembali turun dan sudah dibawah batas yang ditentukan, *heater* akan menyala kembali. Setelah waktu sudah tercapai *heater*, *blower* dan *timer* akan mati yang menandakan bahwa

proses telah selesai dan alat akan berhenti bekerja.

## 2.2 Metode Pengujian dan Analisis

Proses pengujian suhu pada bantal ini dilakukan di Laboratorium Teknik Elektromedik UMY. Pengujian dilakukan pada suhu dan timer yang terdapat pada alat. Pengujian timer menggunakan alat pembanding *stopwatch* dengan waktu yang dibandingkan 300 detik, 600 detik, 900 detik, dan 1200 detik. Untuk pengujian suhu LM35 pada bantal ini menggunakan alat pembanding berupa digital panel meter (DPM). Suhu yang dibandingkan yaitu suhu 40°C dan 43°C sesuai dengan pemilihan suhu yang ada pada bantal ini.

Metode pengujian dilakukan dengan cara menentukan pilihan suhu terlebih dahulu yaitu 40°C kemudian mengukur suhu yang terbaca pada bantal yang diukur dengan sensor suhu LM35 kemudian dibandingkan dengan alat DPM. Demikian juga pada suhu selanjutnya yaitu pada pengaturan suhu 43°C proses pengukuran yang sama. Masing-masing pengujian dilakukan pengujian sebanyak 30 kali. Kemudian pengujian waktu dilakukan dengan menyamakan waktu pada modul TA dengan *stopwatch* sesuai dengan pengaturan pemilihan mode timer pada modul TA yaitu 5, 10, 15, dan 20 menit.

Metode analisis pada penelitian adalah dengan menggunakan teknik analisis perhitungan rata-rata, absolut dan nilai presentase kesalahan.

## 3. Hasil Penelitian dan Pembahasan

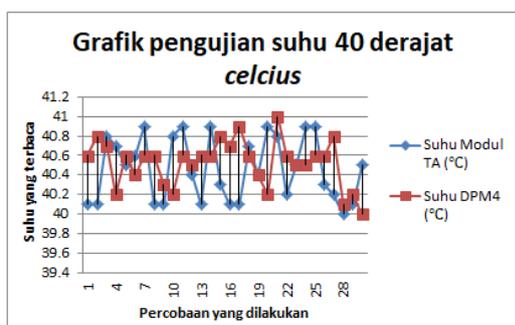
Pengujian kinerja alat dilakukan di Lab. Elektromedik Universitas Muhammadiyah Yogyakarta dengan menggunakan *stopwatch* dan Digital Pressure Meter (DPM4). Suhu yang diuji yaitu 40°C dan 43°C dengan pengaturan waktu 300 detik, 600 detik, 900 detik, dan 1200 detik.

a. Hasil Pengukuran Suhu 40°C.

Tabel 3.1 Perbandingan Suhu Alat dan Suhu Pembanding (DPM4).

NO	Suhu Modul TA (°C)	Suhu DPM4(°C)	Error	Presentase Error (%)
1	40,1	40,6	0,5	1,25
2	40,1	40,6	0,5	1,25
3	40,8	40,7	0,1	0,25
4	40,7	41,2	0,5	1,25
5	40,5	40,6	0,1	0,25
6	40,1	40,0	0,1	0,25
7	40,9	40,6	0,2	0,5
8	40,1	40,6	0,5	1,25
9	40,1	40,3	0,2	0,5
10	40,4	40,1	0,3	1,5
11	40,9	40,6	0,3	0,75
12	40,4	40,5	0,1	0,25
13	40,1	40,6	0,5	1,25
14	40,9	40,6	0,3	0,75
15	40,3	40,5	0,2	1,25
16	40,1	40,7	0,6	1,50
17	40,1	40,6	0,5	1,25
18	40,7	40,6	0,1	0,25
19	40,4	40,4	0	0
20	40,9	40,2	0,7	1,75
21	40,8	41,0	0,2	0,50
22	40,2	40,6	0,4	1,00
23	40,5	40,5	0	0
24	40,9	40,5	0,4	1,00
25	40,9	40,6	0,3	0,75
26	40,3	40,6	0,3	0,75
27	40,2	40,8	0,4	1,00
28	40,0	40,1	0,1	0,25
29	40,1	40,2	0,1	0,25
30	40,5	40,0	0	0
Rata-rata suhu			40,45	
Rata-rata error			0,45	
Presentase error (%)			1,12%	

Berdasarkan Tabel 3.1, pada saat suhu di *setting* 40°C, dapat dilihat suhu pada modul TA hampir sama dengan suhu yang terbaca pada DPM4. Suhu rata-rata masih berada pada 40 derajat, hanya berbeda pada angka dibelakang koma yang masih masuk kedalam toleransi karena kesalahan dibawah 0,5 derajat *celcius*. Gambar 3.1 menunjukkan grafik dari pengujian suhu 40°C :



Gambar 3.1 Grafik Pengujian Alat Pada Suhu 40°C

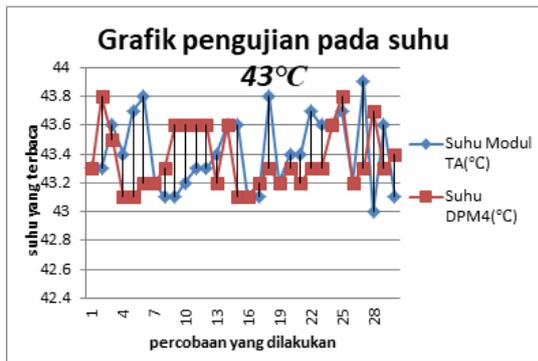
Pada grafik 3.1 Pada Gambar 4.3 menunjukkan grafik dari pengujian suhu 40 derajat, dapat dilihat suhu pada modul TA hampir sama dengan suhu yang terbaca pada DPM4. Suhu rata-rata masih berada pada 40 derajat, hanya berbeda pada angka dibelakang koma yang masih masuk kedalam toleransi karena kesalahan dibawah 0,5 derajat *celcius*.

b. Hasil Pengukuran Suhu 43°C.

Tabel 3.2 Perbandingan Suhu Alat dan Suhu Pembanding (DPM4).

NO	Suhu Modul TA (°C)	Suhu DPM4 (°C)	Error	Presentase Error (%)
1	43,3	43,3	0	0%
2	43,3	43,8	0,5	1,16
3	43,6	43,5	0,1	0,23
4	43,4	43,1	0,3	0,69
5	43,7	43,1	0,6	1,39
6	43,8	43,2	0,6	1,39
7	43,2	43,2	0	0
8	43,1	43,3	0,2	0,46
9	43,1	43,6	0,5	1,16
10	43,2	43,6	0,4	0,93
11	43,3	43,6	0,3	0,69
12	43,3	43,6	0,3	0,69
13	43,4	43,2	0,2	0,46
14	43,6	43,6	0	0
15	43,6	43,1	0,5	1,16
16	43,1	43,1	0	0
17	43,1	43,2	0,1	0,23
18	43,8	43,3	0,5	1,16
19	43,2	43,2	0	0
20	43,4	43,3	0,1	0,23
21	43,4	43,2	0,2	0,46
22	43,7	43,3	0,4	0,93
23	43,6	43,3	0,3	0,69
24	43,6	43,6	0	0
25	43,7	43,8	0,1	0,23
26	43,2	42,5	0,3	0,69
27	43,9	43,3	0,7	1,62
28	43,0	43,7	0,7	1,62
29	43,2	43,6	0,4	0,93
30	43,7	43,4	0,3	0,69
Rata-Rata Suhu Modul TA			43,35	
Error			0,35	
Presentase kesalahan (%)			0,81%	

Berdasarkan Tabel 3.2 , Pada saat suhu di *setting* 43°C, rata-rata yang didapat dari 30 kali pengambilan data yaitu 43,35°C, kemudian memiliki *error* sebesar 0,35 dengan nilai presentase *error* 0,81%. Nilai toleransi sensor suhu LM35 adalah 0,5 derajat, jadi hasil data pengukuran masih berada di batas toleransi. Grafik pengujian pada suhu 43°C dapat dilihat pada Gambar 3.2 :



Gambar 3.2 Grafik Pengujian Alat Pada Suhu 43°C

Pada Gambar 3.2 menunjukkan grafik dari pengujian suhu 43 derajat, dapat dilihat suhu pada modul TA hampir sama dengan suhu yang terbaca pada DPM4. Suhu rata-rata masih berada pada 43 derajat, hanya berbeda pada angka dibelakang koma yang masih masuk kedalam toleransi karena kesalahan dibawah 0,5 derajat *celcius*.

c. Hasil Pengukuran Timer 300 Detik  
Tabel 3.3 Pengukuran Timer Waktu 300 Detik.

No	Data Timer (Detik)	Error	Presentase Error (%)
1	300 detik	0	0
2	300 detik	0	0
3	300 detik	0	0
4	301 detik	1	0,33
5	300 detik	0	0
6	301 detik	1	0,33
7	301 detik	1	0,33
8	300 detik	0	0
9	300 detik	0	1
10	301 detik	1	0,33
11	301 detik	1	0,33
12	300 detik	0	0
13	300 detik	0	0
14	300 detik	0	0
15	301 detik	1	0,33
16	300 detik	0	0
17	301 detik	1	0,33
18	300 detik	0	0
19	300 detik	0	0
20	300 detik	0	0
21	300 detik	0	0
22	300 detik	0	0
23	300 detik	0	0
24	301 detik	1	0,33
25	300 detik	0	0
26	300 detik	0	0
27	301 detik	1	0,33
28	300 detik	0	0
29	300 detik	0	0
30	300 detik	0	0
Rata-rata		300,3 detik	
Error		0,3	
Presentase error (%)		0,01%	

Dari hasil Tabel 3.3, pengukuran timer dengan waktu 300 detik didapatkan rata-rata yaitu 300,3 detik, kemudian memiliki *error* sebesar 0,3 dan presentase *error* 0,01%. Hasil data pengukuran masih berada di batas toleransi karena memiliki presentase *error* yang masih berada di dibawah toleransi yaitu 5%.

d. Hasil Pengukuran Timer 600 Detik.  
Tabel 3.4 Pengukuran Timer Waktu 600 Detik.

No	Data Timer (Detik)	Error	Presentase Error (%)
1	601 detik	1	0,16
2	598 detik	2	0,33
3	600 detik	0	0
4	600 detik	0	0
5	600 detik	0	0
6	601 detik	1	0,16
7	600 detik	0	0
8	601 detik	1	0,16
9	601 detik	1	0,16
10	600 detik	0	0
11	600 detik	0	0
12	601 detik	1	0,16
14	600 detik	0	0
15	600 detik	0	0
16	601 detik	1	0,16
17	600 detik	0	0
18	600 detik	0	0
19	600 detik	0	0
20	600 detik	0	0
21	601 detik	1	0,16
22	600 detik	0	0
23	600 detik	0	0
24	601 detik	1	0,16
25	601 detik	1	0,16
26	600 detik	0	0
27	601 detik	1	0,16
28	600 detik	0	0
29	601 detik	1	0,16
30	600 detik	0	0
Rata-rata		600,3 detik	
Error		0,3	
Presentase error (%)		0,05%	

Dari hasil Tabel 3.4, pengukuran timer dengan waktu 600 detik didapatkan rata-rata yaitu 600,3 detik, kemudian memiliki *error* sebesar 0,3 dan presentase *error* 0,05%. Hasil data pengukuran masih berada di batas toleransi karena memiliki presentase *error* yang masih berada di dibawah toleransi yaitu 5%.

e. Hasil Pengukuran Timer 900 Detik  
Tabel 3.5 Pengukuran Timer Waktu 900 Detik.

No	Data Timer (Detik)	Error	Presentase Error (%)
1	900 detik	0	0
2	901 detik	1	0,11
3	900 detik	0	0
4	902 detik	2	0,22
5	901 detik	1	0,11
6	900 detik	0	0
7	901 detik	1	0,11
8	902 detik	2	0,22
9	901 detik	1	0,11
10	900 detik	0	0
11	900 detik	0	0
12	900 detik	0	0
13	901 detik	1	0,11
14	901 detik	1	0,11
15	900 detik	0	0
16	901 detik	1	0,11
17	900 detik	0	0
18	900 detik	0	0
19	901 detik	1	0,11
20	900 detik	0	0
21	901 detik	1	0,11
22	902 detik	2	0,22
23	900 detik	0	0
24	900 detik	0	0
25	901 detik	1	0,11
26	900 detik	0	0
27	901 detik	1	0,11
28	900 detik	0	0
29	900 detik	0	0
30	900 detik	0	0
Rata-rata			900,5
Error			0,5
Presentase error (%)			0,05%

Dari hasil Tabel 3.5, pengukuran timer pada modul TA dan timer *stopwatch* dengan waktu 900 detik didapatkan rata-rata yaitu 900,5 detik, kemudian memiliki *error* 0,5 dan presentase *error* 0,5%. Hasil data pengukuran masih berada di batas toleransi karena memiliki presentase *error* yang masih berada di dibawah toleransi yaitu 5%.

f. Hasil Pengukuran Timer 1200 Detik  
Tabel 3.6 Pengukuran Timer Waktu 1200 Detik.

No	Data Timer (Detik)	Error	Presentase Error (%)
1	1200	0	0
2	1202	2	0,16
3	1201	1	0,08
4	1200	0	0
5	1200	0	0
6	1202	2	0,16
7	1200	0	0
8	1200	0	0
9	1201	1	0,08
10	1200	0	0

No	Data Timer (Detik)	Error	Presentase Error (%)
11	1201	1	0,08
12	1200	0	0
13	1201	1	0,08
14	1200	0	0
15	1201	1	0,08
16	1202	2	0,16
17	1200	0	0
18	1200	0	0
19	1201	1	0,08
20	1200	0	0
21	1202	2	0,16
22	1201	1	0,08
23	1200	0	0
24	1200	0	0
25	1200	0	0
26	1201	1	0,08
27	1200	0	0
28	1200	0	0
29	1201	1	0,08
30	1202	2	0,16
Rata-rata			1200,6
Error			0,6
Presentase error (%)			0,05%

Dari hasil Tabel 3.6, pengukuran timer pada modul TA dan timer *stopwatch* dengan waktu 1200 detik didapatkan rata-rata yaitu 1200,6 detik, kemudian memiliki *error* sebesar 0,6 dan presentase *error* 0,05%. Hasil data pengukuran masih berada di batas toleransi karena memiliki presentase *error* yang masih berada di dibawah toleransi yaitu 5%.

g. Pengukuran Kebisingan Alat dengan *Sound Level Meter*.

Tabel 3.7 Pengukuran Kebisingan Alat dengan *Sound Level Meter*.

No	Letak pengukuran	Kebisingan
1	Box alat	71,2 db
2	Selang penghantar udara panas	67,6 db
3	Bantal	65,4 db

Dari hasil Tabel 3.7, diperoleh data kebisingan sebesar 71,2 db pada box alat, 67,6 db pada selang penghantar, dan 65,4 db pada bantal. Hasil pengukuran masih di batas aman dan dapat digunakan karena kebisingan yang dihasilkan masih dibawah toleransi yaitu 82 desibel.

#### 4. Kesimpulan

Setelah melakukan proses pembuatan, percobaan, pengujian alat dan

pendataan, dapat menyimpulkan bahwa alat dapat berjalan dengan baik dan sesuai dengan harapan, yaitu :

1. Setelah dilakukan pengujian dan pengukuran, pada suhu 40 dan 43 derajat *celsius* didapatkan data dengan rata-rata *error* sebesar 0,57 derajat dengan rata-rata presentase *error* 1,5%. Hasil data pengukuran masih berada di batas toleransi karena kesalahan masih berada dibawah 5%.
2. Hasil pembacaan pengaturan waktu 300, 600, 900, dan 1200 detik didapatkan data dengan rata-rata *error* sebesar 0,4 dengan presentase kesalahan 0,04%. Hasil data pengukuran masih berada di batas toleransi karena kesalahan masih berada dibawah 5%.
3. Hasil pengukuran kebisingan yang dihasilkan alat didapatkan rata-rata sebesar 68,06 desibel, hasil pengukuran ini masih berada dibatas aman dan dapat digunakan karena kebisingan masih dalam batas toleransi yaitu 82 desibel [4].

#### Daftar Pustaka

- [1] Venoumous, “Kelelahan Otot,” 2010. [Online]. Available: <https://venomous12seven.wordpress.com/2010/04/09/kelelahan-otot/>. [Accessed: 24-Oct-2018].
- [2] Yermei, “Pengertian Kelelahan Otot,” 2012. [Online]. Available: <http://yermei.blogspot.com/2012/09/kelelahan-otot-fatigue.html>. [Accessed: 24-Oct-2018].
- [3] Sugeng, “6 Manfaat Terapi Uap Untuk Kesehatan Tubuh,” 2016. [Online]. Available: <http://jenis2-penyakit.blogspot.co.id/2014/09/6-manfaat-terapi-uap-sauna-untuk.html>. [Accessed: 21-Jun-2018].
- [4] Buchari, “Ambang Batas kebisingan pada manusia,” 2007. [Online]. Available: <http://library.usu.ac.id/download/ft/07002749.pdf>.
- [5] T. Akhir, A. Mahaersi, P. Studi, and P. M. Yogyakarta, “BANTAL TERAPI PANAS MENGGUNAKAN SENSOR SUHU DAN TIMER PENGENDALI BERBASIS MIKROKONTROLER ATmega16 SUHU DAN TIMER PENGENDALI BERBASIS.” 2016.
- [6] Y. Basilia, “KOMPRES PANAS METODE KEBIDANAN,” 2015. [Online]. Available: <http://metode-metode-kebidanan.blogspot.co.id/2015/04/makalah-kompres-panashangat-pada-tubuh.html>. [Accessed: 20-Dec-2017].
- [7] A. YULIASTRI, “Pengaruh kompres panas dan kompres dingin terhadap pengurangan nyeri pada,” pp. 7–8, 2012.
- [8] A. Miyamy, “TERAPI KOMPRES HANGAT,” 2015. [Online]. Available: <http://miyamykesehatankita29.blogspot.co.id/2015/04/terapi-kompres-hangat.html>. [Accessed: 17-Apr-2018].
- [9] C. Joyce Young Johnson, PhD, RN, *PROSEDUR PERAAWATAN DIRUMAH*, Edisi ke 3. Jakarta, 2009.
- [10] L. Gunarta, “Sensor suhu lm 35,” *Artikel Teknik Elektro*, 2011. [Online]. Available: <http://teknikelektro.org/sensor-suhu-lm35/>. [Accessed: 20-Jul-2018].
- [11] Inung Wijayanto, “Mikrokontroler AVR ATmega16,” 2014. [Online]. Available: <https://iwijayanto.staff.telkomuniversity.ac.id/mikrokontroler-atmel-avr-atmega-16/>. [Accessed: 20-Jul-2018].

- 2018].
- [12] A. R. Hidayati, “Mikro Kontroler Atmega 16,” 2015. [Online]. Available: <http://alifiyahrohmatulhidayati.blogspot.com/2015/01/arsitektur-atmega16.html>. [Accessed: 05-Nov-2018].
- [13] Anonim, “Pengendali / Kontroler LCD (Liquid Cristal Display),” 2012. [Online]. Available: <http://elektronika-dasar.web.id/lcd-liquid-cristal-display/>. [Accessed: 07-Mar-2018].
- [14] T. DERMANTO, “Gambar 2.9 pushbutton switch,” 2014. [Online]. Available: <http://trikueni-desain-sistem.blogspot.co.id/2014/04/Pengertian-Push-Button.html>. [Accessed: 20-Jul-2018].
- [15] B. ROHMATTULLAH, “Macam-macam Catu Daya,” 2015. [Online]. Available: <http://rohmatullah.student.telkomuni-versity.ac.id/pengertian-dan-fungsi-catu-daya-secara-umum/>. [Accessed: 29-Dec-2017].
- [16] R. product manufacturer and Distributor, “silikon karet,” 2012. [Online]. Available: <http://www.basisrubber.com/id/karet-lembaran.html>. [Accessed: 20-Dec-2018].
- [17] R. L. Sharder, *KOMUNIKASI ELEKTRONIKA*, Edisi ke 5. Jakarta: ERLANGGA, 1989.
- [18] O. BISHOP, *DASAR-DASAR ELEKTRONIKA*, Edisi 4. Jakarta: PT. Gelora Aksara Pratama, 2004.