



# Functional Electrical Stimulation dengan Pulsa Biphasic Untuk Membantu Fungsi Ekstremitas Atas Pasien Pasca Stroke

Deny Arifianto\*<sup>1</sup>, Karina Ais Mardika Limassari<sup>2</sup>, Khusnul Ain<sup>3</sup>,  
Suryani Dyah Astuti<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Departemen Teknik, Fakultas Vokasi, Universitas Airlangga, Surabaya, 60286

<sup>2</sup>Teknik Biomedis Departemen Fisika Fakultas Sains dan Teknologi Universitas Airlangga  
Surabaya, 60115

<sup>3</sup>Departemen Fisika Fakultas Sains dan Teknologi Universitas Airlangga Surabaya, 60115

\*<sup>1</sup>e-mail : [deny-a@vokasi.unair.ac.id](mailto:deny-a@vokasi.unair.ac.id)

<sup>2</sup>e-mail : [karina@gmail.com](mailto:karina@gmail.com)

<sup>3</sup>e-mail : [k\\_ain@fst.unair.ac.id](mailto:k_ain@fst.unair.ac.id)

<sup>4</sup>e-mail : [suryanidyah@fst.unair.ac.id](mailto:suryanidyah@fst.unair.ac.id)

## Abstract

Stroke or nerve function disorders caused by disruption of blood flow to the brain that arises suddenly or quickly with symptoms or signs that correspond to the affected area. One of the post-stroke rehabilitation using electrical stimulation, also known as an electro stimulator. This study aims to design Functional electrical stimulation (FES), which aims to stimulate the peripheral nervous system with biphasic pulses. Stimulation for patients with MMT 1 was optimal at a frequency of 22-30 Hz. In post-stroke patients with MMT inclusion characteristics 0-3, a minimum voltage, frequency and pulse width value of 200 Vp, 22 Hz, and 20 s is required with a power of 0.00146 Watt. Studies have shown that this electro stimulator device had good accuracy and has high peak voltage values and low effective current. It can be considered because it provides comfort and safety for medical therapy equipment.

**Keywords:** Electro Stimulator, FES, Biphasic pulse spike, health care

## Abstrak

Stroke atau Gangguan fungsi saraf yang disebabkan oleh gangguan aliran darah ke otak yang timbul secara mendadak atau secara cepat dengan gejala atau tanda yang sesuai dengan daerah yang terganggu. Salah satu rehabilitasi pasca stroke dengan menggunakan stimulasi listrik yang dikenal juga sebagai elektrostimulator. Penelitian ini bertujuan untuk mendesain Functional electrical stimulation (FES) yang bertujuan untuk merangsang sistem saraf perifer dengan pulsa biphasic. Pemberian stimulasi untuk naracoba pasien dengan MMT 1 mencapai optimal pada frekuensi 22-30 Hz. Pada naracoba pasien pasca stroke dengan karakteristik inklusi MMT 0-3 dibutuhkan nilai tegangan, frekuensi dan lebar pulsa minimal sebesar 200 Vp, 22 Hz, dan 20  $\mu$ s dengan daya 0.00146 Watt. Studi yang telah dilakukan menunjukkan bahwa alat elektrostimulator yang diwujudkan memiliki akurasi yang baik dan memiliki keuntungan di nilai tegangan puncak yang tinggi dan arus efektif yang rendah, sehingga dapat dipertimbangkan karena memberikan kenyamanan dan keamanan pada peralatan terapi medis.

**Kata Kunci:** Elektro stimulator, FES, pulsa bifasik

## 1. PENDAHULUAN

*Cerebrovascular Disease* atau *Stroke* ( istilah yang tidak tepat ) atau dalam bahasa Indonesia gangguan peredaran darah otak ( GPDO ) adalah gangguan fungsi saraf yang disebabkan oleh gangguan aliran darah ke otak yang timbul secara mendadak atau secara cepat dengan gejala atau tanda

yang sesuai dengan daerah yang terganggu. Menurut WHO (2012), diperkirakan setiap tahun di Indonesia terjadi 500.000 penduduk terkena serangan stroke, dan sekitar 25% atau 125.000 orang meninggal dan sisanya mengalami cacat ringan atau berat. Indonesia merupakan negara dengan jumlah penderita stroke terbesar di Asia,

© (2021) Sekolah Pascasarjana Universitas Airlangga, Indonesia  
sehingga perlu pelayanan kesehatan yang memadai.

Mayoritas kecacatan jangka panjang akibat stroke adalah keterbatasan penggunaan lengan. Dilaporkan dari beberapa penelitian 65% individu stroke tidak dapat menggunakan fungsi ekstremitas atas dalam kehidupan sehari-hari (Lum et al., 2009). Tingkat kecacatan pasca stroke berbeda tergantung pada klasifikasi jenis stroke yang dialami. Salah satu indikator pengukuran kecacatan stroke terhadap fungsi gerak dapat diukur dengan menggunakan manual muscle testing (MMT) dengan range 0-5 (Conable, 2011). Berdasarkan hal tersebut, pasien stroke saat ini umumnya masih dalam usia yang memiliki produktifitas tinggi sehingga dibutuhkan alat bantu rehabilitasi pasca stroke. Salah satu rehabilitasi pasca stroke dengan menggunakan stimulasi listrik yang dikenal juga sebagai elektrostimulator

*Functional electrical stimulation* (FES) adalah *Electrical Stimulation* yang merangsang sistem saraf perifer untuk tujuan memberikan bantuan dinamis dalam kegiatan fungsional, seperti berjalan atau fungsi ekstremitas atas dan juga bertujuan untuk menginduksi kontraksi otot. Implementasi stimulator dapat dijadikan stimulator tanam dan perangkat eksternal. Untuk perangkat eksternal, sinyal merangsang menembus ke saraf target melalui elektroda pada permukaan kulit manusia dengan cara pulsa monofasik atau pulsa bifasik. Huerta et al. (2012). Transfer pulsa monofasik merangsang pembentukan tegangan untuk saraf dalam periode pulsa yang sangat singkat, sehingga memerlukan waktu yang lama dan dapat menyebabkan kelelahan otot.

Berdasarkan kajian Biofisika Unair, di pasaran telah banyak produk elektrostimulator yang tidak menggunakan stabilizer, sehingga apabila intensitas diubah maka frekuensinya juga berubah. Pada kondisi tersebut jelas membahayakan bagi pasien, karena meningat sumber arus PLN yang naik dan turun sehingga besarnya intensitas yang diberikan sangat

berpengaruh terhadap efektivitas terapi yang dilakukan.

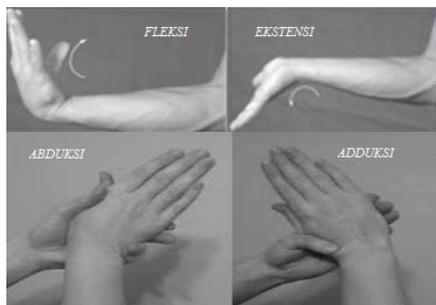
Huerta et al. (2012) (dalam Tamtrakarn, 2015) menyebutkan bahwa implementasi stimulator dapat dijadikan stimulator tanam dan perangkat eksternal. Untuk perangkat eksternal, sinyal merangsang menembus ke saraf target melalui elektroda pada permukaan kulit manusia dengan cara pulsa monofasik atau pulsa bifasik. Penelitian Philip et al. (1998) dan Simcox et al. (2004) menunjukkan bahwa pola pulsa frekuensi sekitar 20-100Hz dengan lebar pulsa dari 25-800 $\mu$ s cukup baik sebagai pola FES. Pada stimulator pulsa yang memungkinkan adalah dengan amplitudo di antara 5mA-100mA (McNulty et al., 2009). Sedangkan parameter electrical stimulation menurut Cheng et al. (2004) terkait batas tegangan puncak yang dibutuhkan untuk menghasilkan kontraksi yaitu 20-200Vp.

Dasar yang menjadi acuan pada penelitian ini adalah penelitian yang dilakukan oleh Addawiyah (2015) yaitu rancang bangun FES untuk membantu fungsi ekstremitas atas penderita stroke dengan menggunakan gelombang *monophasic square*. Penelitian yang telah dilakukan tersebut mampu memberikan efek positif sesuai dengan tujuan perancangan, namun berdasarkan teori yang ada, gelombang *spike* diyakini lebih baik atau lebih nyaman digunakan untuk terapi pasien daripada gelombang *square*. FES yang akan dirancang pada penelitian ini akan lebih difokuskan untuk mengembalikan fungsional ekstremitas atas. Hal tersebut dilakukan karena tujuan perancangan FES ini adalah sebagai alat bantu rehabilitasi pasca stroke yang diharapkan lebih unggul dan mudah dibawa (*portable*), dengan menggunakan gelombang *biphasic spike* berbasis Arduino Uno membantu fungsi ekstremitas atas pada penderita pasca stroke.

## 2.1 Ekstremitas Atas

Ekstremitas atas merupakan fungsional gerak atas yang terdiri dari

pundak, siku, pergelangan tangan dan tangan. Menurut Floyd (2007) gerakan pergelangan tangan dibagi menjadi empat gerakan: fleksi, ekstensi, abduksi dan adduksi, seperti pada gambar 2.1 Gerakan yang dipilih adalah gerakan fleksi yang dipengaruhi oleh tiga otot: flexor carpi radialis, flexor carpi ulnaris dan Palmaris longus

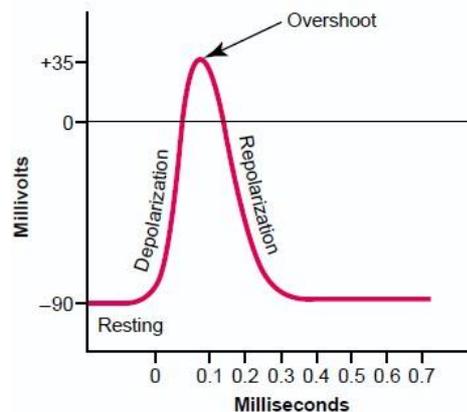


**Gambar. 2.1.** Gerakan Pergelangan Tangan (Floyd, 2007)

### 2.1.1 Potensial Aksi Motor Unit

Stimulus saraf terbagi menjadi tiga fase: fase istirahat, depolarisasi, dan repolarisasi sebagaimana ditunjukkan pada Gambar 2.2. Potensial membrane istirahat adalah keadaan dimana beda potensial antara didalam dan diluar sel stabil (tidak tereksitasi). Pada keadaan potensial membran istirahat, beda potensial membran dalam dan luar berada pada range nilai -80mV hingga -90mV. Beda potensial tersebut disebabkan oleh perbedaan konsentrasi ionik antara membran dalam dan luar. Diluar sel, konsentrasi Na<sup>+</sup> lebih tinggi, sedangkan didalam sel, konsentrasi K<sup>+</sup> lebih tinggi (Lopez, 2012).

Depolarisasi terjadi pada saat beda potensial antara ekstrasel dan intrasel mengalami perubahan.. Aktivasi voltage-gated sodium channel terjadi ketika potensial membran menjadi lebih tidak negatif dari keadaan istirahat yaitu pada saat beda potensial naik menjadi -70 hingga -50mV. Hal tersebut akan membuka voltage-gated sodium channel dan meningkatkan permeabilitas membran terhadap ion sodium sebesar 500-5000 lipat (Guyton dan Hall, 2006).



**Gambar 2.2** Fase stimulus syaraf

Potensial aksi pada saraf tidak akan terjadi selama beda potensial tidak terdistribusi merata sepanjang membran. Potensial membran yang dibutuhkan untuk mencapai potensial aksi adalah 15-30mV. Repolarisasi adalah kondisi dimana kanal sodium tertutup dan kanal potassium terbuka sehingga ion K<sup>+</sup> keluar melintasi membran.

### 2.1.2 Gangguan Ekstremitas Atas pada Penderita Stroke

Cedera otak, termasuk stroke menghasilkan ketidakseimbangan impuls penghambatan dan rangsang yang mengarah ke gejala neuron motorik atas. Lokasi dan luasnya lesi mengakibatkan gejala dan tingkat keparahan kejang berbeda-beda pada tiap pasien (Ward AB, 2012). Efek fisik setelah stroke diantaranya: kelemahan otot, drop foot, stamina, rasa sakit, dan spasticity.

Kelemahan otot umumnya terjadi pada satu bagian tubuh atau disebut hemiparesis. Hemiparesis disebabkan oleh perubahan fisiologi yang terjadi pada saraf dan otot. perubahan fisiologi yang terjadi diantaranya: penurunan jumlah satuan saraf motor, perubahan pada konduksi saraf tepi, dan perubahan pada morfologi dan sifat mekanik otot (Bourbonnais, 1989).

*Spasticity* atau kekejangan otot paska stroke terjadi akibat ketidaksinambungan atau disintegrasi antara respon motor dan input sensorik yang mengarah ke eksitasi berlebih dari

sistem saraf pusat. Timbulnya *spasticity* berkaitan dengan reorganisasi neuronal setelah lesi otak. Hasil reorganisasi neuronal patologis ini dapat meningkatkan aktivitas pada otot dan respon refleks yang berlebihan terhadap stimulasi perifer. Kekakuan otot mengakibatkan penderita pasca stroke mengalami kesulitan dalam melakukan aktivitas sehari-hari. Kekakuan otot juga dapat menyebabkan rasa sakit, ankilosis, *tendon retraction*, atau kelemahan otot pada pasien yang dapat menjadi hambatan potensi keberhasilan rehabilitasi (Thibaut *et al*,2013).

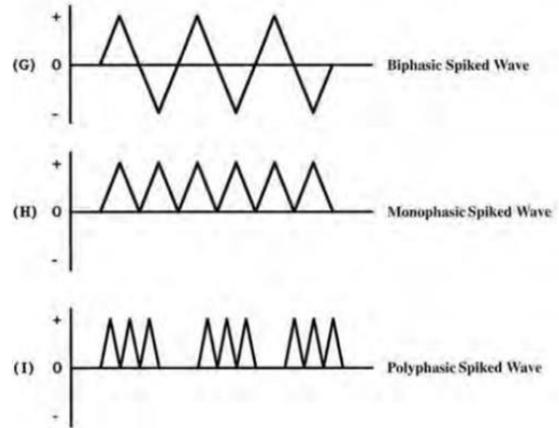
**2.2 Functional Electrical Stimulator**

*Electrical Stimulation* merupakan suatu peralatan elektronik yang memberikan rangsangan listrik pada tubuh dengan bentuk gelombang, intensitas, dan frekuensi tertentu. Dalam pemakaiannya, elektrostimulator berfungsi sebagai sumber rangsangan listrik yang mampu menciptakan keseimbangan bioenergi tubuh (Astuti, 2015).

*Functional Electrical Stimulation (FES)* adalah *Electrical Stimulation* yang dikendalikan oleh kontroller yang merangsang sistem saraf perifer untuk tujuan memberikan bantuan dinamis dalam kegiatan fungsional, seperti berjalan atau fungsi ekstremitas atas. FES digunakan terutama pada pasien yang mengalami cedera tulang belakang atau menderita stroke untuk mencapai pola gerakan tertentu (Prentice, 2002).

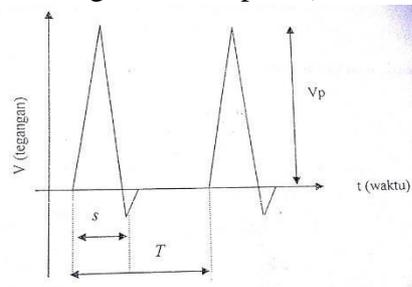
Parameter yang harus diperhatikan dalam perancangan electrical stimulation adalah: frekuensi, frekuensi, lebar pulsa,

amplitude, duty cycle, pola pulsa (Cheng *et al*, 2004). Pola gelombang *Functional Electrical Stimulation* berdasarkan bentuknya terbagi menjadi tiga macam: sinus, square dan spike. Ketiga pola



Gambar 2.3. Pola gelombang spike FES

Salah satu faktor penting yang menentukan keberhasilan terapi dengan elektrostimulator adalah ketepatan penentuan dosis energy yang diberikan pada setiap terapi. Jika ditinjau dari bentuk gelombang keluaran spike (Astuti, 2015).



Gambar 2.4. Jenis pulsa spike (astuti, 2015)

Berdasarkan gambar 2.4, dapat dirumuskan bahwa periode pulsa

$$T = \frac{1}{f} \dots\dots\dots (2.1)$$

Persamaan besarnya tegangan keluaran efektif ( $V_{eff}$ ) :

$$V_{eff} = \sqrt{\frac{1}{12} \cdot V_p^2 \cdot \dots\dots\dots} (2.2)$$

Dimana  $V_p$  adalah tegangan puncak (Volt),  $f$  adalah frekuensi (Hz) dan  $s$  adalah lebar pulsa. Sedangkan daya yang diberikan dapat dihitung berdasarkan persamaan berikut

gel bang tersebut dapat dihasilkan om menjadi *monophasic, biphasic* 43



$$P = \frac{V_{eff}^2}{R} \dots\dots\dots(2.3)$$

Gambar 2.3 (Prentice, 2002).

Dimana P adalah daya listrik,  $V_{eff}$  adalah tegangan efektif (Volt) dan R adalah resistansi (rata-rata bernilai 500 ohm).

Sedangkan dosis energi yang masuk ke dalam tubuh dapat dihitung dengan persamaan:

$$E = \dots\dots\dots(2.4)$$

Dimana E adalah dosis energi (Joule) dan t adalah waktu (detik). Sehingga lama waktu terapi dengan dosis energi yang telah ditentukan dapat dihitung dengan menggunakan persamaan:

$$I = \frac{R}{1/12 \cdot \dots \cdot f}$$

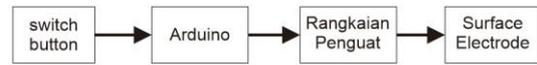
Berdasarkan kajian biofisika, elektrostimulator yang aman dan efektif untuk terapi mempunyai karakteristik (Astuti, 2015) Arus efektif yang dikeluarkan alat maksimum 0,5 mA, Untuk bentuk pulsa *spike*, tegangan maksimum (Vp) setinggi mungkin, semakin besar Vp rangsangan semakin cepat, dan 3. Lebar pulsa (s) sekecil mungkin, karena semakin kecil nilai s semakin tidak terasa sakit.

### 3. METODE PENELITIAN

#### 3.1 Diagram Blok

Sistem kerja *Functional Electrical Stimulation* (FES) dimulai dengan pemilihan menu frekuensi dengan menggunakan button switch yang dihubungkan pada mikrokontroler arduino uno. Selanjutnya Arduino akan melakukan aktivasi stimulus berupa gelombang wm dengan lebar pulsa dan frekuensi yang diinginkan. Rangkaian *power supply* sebagai sumber tegangan. *Output* Arduino akan berupa pulsa pwm *biphasic square* dengan lebar pulsa serta frekuensi tertentu namun dengan amplitudo yang relatif kecil yang dihubungkan ke rangkaian penguat. Selanjutnya pulsa *output* dari Arduino tersebut akan masuk ke rangkaian penguat untuk dikuatkan tegangannya sekaligus untuk merubah pulsa *biphasic square* menjadi *biphasic spike*. Rangkaian penguat ini berupa transformator yang dikendalikan transistor daya. Tegangan keluaran transformator ini diharapkan berbentuk pulsa spike, dengan lebar pulsa sangat sempit tetapi tinggi pulsa yang sangat tinggi. Dengan tegangan

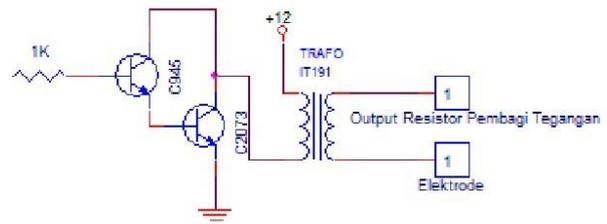
keluaran transformator berupa pulsa yang sempit dan tajam, kemudian dialirkan ke tubuh pasien menggunakan elektroda sebagai penghubung.



Gambar 3.1 Diagram blok penelitian

#### 3.2 Desain Rangkaian Penguat

Rangkaian penguat terdiri dari transistor dan transformator. Untuk memperkuat tegangan amplitudo pulsa keluaran dari Arduino. Selain itu pada rangkaian penguat ini pulsa dari keluaran Arduino yang berupa pulsa pwm *biphasic square* akan diubah menjadi pulsa *biphasic spike* karena adanya ggl induksi. Selain sebagai pelipat tegangan dan pembentuk pulsa *spike*, transformator sekaligus berfungsi sebagai rangkaian *osilasi*. Sistem demikian menjamin keamanan terapi, karena tidak ada arus DC sistem elektronik yang mengalir pada pasien.



Gambar 3.2 Skema rangkaian penguat

### 4. HASIL DAN PEMBAHASAN

Rangkaian penguat digunakan untuk dapat menaikkan tegangan stimulasi sesuai dengan parameter FES (Functional electrical stimulation), yaitu mendapatkan tegangan puncak Vp tinggi (200 Vp) digunakan transformator OT 240. Resistor digunakan untuk mengecilkan isyarat masukan arus agar tidak membebani rangkaian sebelumnya, kemudian arus dan tegangan outputnya diperkuat dengan penguat darlington yang tersusun dari transistor C945 dan C2703. Dari penguatan tersebut kemudian diteruskan menuju transformator OT 240 yang keluarannya menghasilkan



gelombang spike dengan tegangan stimulasi puncak ( $V_p$ ) antara 0-400 volt.

Arduino berguna untuk mengeluarkan gelombang dengan frekuensi antara 10 Hz hingga 100 Hz dengan 10 variasi duty cycle dengan satuan 1 hingga 10 bit, pada resolusi sinyal PWM 8 bit. Adapun hasil pengujian frekuensi keluaran dari frekuensi keluaran Arduino ditunjukkan pada tabel 4.1 dan hasil perhitungan duty cycle ditunjukkan pada tabel 4.2.

**Tabel 4.1.** Hasil pengujian frekuensi keluaran Arduino

Frekuensi program (Hz)	Frekuensi Output (Hz)	$\Delta F$
10	10	0.161554944
20	19.95	0.014282857
30	29.96	0.030594117
40	39.94	0.296216137
50	50	0.040144863
60	59.98	0.030594117
70	69.07	0.044271887
80	79.95	0.397427981
90	88.93	0.402462421
100	100	0.717216843

$\Delta F$  (Standar deviasi dari Frekuensi) yang diperoleh dari Tabel 4.1 sangatlah kecil, hal ini menunjukkan bahwa semakin kecil ketidakpastian pada pengukuran berulang yang telah terlampir, maka semakin besar ketelitian pengukuran tersebut dan program yang dijalankan telah sesuai.

**Tabel 4.2.** Hasil pengujian perhitungan *duty cycle*

Bit PWM	Nilai DC (%)
1	0.392156863
2	0.784313725
3	1.176470588
4	1.568627451
5	1.960784314
6	2.352941176
7	2.745098039
8	3.137254902
9	3.529411765
10	3.921568627

program maka semakin besar pula presentase PWM yang dihasilkan, semakin besar pula gelombang square yang dihasilkan maka akan bertambah lebar pula bentuk sinyal gelombang spike ketika diamati di osiloskop. Sehingga, dapat disimpulkan bahwa semakin lebar sinyal gelombang square maka semakin tinggi tegangan yang dihasilkan. Perubahan tersebut akan mempengaruhi pada tingkat rasa sakit yang ditimbulkan perangkat terapi dan beresiko bila diterapkan pada pasien.

Pengujian rangkaian penguat dilakukan dengan mengukur tegangan masukan dan tegangan keluaran dari

rangkaiannya dengan menggunakan osiloskop. Besar tegangan keluaran dari penguat Darlington sebelum masuk adalah 12 Volt, dimana pada keadaan ini bentuk gelombang setelah melewati penguat tersebut adalah berbentuk gelombang square, ketika gelombang masukan diteruskan menuju trafo OT dimana trafo tersebut memiliki sumber langsung sebesar 12V yang dihasilkan rangkaian. Hasil penguatan tegangan oleh trafo, pada lilitan input lebih kecil daripada lilitan output sehingga hasil penguatan sinyal gelombang square sebesar 12V masuk pada input trafo menjadi 160V yang kemudian sinyal gelombangnya berbentuk spike, lalu pada output trafo sinyal gelombang dikuatkan kembali sehingga menjadi 400V. Sinyal gelombang spike yang berbentuk pasak tinggi memiliki lebar pulsa yang kecil yaitu sebesar 0.2 ms.

**Tabel 4.3.** Hasil Tegangan Puncak ( $V_{pp}$ ) dan Arus Keluaran FES pada Frekuensi 100 Hz

Frekuensi Program	Duty Cycle	$V_{pp}$ (V)	$V_{eff}$ (V)	R ( $\Omega$ )	I (mA)
-------------------	------------	--------------	---------------	----------------	--------

Berdasarkan Tabel 4.2. dapat disimpulkan bahwa semakin besar nilai duty cycle (bit) yang dimasukkan ke dalam



---

100	0.392	60	9.693	1000	0.009
100	0.784	90	1.285	1000	0.001
100	1.176	135	4.130	1000	0.004
100	1.568	155	45.913	1000	0.045
100	1.960	160	6.423	1000	0.006
100	2.352	190	5.812	1000	0.005

100	2.745	295	13.060	1000	0.013
100	3.137	300	119.228	1000	0.119
100	3.529	400	160.984	1000	0.160
100	3.921	400	286.886	1000	0.286

---



Tegangan puncak, efektif dan arus keluaran perangkat FES pada frekuensi 100 Hz dengan masing-masing keadaan *duty cycle* ditunjukkan Tabel 4.3. sedangkan data keseluruhan untuk frekuensi 10-90Hz dengan masing-masing keadaan *duty cycle* terlampir. Pemilihan frekuensi 100Hz dengan masing-masing keadaan *duty cycle* ini dikarenakan pada keadaan tersebut didapatkan variasi tegangan yang mana tegangan puncak yang dapat diamati dengan osiloskop analog yaitu 400 Vp. Hal tersebut dikarenakan keterbatasan osiloskop analog dalam menampilkan sebuah sinyal gelombang. Untuk mengetahui besar arus keluaran FES, ditambahkan resistor sebesar  $1000\Omega$  yang dipasang secara seri pada output FES. Sedangkan data perhitungan daya keluaran dari rangkaian FES ditunjukkan pada tabel 4.4 berikut

**Tabel 4.4.** Hasil Tegangan Puncak (Vpp) dan Arus Keluaran FES pada Frekuensi 100 Hz

Frekuensi (Hz)	Duty Cycle (bit)	Vpp (V)	Veff (V)	Daya (Watt)
100	9	400	15.198	0.230
90	8	400	14.491	0.209
80	7	400	13.874	0.192
70	6	400	12.845	0.164
60	6	400	12.845	0.164
50	5	400	12.015	0.144
40	4	400	12.015	0.144
30	3	400	12.0154	0.144
20	2	400	12.0154	0.144
10	1	400	12.0154	0.144

Berdasarkan referensi uji kinerja FES yang telah dilakukan diketahui bahwa tegangan puncak maksimum ialah 400 V di setiap variasi keadaan *duty cycle* terhadap setiap frekuensi. Seharusnya nilai yang didapatkan semakin tinggi frekuensi maka semakin kecil nilai tegangannya. Akan tetapi, pada tabel data diperoleh nilai tegangan efektifnya tidak selalu lebih kecil ketika pada frekuensi yang lebih tinggi, hal ini dikarenakan untuk mendapatkan nilai JBP Vol. 23, No.01, Juni 2021 – Deny Arifianto

Berdasarkan nilai yang didapatkan dari perhitungan daya, diperoleh perhitungan nilai intensitas. Rumus intensitas adalah daya per satuan luas ( $W/m^2$ ). Pada penelitian ini luas elektroda yang berukuran sama pada setiap pengujian yaitu sebesar  $3.14\text{ cm}^2$  atau  $0.000314\text{ m}^2$ . Besarnya intensitas keluaran dari FES ditunjukkan pada tabel 4.5 berikut

**Tabel 4.5.** Hasil pengujian perhitungan *duty cycle*

Frekuensi (Hz)	Intensitas (Watt/m <sup>2</sup> )
100	735.643
90	668.766
80	613.036
70	525.459
60	525.459
50	459.777
40	459.777
30	459.777
20	459.777
10	459.777

Alat perangkat FES yang telah berhasil dirancang serta telah diuji kinerjanya kemudian diujikan pada pasien pasca stroke, yaitu pasien yang telah sembuh dari penyakit stroke, namun masih

menjalani rehabilitasi medis untuk mengembalikan fungsi gerakannya. Adapun

tegangan efektif digunakan rumus dengan mengalikan nilai frekuensinya.

hasil pengujian selama 7 hari terhadap pasien pasca stroke dapat dilihat pada Tabel 4.5. Pengujian dilakukan pada tiga orang pasien pasca stroke dengan nilai MMT 3, MMT 1, dan MMT 0. Seluruh naracoba pasien pasca stroke berusia 50 tahunan.

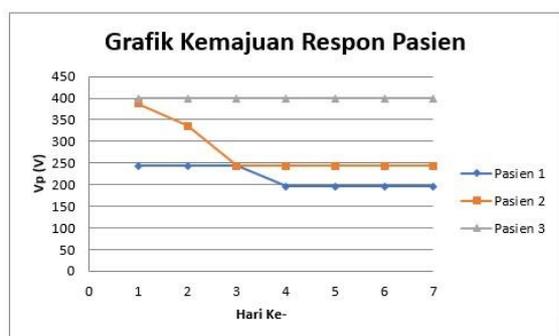
Pada pemilihan variasi frekuensi dan tegangan stimulus dilakukan secara acak. Naracoba pasien 1 dengan nilai MMT 3 pada hari kesatu hingga hari ketujuh mulai merespon stimulus yang diberikan yaitu ditandai dengan mulai Bergeraknya jari-jari tangan pada frekuensi 33 Hz dengan tegangan sebesar 196 Vpp. Pada hari keempat mengalami kemajuan (nilai ambang tegangan stimulasi untuk dapat memberi respon menurun) yaitu mulai Bergeraknya jari-jari tangan pada frekuensi 30 Hz dengan tegangan sebesar 244 Vpp. Naracoba pasien

1 merasakan adanya kemajuan setelah pemberian stimulasi ketika lebih mudah dan

tidak terlalu merasakan sakit sesaat menggerakkan tangan.

Naracoba pasien 2 dengan nilai MMT 1 mengalami kemajuan hampir di setiap hari pemberian stimulasi. Naracoba pasien 2 pada hari kesatu mulai merespon pada frekuensi 25 Hz tegangan 387 Vpp, hari kedua mulai merespon pada frekuensi 26 Hz tegangan 336 Vpp, hari ketiga dan keempat mulai merespon pada frekuensi 30 Hz tegangan 244 Vpp. Pasien 2 dapat dikatakan mengalami kemajuan yang lebih signifikan daripada naracoba pasien 1 yang memiliki nilai MMT lebih besar, karena naracoba pasien 2 rutin melakukan terapi serupa yaitu pemberian stimulasi dengan Functional Electrical Stimulation di rumah serta rutin melakukan terapi di Instalasi Rehabilitasi Medik RSUD Dr. Soetomo Surabaya. Naracoba pasien 2 juga merasa lebih mudah untuk menggerakkan tangannya.

Naracoba pasien 3 dengan MMT 0 pada hari kesatu hingga keempat baru mulai merespon pada frekuensi 22 Hz tegangan 200 Vpp. Naracoba pasien 3 tidak mengalami kemajuan selama pemberian stimulasi. Hal ini dapat disebabkan naracoba pasien 3 memiliki nilai MMT terendah. Selain itu, naracoba pasien 3 baru saja sembuh dari stroke sekitar satu bulan sehingga terapi yang diterima selama proses rehabilitasi juga masih belum terlalu optimal. Ada pun grafik kemajuan respons pasien ditunjukkan pada gambar 4.1 berikut.



Gambar 4.1. Grafik Kemajuan Respon Pasien Setelah Pemberian Stimulasi

Bentuk gelombang pada penelitian ini adalah spike dengan efektivitas bentuk

gelombang didasarkan pada dosis energi yang diberikan. Dosis energi diperoleh dari perkalian antara daya dan waktu. Waktu pemberian stimulus dalam penelitian ini sebesar  $\pm 2$  menit atau 120 sekon. Daya merupakan pembagian dari tegangan efektif kuadrat dengan hambatan rangkaian. Dari hasil pengukuran dan perhitungan, diperoleh nilai tegangan efektif pulsa spike yang sangat kecil. Hal ini menyebabkan gelombang spike lebih terasa nyaman saat mengenai tubuh.

Pada penelitian ini, tegangan efektif maksimal yang dihasilkan adalah 15.19842296 V dimana tegangan tersebut masuk dalam kategori tegangan rendah. Pemilihan tegangan rendah karena tegangan rendah terasa lebih nyaman daripada tegangan tinggi (Wong, 1986). Semakin tinggi tegangan efektif yang diberikan semakin besar pula energi yang diberikan. Sedangkan arus yang dihasilkan pada penelitian ini adalah 0.015198 mA yang termasuk dalam kategori arus yang rendah karena dimana 1mA adalah batas aman arus yang diperbolehkan masuk ke dalam tubuh (Mayor,2007).

## 5. KESIMPULAN

Telah dibuat Functional electrical stimulation (FES) untuk membantu fungsi ekstremitas atas pada penderita pasca stroke dengan lebar pulsa 20  $\mu$ s, beberapa variasi frekuensi yaitu 20-50 Hz dimana tiap frekuensi memiliki beragam variasi tegangan antara 0-400 Vp yang dapat diatur dengan menggunakan potensiometer. Nilai frekuensi berbanding terbalik terhadap nilai tegangan puncak. 10 variasi frekuensi yang diujikan ke naracoba pasien pasca stroke adalah 22, 23, 24, 25,26, 30, 33, 36, 48, dan 50 Hz. Pemberian stimulasi untuk naracoba pasien dengan nilai MMT 3 mencapai optimal pada frekuensi 22-33 Hz, untuk naracoba pasien dengan MMT 1 mencapai optimal pada frekuensi 22-30 Hz, dan untuk naracoba pasien dengan MMT 1 mencapai optimal pada frekuensi 22 Hz.

Nilai tegangan, frekuensi dan lebar pulsa yang dibutuhkan naracoba pasien

pasca stroke dengan karakteristik inklusi MMT 0-3 untuk dapat merespon dan menyebabkan gerakan fleksi daerah sekitar pergelangan tangan beragam. Bagi naracoba pasca stroke dengan nilai MMT 0-3 dibutuhkan nilai tegangan, frekuensi dan lebar pulsa minimal sebesar 200 Vp, 22 Hz, dan 20 µs dengan daya 0.0014667 Watt.

## DAFTAR PUSTAKA

- Adawwiyah, Robi'ah. 2016. Rancang Bangun Functional Electrical Stimulator untuk Membantu Fungsi Ekstremitas Atas Pada Penderita Stroke. Surabaya : Skripsi tidak diterbitkan. Jurusan Teknobiomedik FST UNAIR.
- Astuti, Suryani Dyah. 2015. Laporan Program Pengabdian Kepada Masyarakat Pelatihan Komunitas; Pembuatan Desain Peralatan Fisika Medis di SMA Negeri 1 Pacitan. Surabaya : Fakultas Sains dan Teknologi, Universitas Airlangga.
- Bourbonnais, Daniel and Sharyn Vanden Noven. 1989. Weakness In Patients With
- Cheng, Eric, Yan Lu, Kai-Yu Tong, A. B. Rad, Daniel H. K. Chow, dan Danny. 2004. Development of a Circuit for Functional Electrical Stimulation. IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering. Vol 12, No. 1. 43 – 47.
- Conable, Katharine M and Anthony L. Rosner. 2011. A Narrative Review Of Manual Muscle Testing And Implications For Muscle Testing Research. Journal of Chiropractic Medicine 10, 157–165.
- Floyd, R.J. 2007. Manual Of Structural Kinesiology, (17th Ed). WCB McGraw- Hill.
- Guyton dan Hall. 2006. Text Book of Medical Physiology 11th Ed. Chicago: Elsevier Saunders.
- Hutomo AP, Buditomo IP, Putra AP, Suhariningsih and Astuti SD, 2019. Design of Monophasic Spike-Exponential Waveform for Functional Electrical Stimulator Based on Pulse Width Modulation, Iranian Journal of Electrical and Electronic Engineering, 15(4):434-443
- Hutomo AP, Suhariningsih, Astuti SD, 2018, Rancang Bangun Sistem Pengendali Tegangan Stimulasi Elektrostimulator Otomatis Berbasis Resistansi Tubuh, Jurnal Biosains Pascasarjana vol 20: 146-162
- Lum, Peter S, Lum, Sara Mulroy, Richard L. Amdur, Philip Requejo, Boris I. Prilutsky, dan Alexander W. Dromerick. 2009. Gains in Upper Extremity Function After Stroke via Recovery or Compensation: Potential Differential Effects on Amount of Real-World Limb Use. Top Stroke Rehabil;16(4):237–253. Thomas Land Publishers, Inc
- Mayor.D.F. 2007. Electroacupuncture : A Practical Manual and Resource. Livingstone Elsevier. Churchill. National Institute of Neurological Disorder and Stroke. 2014. Brain basics; preventing stroke. Diakses dari [www.ninds.nih.gov/disorder/stroke/preventing\\_stroke.htm](http://www.ninds.nih.gov/disorder/stroke/preventing_stroke.htm) pada tanggal 25 November 2016.
- Prentice, William E. 2002. Therapeutic Modalities for Physical Therapist Second Edition. United States of America: McGraw-Hill Company
- Thibaut, Aurore, Camille Chatelle, Erik Ziegler, Marie-Aurelie Burno, Steven Laureys dan Olivia Gosseries. 2013. Spasticity after stroke: Physiology, assessment and treatment.UK: Informa UK Ltd. 1-13
- WHO. 2012. The top 10 causes of death diakses dari [www.who.int](http://www.who.int) pada tanggal 10 Desember 2016
- Wiwit, S. 2010. Stroke dan Penanganannya; memahami, mencegah, dan mengobati. Yogyakarta : Katalog dalam Terbitan, KATAHATI