

**WIRST REHABILITATION ROBOT USING IMU SENSOR**

**Kristiyanti Abri Irvananda<sup>\*</sup>, Septian Anugrah Praditama,  
Hanum Arrosida dan Sulfan Bagus Setyawan**

Jurusan Teknik Komputer Kontrol, Politeknik Negeri Madiun  
Kampu 1 PNM, Jalan Serayu No. 84, Pandean, Madiun 63133

<sup>\*</sup>Email: kristiabri@gmail.com

**Abstrak**

*Pasien pasca stroke sangat membutuhkan proses terapi untuk memulihkan kembali fungsi motoriknya. Namun hingga saat ini penggunaan alat untuk membantu proses terapi masih sangat terbatas khususnya untuk pemulihan pasca stroke pada pergelangan tangan dan proses terapi sangat sulit dilakukan secara mandiri. Oleh karena itu dilakukan pengembangan wrist rehabilitation robot yang mampu membantu proses active rehabilitation pasien pasca stroke pada pergelangan tangan yang mencakup gerakan flexion, extension, abduction, dan adduction. Serta dilengkapi dengan sistem monitoring proses rehabilitasi berbasis IoT (Internet of Things) yang dapat mempermudah fisioterapi dalam memonitoring perkembangan dari pasien. Pada sistem monitoring menggunakan sensor IMU yang telah diaplikasikan dengan metode complementary filter. metode complementary filter digunakan untuk mengurangi noise yang terjadi pada proses monitoring. Serta pada proses pengiriman data menggunakan metode parsing data untuk mengurangi terjadinya delay pada proses pengiriman. Hasil dari penelitian ini adalah perangkat rehabilitasi mampu membantu proses active rehabilitation dan melakukan monitoring proses rehabilitasi menggunakan smartphone.*

**Kata kunci** : active rehabilitation, IoT, pasca stroke.

**1. PENDAHULUAN**

Stroke merupakan salah satu penyebab utama kelumpuhan jangka panjang (Lackland dkk, 2014). Lebih dari 3 juta penduduk Indonesia menderita stroke dan akan mengalami peningkatan selaras dengan meningkatnya faktor resiko dan jumlah penduduk usia lanjut (Kemenkes, 2014). Kelumpuhan akan dialami oleh pasien ketika telah sembuh dari fase stroke. Melakukan terapi serta rehabilitasi secara teratur akan dapat membantu mengembalikan fungsi motorik dari kelumpuhan (Martinez, 2013). Hingga saat ini penggunaan alat untuk membantu proses terapi masih sangat terbatas termasuk dalam terapi konvensional khususnya untuk pemulihan pasca stroke pada pergelangan tangan. Alat yang digunakan dalam terapi sebagian besar masih didesain hanya mampu untuk pemakaian secara klinis dan membutuhkan dokter spesialis dalam proses terapi serta memerlukan biaya yang cukup mahal (Ambar dkk, 2017).

Telah dilakukan pengembangan alat terapi oleh Kawashimo yang menggunakan *pressure sensor* untuk mengukur kekuatan gerakan tangan serta motor untuk membantu pergerakan tangan (Kawashimo dkk, 2017). Akan tetapi alat yang dikembangkan hanya mampu membantu terapi untuk melatih gerakan satu DOF pada pergelangan tangan. Dan penggunaan *pressure sensor* kurang stabil dalam memonitoring pergerakan pergelangan tangan. Juga telah dilakukan penelitian menggunakan pneumatik untuk terapi pemulihan cedera pada pergelangan tangan (Alfahaam dkk, 2016). Namun perangkat ini sangat terbatas penggunaannya karena ukuran pneumatik yang terlalu besar serta belum dilengkapi dengan sistem monitoring perkembangan dari pengguna. Serta telah dikembangkan perangkat rehabilitasi yang telah mampu membantu proses rehabilitasi pada pergelangan tangan (Ambar dkk, 2017). Namun alat tersebut berukuran besar dan tidak bersifat *mobile*.

Dari penelitian yang telah ada, maka dapat dikembangkan perangkat rehabilitasi pasca stroke pada pergelangan tangan. Perangkat rehabilitasi ini dikembangkan untuk membantu proses rehabilitasi pasca stroke pada pergelangan tangan yang didesain dengan sifat *mobile* dan mudah untuk dioperasikan baik secara mandiri atau oleh wali dari pasien. perangkat rehabilitasi ini dirancang untuk mampu membantu dalam *active rehabilitation* pada pergelangan tangan dengan bantuan aktuator servo dynamixel yang dapat bergerak dua DOF (*Degree of Freedom*) atau 4 arah yaitu *flexion, extension, abduction, dan adduction*. Dilengkapi dengan sensor IMU yang digunakan untuk memonitoring pergerakan pergelangan tangan. Untuk mengurangi *noise* pada proses

*monitoring*, metode *complementary filter* akan diaplikasikan pada *output* dari sensor IMU. Sistem *monitoring* yang digunakan adalah berbasis IoT (*Internet of Things*) yang dapat diakses oleh fisioterapis yang akan mempermudah fisioterapis dalam memonitoring perkembangan dari pasien.

Pada paper ini penjelasan metodologi yang digunakan akan dibahas pada Bagian 2. Untuk pengujian yang dilakukan akan dibahas pada Bagian 3. dan untuk hasil dan kesimpulan akan dibahas pada Bagian 4.

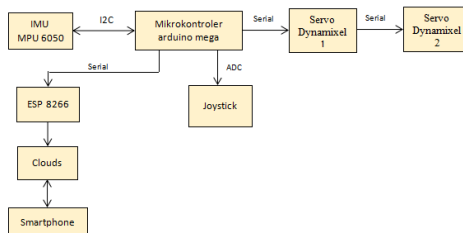
**2. METODOLOGI**

Pada bagian ini menjelaskan mekanik, diagram kerja, dan metodologi yang diterapkan dalam pembuatan perangkat rehabilitasi. Untuk mekanik yang digunakan adalah mekanik dengan desain seperti pada Gambar 1.



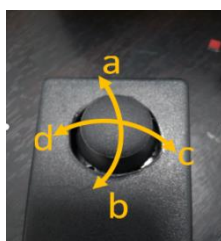
**Gambar 1.(a)Mekanik perangkat rehabilitasi, (b) Gerakan terapi (Sumber : Ambar, 2017)**

Mekanik pada Gambar 1a terbuat dari bahan plastik PLA karena merupakan bahan yang kuat dan ringan. Panjang total dari mekanik perangkat rehabilitasi adalah 44 cm karena harus dapat menyangga bagian telapak tangan hingga pada siku untuk mempertahankan posisi anatomi yang benar dalam proses terapi pergelangan tangan. Mekanik didesain agar mampu bergerak 2 DOF untuk mewakili pergerakan proses terapi dari pergelangan tangan yang ditunjukkan pada Gambar 1b.



**Gambar 2. Diagram kerja sistem**

Pada Gambar 2 merupakan diagram kerja dari sistem rehabilitasi yang terdiri dari 3 bagian yaitu bagian pengendali utama, aktuator, dan sistem *monitoring*. Pada bagian pengendali utama terdapat mikrokontroler Arduino Mega 2560 sebagai pengendali utama untuk mengolah data *input* dari *joystick* serta sensor IMU, menggerakkan aktuator, dan mengirimkan data *monitoring* menggunakan ESP 8266. Serta pada bagian pengendali terdapat *joystick* untuk menggerakkan perangkat rehabilitasi.



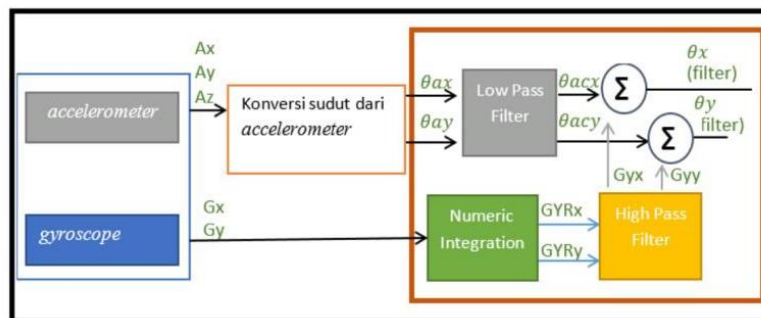
**Gambar 3. Joystick**

Pada Gambar 3 merupakan model *joystick* yang digunakan. *Joystick* dapat mengendalikan gerakan perangkat rehabilitasi ke 4 arah. Arah a merupakan arah gerak *joystick* untuk gerakan *flexsion*. Arah b merupakan arah gerak *joystick* untuk gerakan *extension*. Arah c merupakan

arah gerak *joystick* untuk gerakan *abduction*. Dan arah d merupakan arah gerak *joystick* untuk gerakan *adduction*.

Pada bagian aktuator terdapat 2 servo dynamixel AX-12A yang difungsikan sebagai aktuator utama pada perangkat rehabilitasi dan didesain agar mampu menggerakkan perangkat rehabilitasi dalam 4 arah. Servo dynamixel digerakkan menggunakan jalur komunikasi serial dari Arduino Mega 2560 dan menggunakan baudrate sebesar 1.000.000 bts (bit per second).

Pada bagian sistem *monitoring* terdapat sensor IMU untuk memonitoring pergerakan dari pergelangan tangan, ESP 8266 untuk mengirimkan data hasil sensor IMU yang akan disimpan pada *database*, dan *smartphone* untuk mengakses hasil *monitoring* pergerakan pergelangan tangan. Pada bagian sistem *monitoring* ini sensor IMU membutuhkan tingkat akurasi yang tinggi. Dan untuk memperoleh akurasi yang tinggi maka *output* sensor IMU akan dikombinasikan dengan *complementary filter*.



Gambar 4. Diagram kerja

Pada Gambar 4 merupakan diagram kerja dari metode *complementary filter* yang digunakan pada sensor IMU. *Complementary filter* diaplikasikan untuk mengurangi *noise* sehingga dapat meningkatkan akurasi pada sistem *monitoring*. Sensor IMU memiliki *output* nilai *accelerometer* dan *gyroscope*. Nilai *accelerometer* terdiri dari 3 data yang dikonversikan menjadi bentuk data  $\theta_{ax}$  dan  $\theta_{ay}$ . Data tersebut akan masuk kedalam proses *complementary filter*. Dalam *complementary filter* terdapat 2 proses *filter* yaitu *low pass filter* dan *high pass filter*. Data  $\theta_{ax}$  dan  $\theta_{ay}$  akan masuk dalam *low pass filter* dan akan menghasilkan data  $\theta_{acx}$  dan  $\theta_{acy}$ . Nilai *gyroscope* terdiri dari 2 data yaitu  $G_x$  dan  $G_y$ . Data tersebut akan melalui proses *numeric integration* dan *high pass filter* dan akan menghasilkan *output* berupa data  $G_{yx}$  dan  $G_{yy}$ . Data hasil *filter accelerometer* dan *gyroscope* akan digabungkan melalui proses *summing*. Proses *summing* akan menghasilkan 2 data *output* yaitu  $\theta_x$  dan  $\theta_y$ . Data tersebut merupakan *output* dari *complementary filter*.

### 3. HASIL DAN PEMBAHASAN

Pada bagian ini, hasil pengujian dan analisa dari data hasil pengujian akan dibahas. Pengujian yang dilakukan yaitu pengujian servo dynamixel, pengujian sensor IMU, pengujian pengiriman data, dan pengujian keseluruhan perangkat rehabilitasi.

Pada pengujian servo dynamixel akan dilakukan pengujian putaran servo dynamixel. Tujuan pengujian ini adalah untuk menguji akurasi putaran servo. Untuk proses pengujian putaran servo dynamixel adalah dengan memprogram servo dynamixel untuk bergerak pada sudut yang telah ditentukan. *Range* gerakan servo akan diukur menggunakan busur untuk mengetahui ketepatan posisi servo dengan sudut yang berada pada busur.

Tabel 1. Hasil Pengujian Servo

Jenis servo	Rata - Rata Error (°)	Standart deviasi error rata - rata (°)
Servo 1	0.83	0.69
Servo 2	0.6	0.67

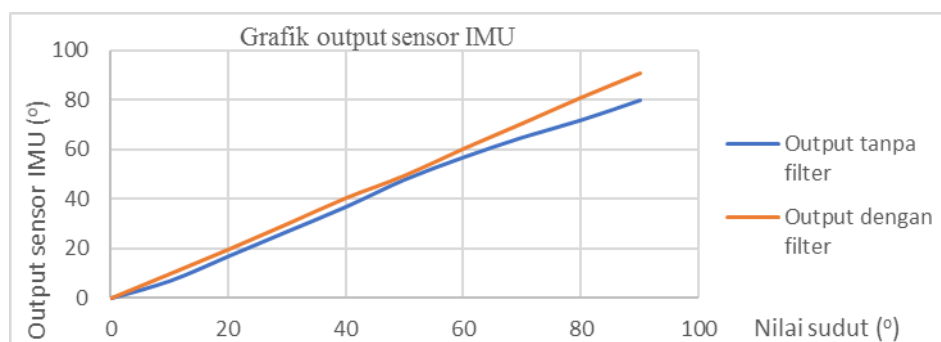
Tabel 1 merupakan hasil pengujian putaran dari dua servo dynamixel AX-12A. dalam pengujian setiap servo telah diambil 30 data posisi sudut putaran servo dynamixel. Nilai *error* diperoleh dari perbandingan besarnya sudut yang ditentukan dan besarnya sudut servo yang terukur. Tabel 1 menunjukkan bahwa nilai rata-rata *error* dari hasil percobaan memiliki nilai  $0.83^\circ$  pada pengujian servo 1 dan  $0.60^\circ$  pada pengujian servo 2. Dari Data hasil percobaan dapat dilihat bahwa servo dynamixel memiliki tingkat akurasi yang tinggi karena memiliki nilai rata-rata *error* kecil.

Pada pengujian sensor IMU akan dilakukan pengujian sensor terhadap gerakan dan pergeseran sensor terhadap sumbu y dan sumbu z. tujuan dari pengujian sensor IMU adalah untuk mengetahui tingkat akurasi sensor terhadap gerakan dari pergelangan tangan. Serta untuk mengetahui besarnya nilai *error* dari sensor IMU dalam memonitoring pergerakan pergelangan tangan. Pengujian dilakukan dengan menggerakkan pergelangan tangan pada sudut yang ditentukan dan sensor IMU akan mengukur besarnya sudut dari pergerakan pergelangan tangan

**Tabel 2. Hasil pengujian sensor IMU**

Sudut ( $^\circ$ )	MPU6050 Sumbu Y ( $^\circ$ )	MPU6050 Sumbu Z ( $^\circ$ )	Error Y ( $^\circ$ )	Error Z ( $^\circ$ )
0	0	0	0	0
10	7	11	3	1
20	17	18	3	2
30	27	28	3	2
40	37	38	3	2
50	48	52	2	2
60	57	61	3	1
70	65	70	5	0
80	72	79	8	1
90	80	89	10	1
	Rata-rata <i>Error</i>		4	1.2
	Standar Deviasi		2.98	0.78

Tabel 2 merupakan tabel hasil pengujian sensor IMU. Dari data pada Tabel 2 dapat dilihat bahwa sensor IMU akan memiliki nilai *error* yang kecil apabila mengukur gerakan pergelangan tangan dengan sudut yang kecil namun akan memiliki nilai *error* yang besar apabila mengukur gerakan pergelangan tangan dengan sudut yang besar. Untuk mengurangi besarnya nilai *error* dari *output* sensor IMU, maka metode *complementary filter* diaplikasikan.



**Gambar 5. Grafik output sensor IMU**

Pada Gambar 5 merupakan grafik perbedaan *output* sensor IMU tanpa *filter* dan dengan *filter*. Pada *output* sensor tanpa menggunakan *filter* memiliki nilai rata-rata *error* sebesar  $4.00^\circ$  dengan standart deviasi sebesar  $2.78^\circ$ . Sedangkan data *output* sensor IMU dengan *filter* memiliki nilai rata-rata *error* sebesar  $0.34^\circ$  dengan standart deviasi sebesar  $0.22^\circ$ . dari hasil percobaan yang telah dilakukan, metode *complementary filter* dapat mengurangi besarnya nilai *error* pada *output* dari sensor IMU.

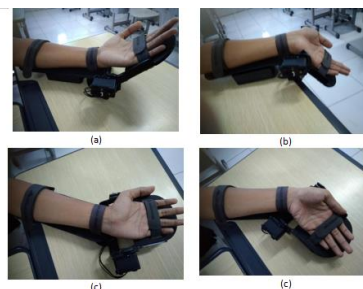
Pengujian pengiriman data akan dilakukan pengiriman data dari sensor IMU ke *database* menggunakan ESP 8266. Tujuan dari pengujian pengiriman data adalah untuk mengetahui kestabilan dan ketelitian dari pengiriman data. Proses pengiriman data dilakukan dengan cara menampung sebanyak 50 data dari sensor IMU. Dan data yang telah ditampung akan dikirim secara bersamaan kedalam *database*. Tujuan dari penampungan 50 data adalah untuk mengurangi terjadinya *delay* pada proses pengiriman.

**Tabel 3. Hasil proses pengiriman data**

Data yang dikirim	Data yang diterima	Keterangan
Gyro1=0	Gyro1=0	berhasil
Gyro2=4	Gyro2=4	berhasil
Gyro3=27	Gyro3=27	berhasil
Gyro4=36	Gyro4=36	berhasil
Gyro5=41	Gyro5=41	berhasil
Gyro6=49	Gyro6=49	berhasil
Gyro7=53	Gyro7=53	berhasil
Gyro8=62	Gyro8=62	berhasil
Gyro9=78	Gyro9=78	berhasil
Gyro10=89	Gyro10=89	berhasil

Tabel 3 adalah hasil dari pengujian pengiriman data pada *database*. Dari 10 data yang dikirim ke *database* semua data telah diterima oleh *database* tanpa ada kehilangan data pada proses pengiriman.

Pada pengujian keseluruhan alat akan dilakukan pengujian gerakan *flexion*, *extension*, *abduction*, dan *adduction*. Pengujian dilakukan dengan cara menguji perangkat rehabilitasi untuk melakukan terapi pada pergelangan tangan dengan 4 gerakan dengan batas sudut maksimal yang telah ditentukan dengan kecepatan 4 rpm (*revolution per minute*). Proses pengujian akan diulang sebanyak 10 kali pada setiap gerakan. Tujuan dari pengujian adalah untuk menguji tingkat akurasi gerakan aktuator pada perangkat rehabilitasi dan mengetahui waktu yang dibutuhkan untuk mencapai sudut maksimal



**Gambar 5. Pengujian keseluruhan alat, (a) *flexion*, (b) *extension*, (c) *abduction*, (d) *adduction***

Gambar 5. adalah proses pengujian pada pergelangan tangan. Pada pengujian gerakan *flexion* menggunakan batas pengujian hingga sudut  $90^\circ$ , *extension* menggunakan batas hingga sudut  $90^\circ$ , *abduction* dengan batas hingga sudut  $35^\circ$ , dan *adduction* dengan batas sudut  $90^\circ$ .

**Tabel 4. hasil pengujian keseluruhan alat**

pengujian batas sudut	Batas sudut rata-rata( $^\circ$ )	Rata - rata waktu yang dibutuhkan (detik)
<i>flexion</i>	89.4	21.4
<i>extention</i>	89.3	20.1
<i>abduction</i>	34.3	8.2
<i>adduction</i>	89.6	21.1

Tabel 4 merupakan data hasil dari pengujian keseluruhan alat. Dari data hasil percobaan perangkat rehabilitasi telah mampu mencapai batas sudut yang ditentukan secara berulang-ulang dengan waktu yang relatif sama.

#### 4. KESIMPULAN

Setelah dilakukan pengujian terhadap perangkat rehabilitasi yang telah dibuat dapat disimpulkan bahwa perangkat rehabilitasi telah mampu bergerak 4 arah dan telah mampu mencapai batas sudut dari setiap gerakan dengan kecepatan yang telah ditentukan. Hal ini ditunjukkan dari hasil pengujian nilai batas gerakan *flexion* adalah  $89.4^\circ$  dengan waktu rata-rata 21.4s, batas gerakan *extension* adalah  $89.3^\circ$  dengan waktu rata-rata 20.1s, batas gerakan *abduction*  $34.3^\circ$  dengan waktu rata-rata 8.2s, dan atas gerakan *adduction*  $89.6^\circ$ . Dengan waktu rata-rata 21.1s. Pengaplikasian metode *complementary filter* telah mampu mengurangi besarnya nilai *error* pada sistem *monitoring*. Hal ini ditunjukkan dengan nilai rata-rata *error* dari *output* sensor IMU tanpa *filter* adalah  $4 \pm 2.78^\circ$  dan setelah menggunakan menggunakan *complementary filter* nilai rata-rata *error* dari *output* sensor IMU adalah  $0.34 \pm 0.22^\circ$ . Serta tidak ada kehilangan data pada proses pengiriman data *monitoring* ke *smartphone*.

#### DAFTAR PUSTAKA

- Al-Fahaam, hasanin, Steve D., Samia N.M., (2016), Wrist Rehabilitation Exoskeleton Robot based on Pneumatic Soft Actuators, IEEE International Conference.
- Ambar Radzi, Yusmunierah Yusof, Jamil M.A., (2017), Design of Accelerometer based Wrist Rehabilitation Device. Biomems.
- Badan Penelitian Dan Pengembangan Kesehatan, (2013), Riset Kesehatan Dasar. Jakarta: Kementrian Kesehatan RI.
- John A. Martinez, Paul Ng, Son Lu, McKenzie S, (2013), Design of Wrist Gimbal: a Forearm and Wrist Exoskeleton for Stroke Rehabilitation, Washington USA: IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics.
- Kawashimo J., Yamanoi Y., Kato R.,(2017), Development of Easily Wearable Assistive Device with Elastic Exoskeleton for Paralyzed Hand, IEEE International Conference.
- Lackland D.T., Roccella E.J., Deutsch A.F., et al, (2014), Factors influencing the decline in stroke mortality: A statement from the american heart Association / American stroke association, Stroke. 45(1):315-353.29.