

Rancang Bangun Alat Bantu Physiotherapy Penggerak Lengan Manusia untuk Penderita Lumpuh Parsial Sementara Berbasis Voice Command Android

Asih Setiarini¹, Hanifah Nur Kumala Ningrum², Mohammad Luqman³, Rikky Yana Okananda⁴

^{1,2,3,4}Politeknik Negeri Madiun

^{1,2,3,4}Jalan Serayu no. 84, Madiun, Telp.0351-452970 Fax 0351 492960

e-mail: ¹asih_setiarini@pnm.ac.id, ²hanifah_nkn@pnm.ac.id

Abstrak – Lumpuh adalah kondisi dimana gerak suatu bagian badan terganggu hingga tidak mampu bergerak sama sekali. Penyakit atau kondisi ini biasanya terjadi pada bagian ekstremitas seperti pada tangan dan kaki. Kelumpuhan yang sering terjadi adalah masalah perlukaan pada pembuluh dalam otak yang akan mengganggu syaraf motorik di sebagian tubuh maupun seluruh tubuh. Penelitian ini membahas tentang lengan bantu berbasis voice command android yang digunakan sebagai media terapi untuk penderita lumpuh. Voice command pada smartphone android yang diucapkan oleh pengguna akan diolah menjadi pergerakan dari lengan bantu yang kemudian dikirim menggunakan serial communication ke mikrokontroler Arduino sebagai pusat pengaturan. Pergerakan dari lengan bantu menggunakan PWM (Pulse Wide Modulation). Penggunaan PWM bertujuan untuk mengatur kecepatan pergerakan dari lengan bantu sesuai berdasarkan keluran sensor MPX5050DP yang terbaca sebagai kekuatan otot. Alat ini telah berhasil diujikan dengan menghasilkan parameter pergerakan lengan bantu yaitu sudut 130 derajat pada posisi angkat dan 30 derajat saat posisi turun.

Kata kunci: Voice command, Bluetooth, MPX5050DP, Arduino

1. Pendahuluan

Kelumpuhan adalah suatu kondisi dimana seseorang tidak mampu menggerakkan tubuh atau anggota gerak tubuhnya dikarenakan hilangnya fungsi otot pada orang tersebut. Salah satu cara penyembuhan kelumpuhan adalah fisioterapi yaitu dengan mengerakkan bagian yang diindikasikan mengalami kelumpuhan pada sudut-sudut tertentu [1].

Penelitian ini menggabungkan antara bidang kesehatan, teknologi digital dan elektronika yang diinterregasikan untuk menjadi sebuah perangkat yang dapat digunakan sebagai media fisioterapi kelumpuhan [2]-[4]. Perangkat ini sebagai lengan bantu yang dikendalikan menggunakan voice command atau perintah suara pada smartphone android. Perintah suara yang diucapkan oleh pengguna diolah oleh smartphone android, kemudian dikirim melalui wireless network via bluetooth ke arduino sebagai pengolah utama data.

Tujuan dari pembuatan lengan bantu adalah agar pasien penderita kelumpuhan dapat melakukan fisioterapi secara mandiri. Penelitian ini bertujuan untuk membuat lengan bantu yang dapat digunakan untuk fisioterapi agar kondisi pasien dapat kembali seoptimal mungkin.

2. Metode Riset

2.1. Sistem Gerak Lengan

Pergerakan dari lengan bantu ini berdasarkan dari *voice command* atau perintah suara yang diucapkan oleh pengguna. Perintah suara yang diinisialisasikan sebagai pergerakan dari lengan bantu yaitu angkat, turun, gerakkan, berhenti dan skala. Perintah skala digunakan untuk mengetahui skala kekuatan otot dari pengukuran sensor. Media untuk mengucapkan perintah adalah aplikasi pada *smartphone* android. Mengacu dari fisioterapi dalam ilmu kesehatan, pergerakan fisioterapi pada kelumpuhan di bagian lengan dijelaskan dalam Tabel 1[2].

Tabel 1. Rentang sudut pergerakan fisioterapi lengan

Gerakkan	Penjelasan	Rentang
Fleksi	Menggerakkan siku sehingga pergelangan tangan sejajar bahu	Rentang 130 derajat
Ekstensi	Meluruskan siku dengan menurunkan Tangan	Rentang 30 derajat

Dari data acuan tersebut, maka diperoleh nilai rentang sudut pergerakan untuk lengan bantu. Tabel 2 menunjukkan perintah suara dengan rentang sudut pergerakan dari lengan bantu.

Tabel 2. Perintah suara dengan pergerakan lengan bantu

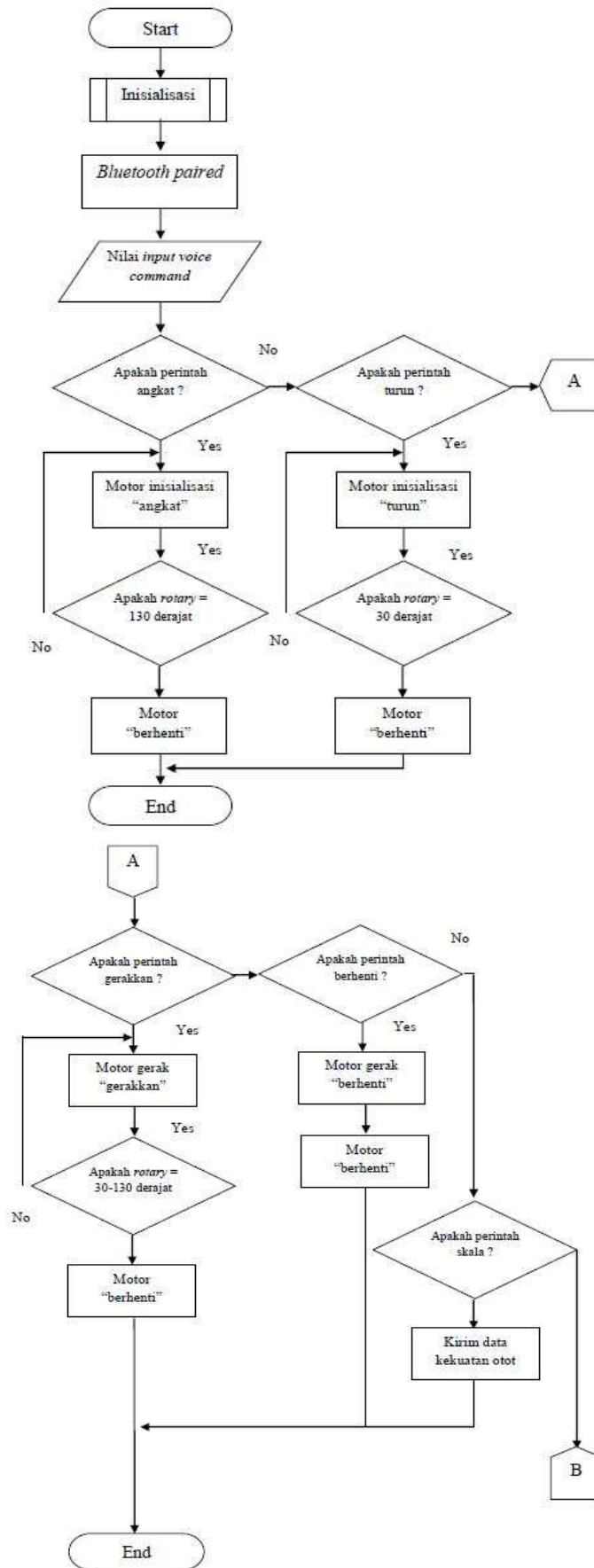
Perintah	Sudut	Pergerakan
Angkat	130°	Lengan terangkat hingga sejajar bahu
Turun	30°	Lengan turun hingga persendian lurus
Gerakkan	30°-130°	Kombinasi angkat dan turun dalam rentang 3 kali gerakan

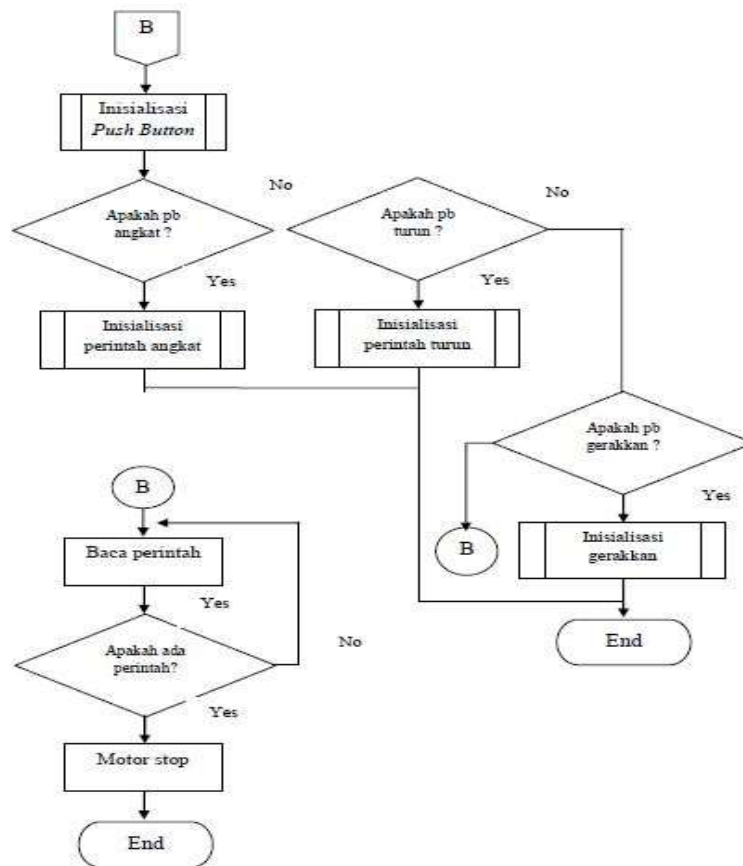
Pembacaan posisi sudut menggunakan sensor *rotary encoder* dan sebagai pengaman terdapat sensor *limit switch* untuk membatasi pergerakan dari lengan bantu apabila terjadi *error* pada *rotary encoder*. Pergerakan dari lengan bantu menggunakan aktuator berupa motor DC. Kecepatan dan kekuatan pergerakan dari motor DC berdasarkan nilai PWM atau *Pulse Wide Modulation*. Tabel 3 menunjukkan perbandingan nilai PWM dengan kecepatan pergerakan lengan dengan beban.

Tabel 3. Nilai PWM dengan waktu respon gerakan

PWM	Waktu	Keterangan
140	-	Tidak bergerak
150	5 detik	Bergerak
160	3 detik	Bergerak

Aspek sistem kerja lengan bantu berdasarkan *voice command*, posisi sudut *rotary encoder*, dan nilai PWM. Gambar 1 menunjukkan sistem kerja dari lengan bantu.





Gambar 1. Diagram alir sistem kerja

2.2. Perhitungan Skala Kekuatan Otot

Dalam Alat Bantu Penggerak Lengan Untuk Penderita Lumpuh Berbasis *Voice Command* Android terdapat penghitungan skala kekuatan otot. Skala kekuatan otot dikategorikan mulai skala 1 hingga 5. Perhitungan skala kekuatan otot berdasarkan nilai keluaran dari sensor MPX5050DP [3], dimana sensor ini mendapatkan masukan berupa tekanan udara yang bersumber pada *manset* yang dipasangkan pada lengan pengguna. Kontraksi dari otot bisep dan trisep akan mempengaruhi tekanan pada *manset* yang kemudian dikonversi menjadi kekuatan otot. Gambar 2 menunjukkan proses pengambilan data keluaran sensor MPX5050DP pada orang normal.



Gambar 2. Pengambilan data keluaran sensor MPX5050DP pada orang normal

Gambar 3. menunjukkan proses pengambilan data keluaran sensor MPX5050DP pada penderita lumpuh.



Gambar 3. Pengambilan data keluaran sensor MPX5050DP pada penderita lumpuh

Setelah melakukan pengambilan data maka akan diketahui nilai keluaran sensor MPX5050DP yang akan dikonversikan menjadi skala kekuatan otot[4]. Data keluaran sensor berdasarkan nilai keluaran tegangan (voltase) dari orang normal dan penderita lumpuh. Tabel 4 menunjukkan nilai keluaran sensor MPX5050DP.

Tabel 4. Keluaran sensor MPX5050DP

Gerakan	Normal	Lumpuh
Angkat	3.79V	1,45V
Turun	2.51V	2.51V
Gerakkan	4.70V	2.59V

Keluaran sensor MPX5050DP dari hasil gerakan angkat, turun dan gerakkan ini kemudian dikonversikan menjadi skala kekuatan otot dalam *range* skala 1-5. Tabel 5 menunjukkan nilai keluaran sensor MPX5050DP yang telah dikonversikan menjadi skala kekuatan otot.

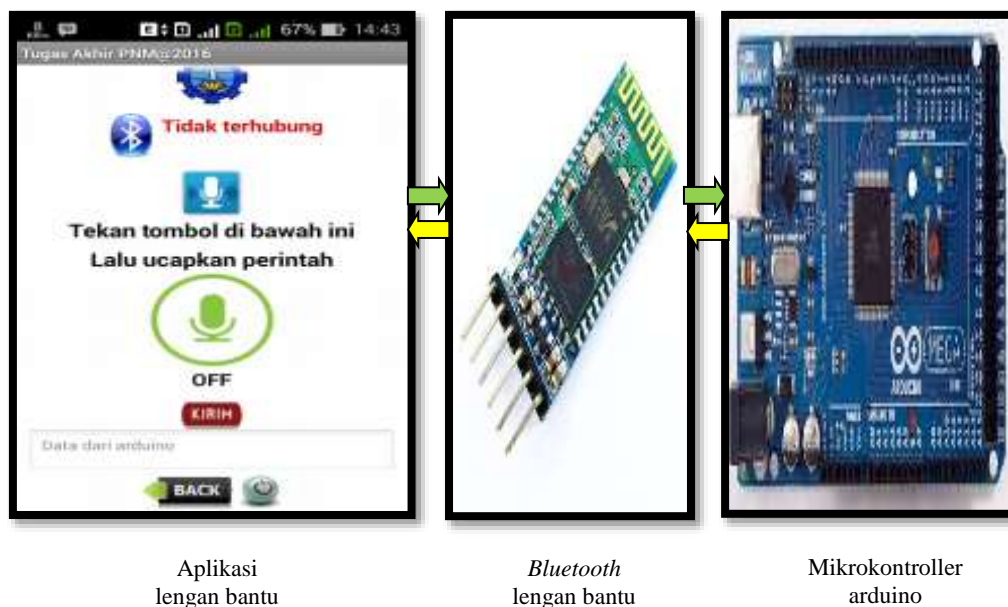
Tabel 5. Nilai skala kekuatan otot

Gerakan	Orang Normal	Orang Lumpuh
Angkat	4	2
Turun	3	3
Gerakkan	5	3

Nilai skala kekuatan otot yang telah dikonversikan kemudian dibandingkan dengan pengukuran skala kekuatan otot oleh praktisi kesehatan. Dimana nilai pengukuran sensor berbeda saat posisi turun baik pada orang normal maupun penderita lumpuh. Hal tersebut dikarenakan pengukuran dari pihak medis dilakukan secara menyeluruh pada otot pasien, berbeda dengan sensor yang hanya mengukur berdasarkan kontraksi otot.

2.3. Pengiriman Data

Pengiriman data meliputi komunikasi dua arah antara *smartphone* dengan *arduino* menggunakan *wireless network* via *bluetooth*. Gambar 4 menunjukkan proses komunikasi dari *smartphone* dengan *arduino*.

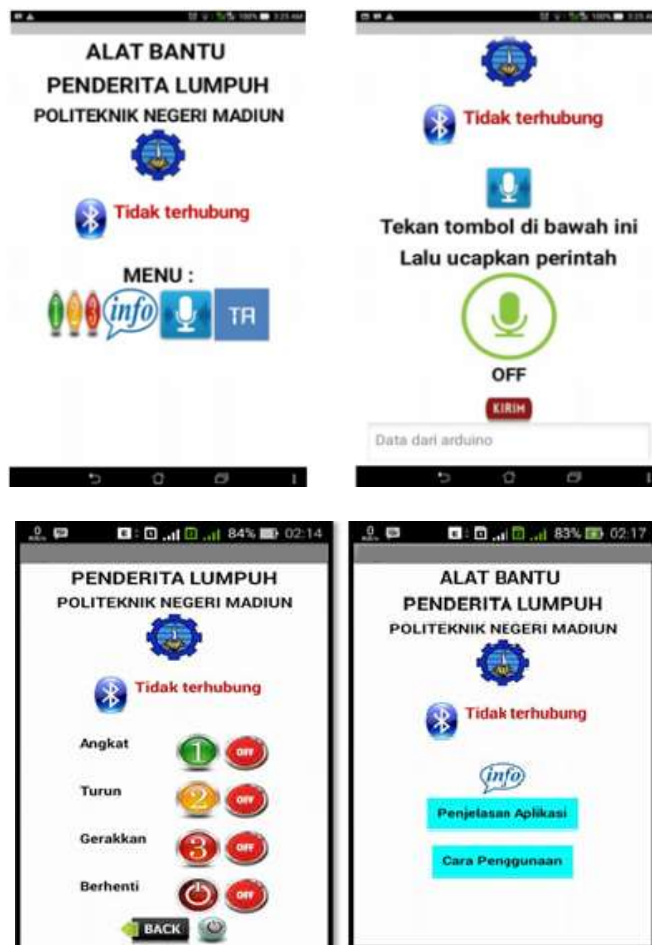


Gambar 4. Komunikasi aplikasi dan arduino

Aplikasi lengan bantu mengolah data *voice command* menjadi data serial, kemudian dikirim melalui jaringan nirkabel via *bluetooth*. Selain itu aplikasi lengan bantu juga berfungsi untuk menerima data berupa skala kekuatan otot dalam bentuk data serial. Kemudian diterjemahkan dan ditampilkan dalam aplikasi. *Bluetooth* berfungsi sebagai *Receiver* dan *Transmitter*, bertindak sebagai jembatan penghubung antara *smartphone* dengan arduino[5]. *Baudrate* yang digunakan adalah 115200, yang bertujuan agar komunikasi dapat berjalan dengan cepat. Arduino merupakan mikrokontroler pengolah data [6]. Arduino menerima data dari *smartphone*, kemudian data tersebut diolah menjadi suatu proses. Setelah itu data dikirim kembali pada *smartphone*.

2.4. Aplikasi Lengan Bantu

Aplikasi ini merupakan media untuk mengucapkan perintah suara untuk mengendalikan lengan bantu. Aplikasi ini dibuat pada laman *appinventor.mit.edu*, sebuah situs untuk membuat aplikasi untuk *smartphone* android [7]. Gambar 5 menunjukkan aplikasi lengan bantu.



Gambar 5. Aplikasi lengan bantu

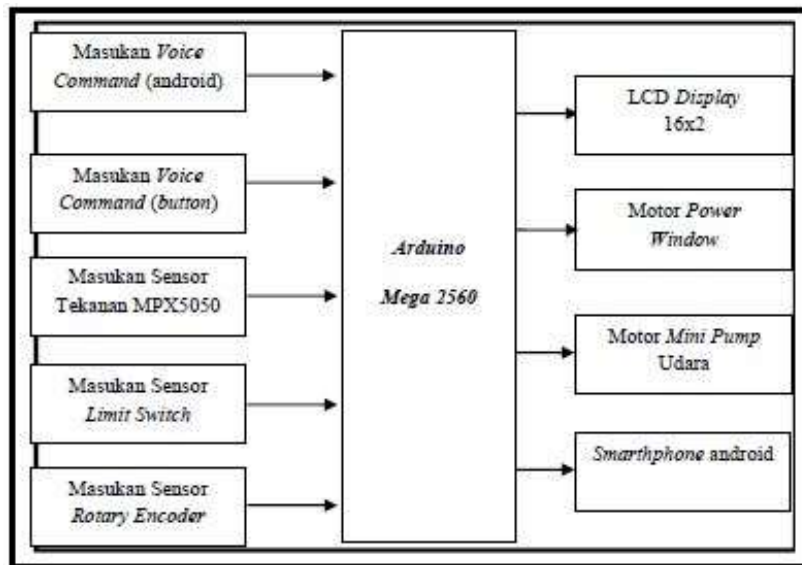
Aplikasi ini merupakan media untuk mengendalikan pergerakan dari lengan bantu. Aplikasi ini memiliki tiga menu, yaitu: pertama menu *push button*, diinisialisasikan sebagai perintah suara apabila menu utama perintah suara tidak dapat digunakan. Selanjutnya menu *info*, berisi keterangan informasi tentang alat dan cara penggunaan. Yang ketiga menu *voice command*, merupakan menu utama untuk menggerakkan lengan bantu, dan untuk mengetahui nilai skala kekuatan otot.

2.5. Perancangan Sistem

Gambar 6 menunjukkan diagram blok dari sistem. *Voice command*, untuk mengontrol pergerakan lengan. *Button*, diinisialisasikan sebagai pengganti fungsi *voice command*. Sensor MPX5050DP, penghitung skala kekuatan otot berdasarkan kontraksi otot. Sensor *limit switch*, sebagai pembatas pergerakan lengan apabila terjadi *error*. Sensor *rotary encoder*, sebagai pembaca posisi sudut dari lengan bantu. Posisi sudut mengacu pada fisioterapi kelumpuhan. Arduino merupakan pengolah utama dalam sistem ini. Didalam *board* arduino terdapat *listing program* yang digunakan untuk menjalankan sistem secara keseluruhan, yaitu : program untuk menerjemahkan perintah suara dari *smartphone*, program menghitung skala kekuatan otot, dan program pengendalian motor untuk pergerakan lengan.

LCD *Display*, menampilkan proses yang berjalan pada sistem: nilai tekanan udara pada *manset*, nilai skala kekuatan otot, nilai PWM, *voice command* yang diucapkan, dan nilai sudut lengan bantu. Motor *power window*, merupakan aktuator utama lengan bantu. Menggunakan *driver* L298N dan PWM untuk mengatur pergerakan berdasarkan perintah suara. Motor pompa udara, berfungsi untuk mengisi udara pada *manset* hingga tekanan udara 2,5kPa. *Smartphone*,

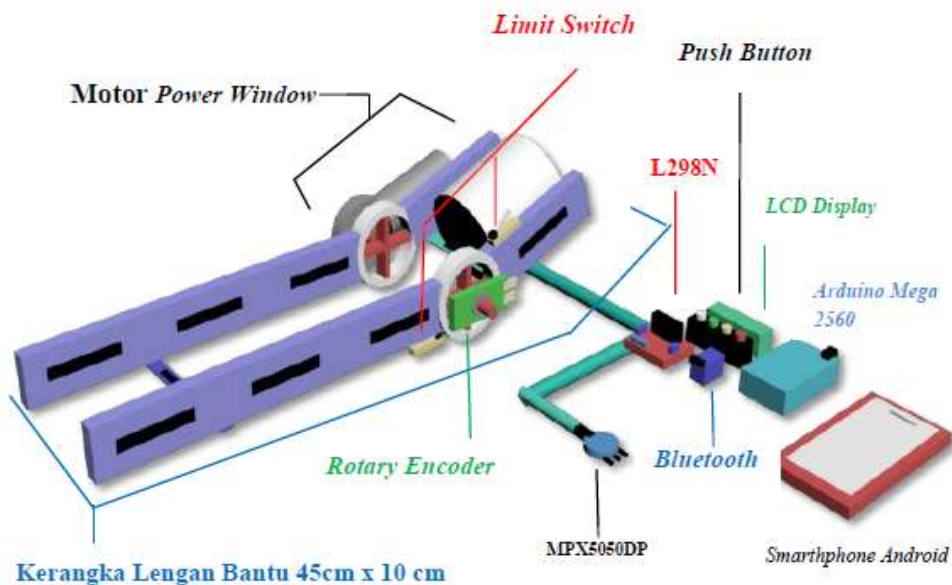
untuk menampilkan nilai tekanan udara pada *manset* dan skala kekuatan otot berdasarkan perintah “skala”.



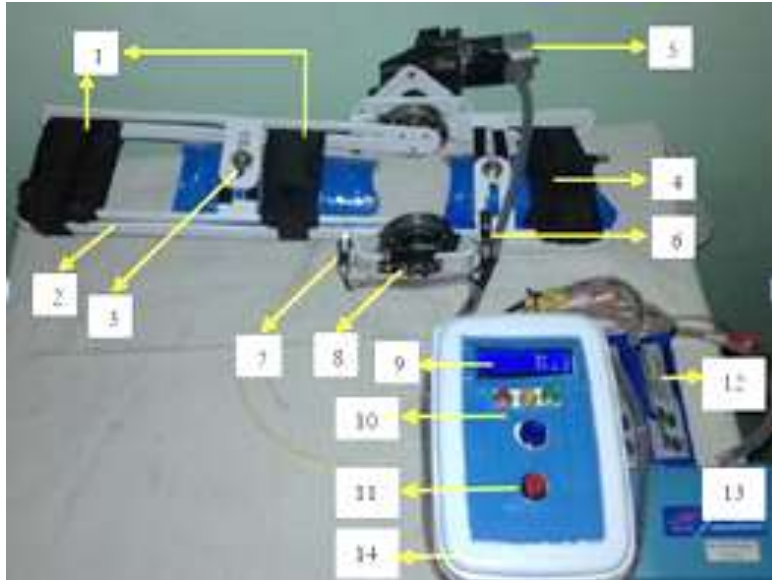
Gambar 6. Diagram blok sistem

2.6. Perancangan Perangkat Keras

Lengan bantu ini memiliki ukuran panjang 45 cm dan lebar maksimal 10 cm, lebar dari lengan bantu ini dapat dikurangi berdasarkan ukuran dari lengan pengguna. Gambar 7 menunjukkan desain lengan bantu dan gambar 8 menunjukkan hasil alat lengan bantu yang telah dibuat.



Gambar 7. Lengan bantu



Gambar 8. Implementasi lengan bantu

Keterangan :

1. Sabuk pengaman, untuk mengencangkan lengan pengguna pada lengan bantu.
2. Kerangka utama lengan bantu.
3. Baut peregangan, untuk mengecilkan atau memperbesar lebar lengan bantu.
4. *Manset*, untuk media pengukuran skala otot.
5. *Motorpower window*, aktuator penggerak.
6. *Limit switch A*, pembatas gerakan angkat.
7. *Limit switch B*, pembatas gerakan turun.
8. *Rotary encoder*, sensor posisi sudut.
9. *LCD Display*.
10. *Push button*.
11. Tombol *power on/off*.
12. *Battery lithium polymer 12V*.
13. *Motor pompa udara*.
14. *Box mikrokontroller*, berisi board arduino, driver L298N, *bluetooth*, dan rangkaian *hardware*

3. Hasil dan Pembahasan

3.1. Pengujian Perhitungan Skala Kekuatan Otot

Skala kekuatan otot diukur menggunakan sensor MPX5050DP, sensor ini menghitung nilai tekanan udara pada *manset* yang dipasangkan pada lengan pengguna. Kontraksi dari otot bisep dan trisep akan menghasilkan tekanan udara yang akan mempengaruhi nilai keluaran sensor yang kemudian dikonversikan menjadi skala kekuatan otot. Persamaan rumus yang digunakan untuk mengubah tekanan udara menjadi nilai keluaran berupa voltase adalah sebagai berikut.

Nominal Transfer Value :

$$V_{out} = V_s (P \times 0,018 + 0,04) \quad (1)$$

$$V_s = 5,0V \pm 0,25 Vdc \quad (2)$$

Dimana : V_{out} = Keluaran sensor (V)

V_s = Tegangan supply (5V)

P = Tekanan (kPa)

0,018+0,04 = Nilai kalibrasi tekanan atmosfer udara

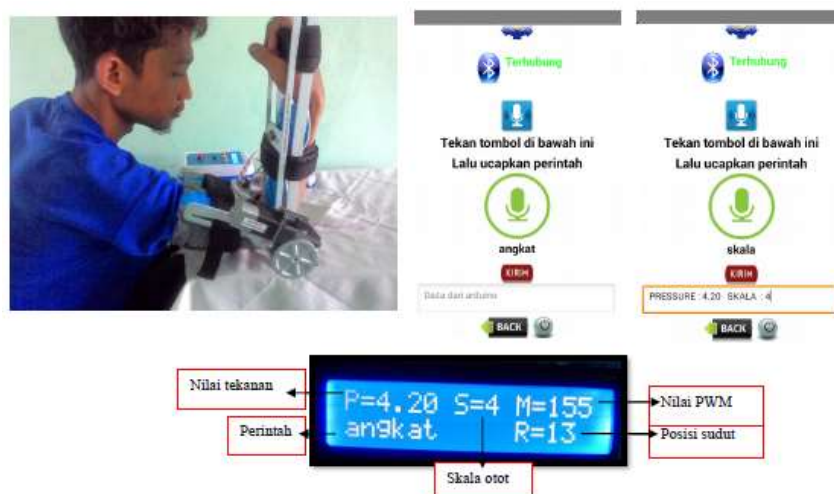
Berdasarkan persamaan (1)-(2), maka dapat diketahui nilai tekanan udara berdasarkan nilai keluaran sensor MPX5050DP [8]. Tabel 5 menunjukkan nilai keluaran MPX5050DP dengan nilai tekanan MPX5050DP dan tekanan teori untuk mencari nilai *error*. Nilai *error* dari sensor MPX masih dalam batas *range* toleransi maksimal, yaitu 2,5 % (+0,125 atau -0,125).

Tabel 6. Nilai keluaran MPX berbanding nilai tekanan.

Tegangan MPX	Tekanan MPX	Tekanan Teori	Error $\pm 2.5\%$
1.00V	1.12kPa	1.1kPa	0.02
2.00V	2.02kPa	2kPa	0.02
3.00V	2.93kPa	2.9kPa	0.03
4.00V	3.89kPa	3.8kPa	0.09
4.70V	4.68kPa	4.7kPa	-0.02

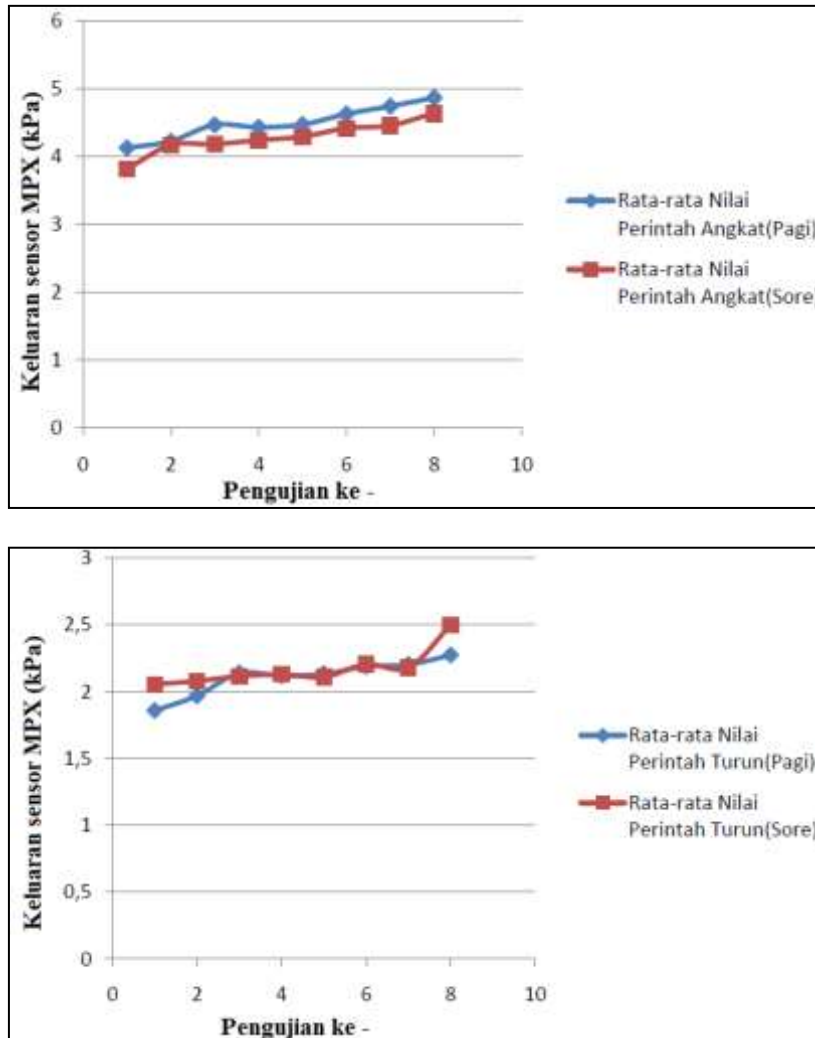
3.2. Pengujian Pergerakan Lengan

Pengujian pergerakan ini dilakukan selama dua hari, pada pagi dan sore hari. Pengujian dilakukan pada orang normal dan penderita lumpuh. Pengujian bertujuan untuk mengetahui nilai skala kekuatan otot setelah menggunakan lengan bantu oleh pengguna. Gambar 9 menunjukkan pergerakan lengan bantu saat perintah angkat pada orang normal.



Gambar 9. Pengujian pergerakan lengan bantu saat perintah angkat pada orang normal

Pengujian dilakukan selama dua hari, nilai rata-rata kekuatan otot pada orang normal yang telah dilakukan ditunjukkan pada tabel 6. Tabel 7 menunjukkan rata-rata hasil pengujian pada orang normal. Gambar 10 menunjukkan grafik hasil rata-rata pengujian pada orang normal.



Gambar 10. Grafik rata-rata kekuatan otot pada orang normal

Tabel 7. Hasil rata-rata pengujian orang normal

Pengujian ke -	Pagi hari				Sore hari			
	Angkat		Turun		Angkat		Turun	
	Tekanan (kPa)	Skala	Tekanan (kPa)	Skala	Tekanan (kPa)	Skala	Tekanan (kPa)	Skala
1	4.13	5	1.86	2	3.82	4	2.05	3
2	4.23	5	1.97	2	4.17	5	2.08	3
3	4.47	5	2.14	3	4.18	5	2.11	3
4	4.43	5	2.12	3	4.24	5	2.13	3
5	4.47	5	2.13	3	4.29	5	2.11	3
6	4.63	5	2.19	3	4.42	5	2.20	3
7	4.75	5	2.20	3	4.46	5	2.18	3
8	4.87	5	2.27	3	4.64	5	2.5	3

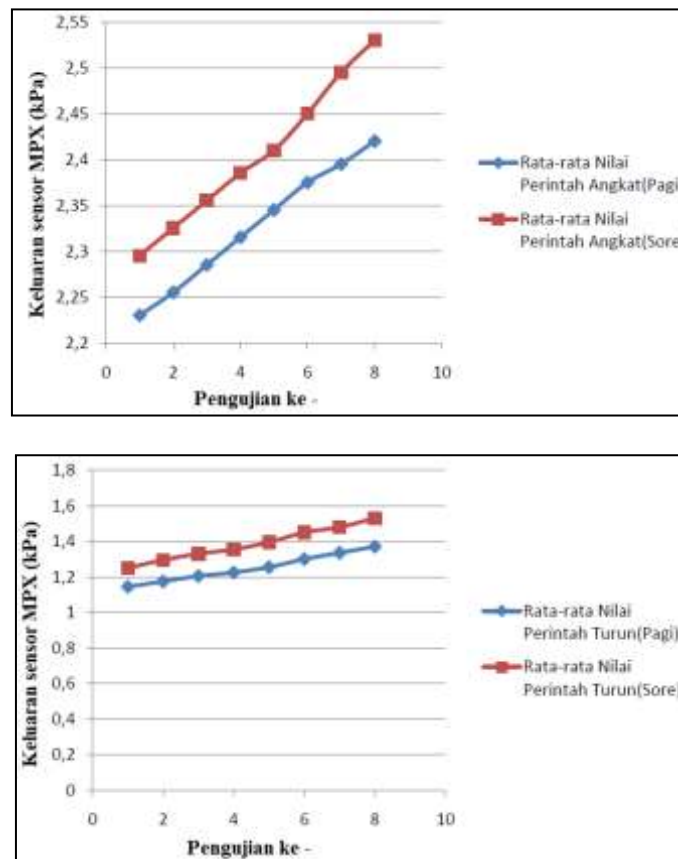
Dari pengujian yang telah dilakukan selama dua hari pada orang normal, dapat diketahui bahwa penggunaan alat ini menurunkan skala kekuatan otot oleh pengguna orang normal. Hal tersebut dikarenakan penggunaan dari alat ini dapat menyebabkan kelelahan otot (seperti orang berolahraga) yang menyebabkan pengguna mengalami penurunan kekuatan otot.

Pengujian pada penderita lumpuh dilakukan selama dua hari, yaitu pada pagi dan sore hari. Penderita lumpuh yang dilakukan pengujian mengalami lumpuh kekuan sendi tangan. Gambar 11 menunjukkan pergerakan lengan bantu saat perintah angkat pada penderita lumpuh.



Gambar 11. Pengujian pergerakan lengan bantu saat perintah angkat pada penderita lumpuh

Pengujian dilakukan selama dua hari, nilai rata-rata kekuatan otot pada penderita lumpuh ditunjukkan pada Tabel 8. Gambar 12 menunjukkan grafik hasil rata-rata pengujian penderita lumpuh.



Gambar 12. Grafik rata-rata kekuatan otot pada penderita lumpuh

Tabel 8. Hasil rata-rata pengujian penderita lumpuh

Pengujian ke -	Pagi hari				Sore hari			
	Angkat		Turun		Angkat		Turun	
	Tekanan (kPa)	Skala	Tekanan (kPa)	Skala	Tekanan (kPa)	Skala	Tekanan (kPa)	Skala
1	2.23	2	1.14	1	2.29	2	1.25	1
2	2.25	2	1.17	1	2.32	2	1.29	1
3	2.28	2	1.20	1	2.35	2	1.33	1
4	2.31	2	1.22	1	2.38	2	1.35	1
5	2.34	2	1.25	1	2.41	2	1.39	1
6	2.37	2	1.25	1	2.45	2	1.45	1
7	2.39	2	1.3	1	2.49	2	1.48	1
8	2.42	2	1.37	1	2.53	2	1.53	1

Dari pengujian yang telah dilakukan, dapat diketahui bahwa grafik kekuatan otot pada penderita lumpuh mengalami peningkatan. Peningkatan skala kekuatan otot tersebut terjadi karena pergerakan lengan bantu memicu otot bisep dan juga trisep mengalami kontraksi, sehingga terangsang untuk mengikuti pergerakan lengan bantu. Hal ini diharapkan dapat memulihkan kondisi fisik pasien pengguna seoptimal mungkin.

4. Kesimpulan

Alat bantu penggerak lengan menggunakan perintah suara untuk mengontrol pergerakan dari lengan. Pergerakan dari lengan adalah angkat (sudut 130°), turun (sudut 30°), gerakkan dan skala. Perhitungan skala kekuatan otot menggunakan sensor MPX5050DP. Sensor mengukur kekuatan otot berdasarkan kontraksi dari otot bisep dan trisep yang akan mempengaruhi tekanan udara. Penggunaan dari alat ini pada orang normal menimbulkan skala kekuatan otot yang cenderung menurun. Hal tersebut dikarenakan penggunaan yang menimbulkan kelelahan otot. Sedangkan penggunaan pada penderita lumpuh mampu menghasilkan rata-rata kekuatan otot yang naik.

Daftar Pustaka

- [1]. Kelly, M. Goedert. *Stroke Rehabilitation Researchers Report Improvement in Spatial Neglect with Prism*. Neurorehabilitation and Neural Repair. December, 2013
- [2]. P, Diane. *Robot Terapi untuk Penderita Stroke*. Jevuska. April 2010
- [3]. Andras, Toth. *Robots with Patients*. ABB Review. 2006
- [4]. GobarFazakus, Monika Horvath, FiborTroznai. *Robot-Mediated Upper Limb Physiotherapy for Patients with Spastic Hemiparesis: A Preliminary Study*. J. Rehabil Med. 2007 pp. 580-582.
- [5]. Yulianto, Dhoni. *Rancang Bangun Sistem Kontrol Otomatis pada Alat Bantu Gerak Physio Therapy Lengan Bawah*. Skripsi. 2007.
- [6]. R. Richardson. *Design and Control of a Three Degree of Freedom Pneumatic Physio Therapy Robot*. Robotica Volume 21. December 2003. Pp. 589-604
- [7]. Tandika, Keven. *Aplikasi Voice Recognition Berbasis Android dengan Menggunakan Bahasa Indonesia*. Skripsi. Universitas Kristen Maranatha Bandung. 2014
- [8]. Adiluhung, Johan. *Alat Pengukur Tekanan Darah Otomatis Berbasis Mikrokontroler Untuk Pasien Rawat Jalan dengan SMS Gateway*. Surabaya : Politeknik Elektronika Negeri Surabaya. 2013.