

Kontrol Eksoskeleton Tangan dengan Sensor Taktil untuk Rehabilitasi *Specific-Task Practice* pada Pasien Spastisitas Pasca Stroke

Hanan Yumna, Achmad Arifin dan Atar Fuady Babgei
Departemen Teknik Biomedik, Institut Teknologi Sepuluh Nopember (ITS)
e-mail: arifin@bme.its.ac.id, atarbabgei@bme.its.ac.id.

Abstrak—Pasien pasca stroke dengan komplikasi spastisitas dapat menyebabkan kurangnya kemampuan menggenggam objek sehingga mempunyai kebutuhan khusus dengan bantuan eksoskeleton tangan robotik. Setelah dilakukan berbagai teknik fisioterapi untuk menangani spastisitas, perlu dilakukan evaluasi kekuatan tangan pasien selama menggenggam. Meskipun banyak metode rehabilitasi *specific-task learning* dengan eksoskeleton, untuk mendapatkan pengukuran kekuatan selama interaksi genggam masih menjadi hal yang menantang. Tujuan penelitian ini mengembangkan eksoskeleton dengan umpan balik dari sensor taktil untuk mengevaluasi distribusi kekuatan pada ujung jari pasien, lalu eksoskeleton membantu pasien menjaga kekuatan pegangan disekitar *trehsold* untuk meningkatkan kemampuan gerak. Pengukuran *threshold* genggam tangan normal yang didapatkan untuk mengangkat sebuah cangkir adalah 2.254 N. Selama rehabilitasi, eksoskeleton mampu menjaga kekuatan pegangan disekitar *threshold*, ketika kekuatan pegangan subjek terdeteksi dibawah *threshold*, eksoskeleton mampu memberikan stimulus eksternal power sehingga menjaga kekuatan pegangan.

Kata Kunci—Spastisitas, Umpan Balik Taktil, Eksternal Power, Pengukuran Interaksi Kekuatan.

I. PENDAHULUAN

TANGAN manusia merupakan salah satu sistem yang sangat penting dalam berinteraksi dengan lingkungan, sebagai indera yang mampu menyediakan *umpan balik* sensori dan haptik, yang mampu memanipulasi berbagai objek. Fungsi dan koordinasi dari tangan dapat menurun ataupun hilang karena trauma maupun cedera, seperti termasuk yang dialami oleh pasien pasca-stroke. Data WHO menunjukkan 17 juta kasus stroke terbaru yang tercatat tiap tahunnya dan di dunia terjadi 7 kematian akibat stroke. Di samping itu, sebagian dari pasien yang mengalami stroke akan berakhir dengan kecacatan. Berdasarkan beberapa penelitian didapatkan tingkat kecacatan akibat stroke mencapai 65%. Studi menunjukkan pada penderita stroke, tangan merupakan bagian yang paling terpengaruh. Setelah stroke, individu akan memiliki gerakan terbatas pada pergerakan tangan, atau bahkan tidak ada. Kurangnya pergerakan ini menyebabkan pemendekan jaringan lunak dan dapat terjadi Spastisitas. Spastisitas merupakan komplikasi umum yang terjadi pada pasien pasca stroke yang mengacu pada otot yang kaku, kencang, atau kejang [1].

Eksoskeleton kini menjadi alternatif untuk berbagai rehabilitasi, namun untuk rehabilitasi strok masih sedikit dalam pengembangannya. Dalam pengembangannya, eksoskeleton tangan dapat menggerakkan jari, namun masih

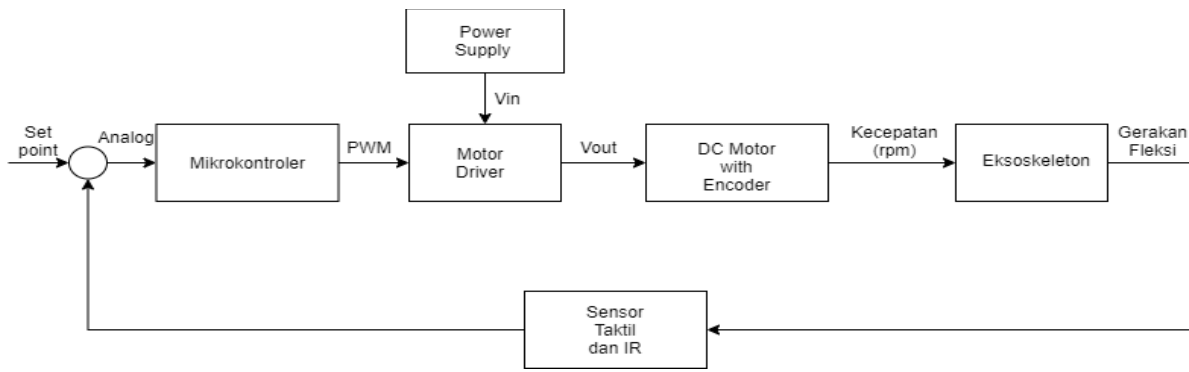
dibawah kekuatan genggam normal untuk aktivitas sehari-hari. Kekurangan kekuatan ini menghasilkan kurangnya cengkeraman pada objek. Selain itu, meskipun banyak metode rehabilitasi *specific-task practice* menggunakan eksoskeleton tangan, untuk mendapatkan pengukuran kekuatan selama interaksi genggam masih menjadi hal yang menantang.

Ide eksoskeleton tangan ini berdasarkan desain eksoskeleton sarung tangan dengan cincin tendon pada tiap ruas jari. Dilengkapi dengan sensor FlexiForce pada ujung jari sebagai umpan balik taktil untuk menilai seberapa kuat genggam tangan yang dilakukan perangkat, serta sensor infrared untuk mendeteksi jarak objek terhadap tangan. Tujuan desain ini untuk memberikan bantuan pada pasien dengan latihan khusus untuk memulihkan gerakan dasar pasien, seperti bagaimana untuk menggenggam dan memindahkan cangkir.

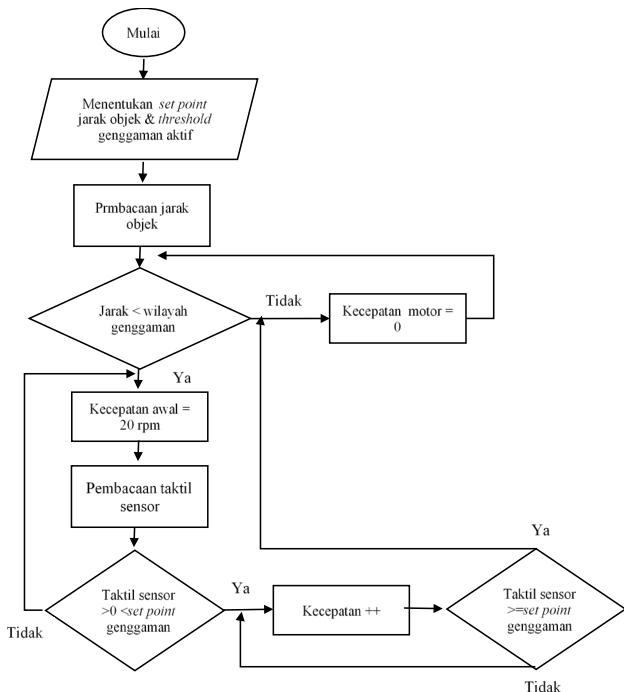
II. METODOLOGI

A. Desain Metode Penelitian

Sistem ini memiliki beberapa tahap, ditampilkan pada Gambar 1, yaitu pemrosesan pada mikrokontroler, sistem aktuasi oleh aktuator, gerakan manipulasi oleh manipulator, dan umpan balik sensor. Pertama, wilayah deteksi objek ditentukan dengan menentukan *set point* jarak minimal pembacaan sensor infrared (IR) untuk menginisiasi gerakan motor. Sensor memiliki output bit analog, sehingga perlu dikonversi menjadi output digital sesuai kebutuhan, seperti sensor infrared (IR) yang harus mengonversi nilai analog menjadi satuan jarak dan sensor taktil yang harus mengonversi nilai analog menjadi satuan gram atau newton. Nilai yang masuk ke mikrokontroler adalah selisih dari *set point* atau *threshold* dan hasil pembacaan sensor. Nilai ini masuk ke mikrokontroler Arduino Mega 2560 untuk mengatur pemberian perintah output PWM. Lalu, sinyal PWM ini mengatur kecepatan motor DC dengan mengatur tegangan keluaran modul *driver* L298N. DC motor dilengkapi dengan *encoder* yang terpasang, melalui encoder ini maka perhitungan kecepatan dalam rpm dapat dilakukan. DC motor akan menarik tali nilon yang terpasang pada eksoskeleton tangan robotik sehingga menciptakan gerakan menggenggam dengan bantuan *cable routing board* yang mengatur arah gerakan tali nylon. Saat ada interaksi sentuhan atau tekanan antara eksoskeleton dengan objek, sensor taktil pada ujung jari akan membaca distribusi tekanan yang terjadi dan memberi umpan balik berupa selisih antara *set point* dan



Gambar 1. Diagram blok sistem



Gambar 2. Diagram Blok Kontrol Eksoskeleton Strategi Rehabilitasi.

pembacaan sensor kepada mikrokontroler. Sensor ini juga membaca informasi kekuatan gengaman subjek. Lalu eksoskeleton mencoba mengikuti gerakan pasien dan menjaga kekuatan eksoskeleton dan ujung jari disekitar *threshold* yang ditetapkan untuk meningkatkan kemampuan gerakan.

B. Perancangan Platform Mekanik

Desain dasar perangkat ini, ditunjukkan pada Gambar 3, adalah sebuah sarung dengan cincin yang diletakkan pada bagian *proximal*, *intermediate* dan *distal* tiap jari. Cincin ini disambungkan dengan tali nylon yang tersambung dengan DC motor sehingga dapat menghasilkan gerakan dengan menarik cincin sebagai pemandu tendon. Papan *cable routing* diletakkan ditelapak tangan, berguna supaya tali nilon dapan bergerak sesuai arah gengaman. Strap velcro pada papan *cable routing* dan tempat sensor IR untuk mempertahankan posisi supaya tidak bergeser. Sensor taktil diletakkan pada ujung jari sedangkan sensor infrared diletakkan pada ujung palmar untuk mendeteksi keberadaan benda. Sedangkan perangkat kontrol prototipe diletakkan diluar daerah tangan.

C. Perancangan Software

Perancangan *software* terdiri dari perancangan algoritma untuk pemrograman mikrokontroler dan pengiriman data ke

Tabel 2. Perbandingan Ukuran Desain dan Realisasi

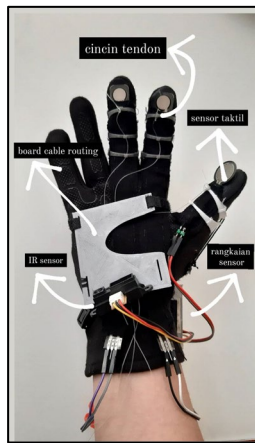
No	Nama	Diameter Desain (mm)	Diameter Aktual (mm)
Jempol			
1	<i>Proximal</i>	2,4	2,3
2	<i>Distal</i>	2,2	2,2
Telunjuk			
3	<i>Proximal</i>	2,2	2,1
4	<i>Intermediate</i>	2,0	2,0
5	<i>Distal</i>	1,9	1,9
Tengah			
6	<i>Proximal</i>	2,2	2,2
7	<i>Intermediate</i>	2,0	1,9
8	<i>Distal</i>	1,9	1,9

Excel dengan *Parralax Data Aqcusition (PLX-DAQ)*. Mikrokontroler yang digunakan adalah Arduino Mega sehingga *software* untuk merancang algoritma adalah Arduino IDE. Pemrograman pada mikrokontroler dirancang untuk melakukan beberapa fungsi diantaranya untuk konversi nilai bit menjadi nilai gaya untuk sensor fsr, pembacaan nilai jarak oleh sensor IR untuk deteksi objek, perintah menggerakkan DC motor dengan encoder untuk melakukan gerak fleksi. Sedangkan *Parallax Data Acquisition* dimanfaatkan untuk melakukan mengirim data ke Microsoft excel dan selanjutnya dilakukan analisa nilai torsi motor servo dengan beberapa kondisi yang berbeda, dan Analisa nilai tekanan jari terhadap objek.

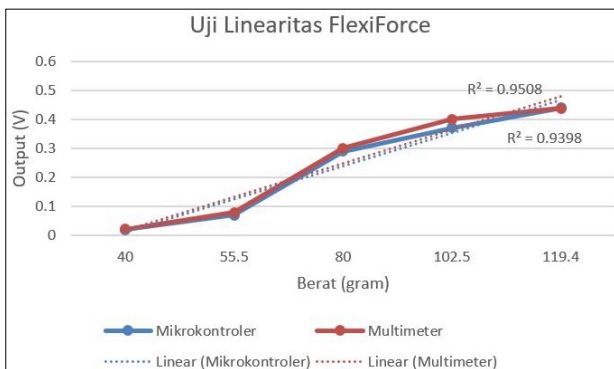
D. Perancangan Hardware

Eksoskeleton tangan robotic pada penelitian ini membutuhkan perancangan komponen elektronik untuk mendukung pergerakan eksoskeleton maupun pengukuran informasi taktil.

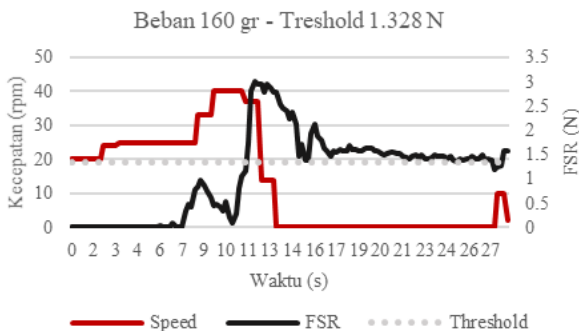
Pada penelitian ini DC motor dengan encoder bertindak sebagai aktuator didukung dengan baterai LiPo. Dibutuhkan motor dc dengan encoder untuk meghitung kecepatan motor dalam rpm. Lalu motor DC dikendalikan secara digital oleh modul driver motor L298N dan Arduino Mega. Driver ini digunakan untuk mengirim konfigurasi PWM ke DC motor. Pin motor + dan motor – dipasang pada OUT 1 dan OUT 2. Hall sensor A dan B dari motor encoder dipasang pada pin *interrupt* mikrokontroler. Encoder VCC disambungkan dengan 3.3 V Arduino sedangkan Encoder GND disambungkan dengan GND *power supply* dan GND Arduino. Pin PWM pada modul L298N dipasang pada pin 6 Arduino, sedangkan pin arah *clockwise* dan *counterclockwise* dipasang pada pin 7 dan 8 Arduino.



Gambar 3. Prototipe Eksoskeleton Tangan dengan Sensor Taktil



Gambar 4. prototipe eksoskeleton tangan dengan sensor taktil.



Gambar 5. Kontrol motor dengan beban 260 gram

Komponen selanjutnya yang digunakan adalah sensor Sharp IR yang dipasangkan pada ujung telapak tangan. Tujuan pemasangan sensor ini adalah untuk menginisiasi pergerakan motor dengan mendeteksi keberadaan benda. Untuk mengukur informasi kekuatan interaksi tangan dengan objek digunakan sensor taktil dari Tecscan yaitu FlexiForce, karena pada studi sebelumnya, sensor ini memiliki sensitivitas paling tinggi diantara sensor taktil lainnya [2].

E. Kontrol Motor pada Eksoskeleton untuk Strategi Rehabilitasi

Sebelum ditentukan besar eksternal power yang diberikan, perlu dilakukan eksperimen untuk menentukan *threshold* genggamannya subjek normal. Nilai *threshold* ini sangat penting, karena merupakan nilai minimal kekuatan genggamannya yang dibutuhkan subjek untuk mengangkat objek. Selisih dari *threshold* dan pembacaan sensor sebagai umpan balik taktil untuk menentukan stimulus eksternal power selanjutnya.

Tabel 3. Perbandingan Tegangan Keluaran Driver

PWM	Duty Cycle (%)	Tegangan Perhitungan (V)	Tegangan Keluaran Driver (V)
64	25%	2,45	2,14
127	50%	4,90	4,70
191	75%	7,35	7,29
255	100%	9,8	9,49

Tabel 4. Hasil Rerata Genggaman Subjek Ditiap Percobaan

Subjek	Rerata Genggaman (N)
1	2,277
2	2,253
3	2,233
Rerata ± SD	2,254± 0,022

Tabel 5. Hasil Rerata Genggaman Subjek Ditiap Percobaan

Beban 160 gram	Force (N)
Subjek 1	1,231
Subjek 2	1,362
Subjek 3	1,391
Treshold	1,328 ± 0,085
Beban 260 gram	
Subjek 1	2,23
Subjek 2	2,27
Subjek 3	2,25
Treshold	2,254 ± 0,022
Beban 360 gram	
Subjek 1	2,43
Subjek 2	2,51
Subjek 3	2,50
Treshold	2,486 ± 0,044

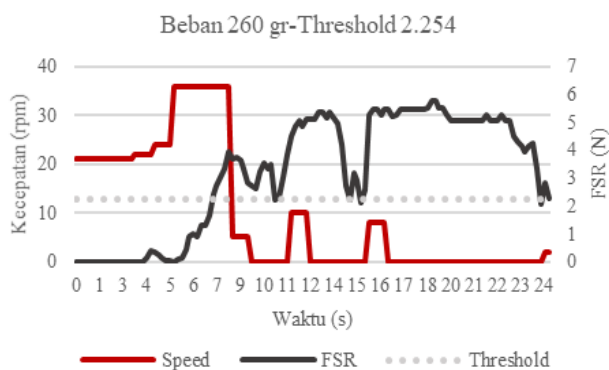
Setelah nilai *threshold* ditentukan, maka subjek akan diberi stimulus berupa bantuan pergerakan dari prototipe yang dibantu oleh motor dengan kecepatan tertentu. Ketika IR sensor mendeteksi adanya objek di wilayah genggamannya, motor akan berjalan dengan kecepatan 20 rpm. Lalu ketika taktil sensor sudah membaca adanya kontak dengan objek, maka nilai ini akan dibandingkan dengan *threshold* genggamannya aktif, ketika sudah mencapai *threshold* maka motor akan berhenti, jika belum, kecepatan motor masih bertambah hingga 30 rpm.

Selama mengangkat, ketika nilai rata-rata distribusi sensor kurang dari *threshold*, motor akan memberikan bantuan berupa eksternal power dengan kecepatan 10 rpm. Sensor taktil pada ujung jari akan membaca distribusi tekanan selama pegangan. Kekuatan yang dicapai subjek sebelum kehilangan pegangan akan diukur dan dirata-rata.

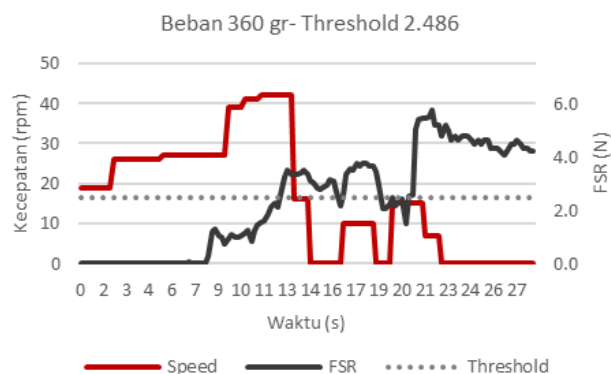
III. HASIL

A. Platform Mekanik

Beberapa platform dari eksoskeleton tangan didesain pada aplikasi Adobe Inventor, yaitu cincin sebagai *tendon guide*, *cable routing* dan tempat untuk sensor IR. Hasil realisasi cetak bentuk 3D ditunjukkan pada Gambar 3. Cincin sebagai *artificial tendon guide* agar jari dapat bergerak fleksi dengan bantuan *nylon string* yang ditarik oleh motor sebagai aktuator. Sensor IR dipasang diujung telapak tangan untuk mendeteksi benda dan menginisiasi motor untuk memulai pergerakan. *Cable routing board* dipasang ditelapak tangan



Gambar 6. Kontrol motor dengan beban 160 gram.



Gambar 7. Kontrol motor dengan beban 360 gram

untuk jalur *nylon string* sehingga dapat menarik sesuai arah genggaman. Dari hasil perbandingan ukuran desain dan realisasi pada Tabel 2, dapat dilihat perbedaan ukuran hanya 0,1 mm. Maka dari itu, dengan metode 3D *printing*, dapat dilakukan desain terlebih dahulu sehingga hasil tidak berbeda jauh dengan rancangan.

B. Pengujian Linearitas Sensor

Linearitas menunjukkan konsistensi sistem pengukuran untuk keseluruhan rentang pengukuran, maka dari itu perlu dilakukan pengujian linearitas untuk sensor FlexiForce. Nilai bit sensor dibaca oleh analog read Arduino Mega 2560 lalu diproses hingga mendapatkan output berupa keluaran digital dalam satuan volt, dimana tegangan keluaran ini yang diukur kelinearitasnya dengan beban yang diberikan. Lalu dibandingkan dengan hasil pembacaan oleh multimeter. Pembacaan dari mikrokontroler diplot dalam interface Excel dengan serial komunikasi menggunakan komponen PLX DAQ. Pada Gambar 4, dapat dilihat garis hasil plot kenaikan tegangan terhadap berat, didapatkan nilai $R^2=0,9508$, membuktikan pembacaan sensor dengan linearitas yang baik.

C. Pengujian Modul Driver, PWM dan Kecepatan Motor

Pengujian dilakukan dengan mengamati perubahan nilai PWM dari mikrokontroler dan nilai tegangan yang diukur dengan multimeter. Dari Tabel 3, dapat dilihat pemberian PWM linier dengan tegangan keluaran driver. Semakin besar pemberian PWM, maka tegangan keluaran driver semakin tinggi. Sehingga kecepatan motor juga semakin bertambah. Tegangan efektif keluaran *driver* berbeda dengan nilai perhitungan, dikarenakan saat nilai PWM aktif, nilai *driver* juga aktif. Namun saat nilai PWM naik, nilai tegangan *driver* tidak langsung naik, melainkan secara perlahan, dikarenakan ada penyimpanan muatan kapasitor.

D. Pengujian Threshold

Untuk mengetahui nilai minimum genggaman yang diperlukan untuk mengangkat objek, maka dilakukan pengukuran pegangan pada subjek normal untuk mendapatkan *threshold*. Pengukuran pegangan pada subjek normal dilakukan dengan melihat nilai yang terukur pada sensor taktil.

Pengujian ini dibutuhkan beberapa kali pengulangan. Subjek diminta mengangkat gelas selama 5 detik dan melakukannya sebanyak 10 kali pengulangan. Objek yang digunakan adalah sebuah cangkir berdiameter 8 cm dan berat 260 gram. Lalu diamati perubahan pembacaan sensor taktil pada eksoskeleton yang bersentuhan dengan objek.

Hasil tiap pengulangan dirata-rata dan dihitung nilai standar deviasi untuk mengetahui nilai *threshold* pegangan tangan subjek normal. Untuk hasil pengujian dapat dilihat pada Tabel 4. Hasil dari pengujian *threshold* genggaman tangan normal didapatkan nilai 2,254 dengan standar deviasi 0,022, nilai standar deviasi ini menunjukkan variansi yang cukup mewakili sampel.

E. Pengujian Kontrol Motor

Pada pengujian *threshold* genggaman normal, subjek mengangkat benda dengan berat 260 gram. Pada pengujian selanjutnya yaitu menguji kontrol motor dengan beban berbeda-beda, yaitu 160 gram, 260 gram dan 360 gram. Hal ini dilakukan untuk mengamati apakah *threshold* yang telah diuji ketika dikenakan beban berbeda mampu mengontrol motor dengan baik. Hasil pengujian ditampilkan pada gambar 5 hingga 7.

Untuk melakukan pengujian kontrol motor dengan beban berbeda, diuji kembali *threshold* dengan berat objek yang ingin diuji. Didapatkan nilai *threshold* untuk masing-masing beban pada Tabel 5. Untuk beban 160 gram didapatkan nilai *threshold* 1,328 N, beban 360 gram nilai *threshold* 2,486 N.

Didapatkan hasil untuk beban 160 gram, ketika mencapai *threshold*, motor tidak memberikan bantuan sama sekali, hal ini karena berat kurang dari objek saat pengujian. Untuk berat 360 gram, motor memberikan bantuan sebanyak 2 kali, dan diperlukan nilai di atas 2,48 N untuk mempertahankan objek agar tidak terjatuh.

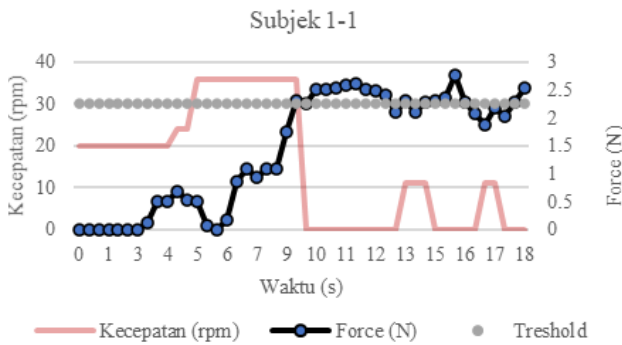
F. Pengujian Keseluruhan Sistem

Pengujian ini dengan merealisasikan strategi rehabilitasi pada bab metod. Dilakukan pula penilaian hasil algoritma kontrol kecepatan motor dengan nilai yang terbaca pada sensor taktil. *Threshold* merupakan nilai minimum pegangan subjek normal untuk mengangkat objek yang telah diuji sebelumnya. Motor dijalankan dengan kecepatan awal 20 rpm, lalu saat nilai yang terbaca oleh sensor taktil lebih dari 0 hingga kurang dari *threshold*, maka nilai kecepatan motor akan ditambah secara bertahap hingga 35 rpm. Ketika nilai sensor taktil sudah mencapai *threshold*, maka motor berhenti. Lalu subjek diminta mengangkat objek selama motor berhenti. Selama mengangkat ini, ketika ada pelemahan terhadap pegangan, eksoskeleton akan membantu dengan memberi impuls berupa eksternal power dari motor sebesar 10 rpm.

Selama pengujian, subjek diminta meraih dan menggenggam serta mengangkat objek selama sekitar 5 detik sebanyak 10 kali pengujian. Namun ketika subjek mengalami kelelahan, ditandai dengan gelas terjatuh atau terlepas dari

Tabel 6.
Hasil Rerata Genggaman Subjek Ditiap Percobaan

Pengujian ke-	Rata-rata ± Standar Deviasi		
	Subjek 1	Subjek 2	Subjek 3
1	2,226 ± 0,38	2,321 ± 0,22	2,396 ± 0,41
2	2,332 ± 0,36	2,327 ± 0,32	2,384 ± 0,25
3	2,390 ± 0,56	2,450 ± 0,27	2,422 ± 0,22
4	2,549 ± 0,54	2,449 ± 0,2	2,31 ± 0,41
5	2,416 ± 0,32	2,38 ± 0,23	2,411 ± 0,42
6	2,442 ± 0,38	2,43 ± 0,27	2,454 ± 0,29
7	2,392 ± 0,23	2,37 ± 0,26	2,601 ± 0,43
8	2,282 ± 0,74	2,31 ± 0,31	2,259 ± 0,27
9	1,867 ± 0,63	2,28 ± 0,23	2,269 ± 0,22
10	x	1,81 ± 0,7	2,265 ± 0,26



Gambar 8. Hasil Pengujian ke-1 pada Subjek 1

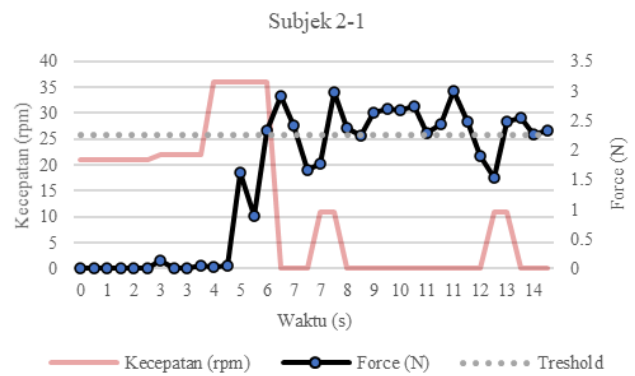
pegangan, maka pengujian akan dihentikan, walaupun pengujian belum mencapai 10 kali.

Pada Tabel 6, ditampilkan hasil rerata dan nilai standar deviasi dari tiap pengujian. Berdasarkan hasil yang tercatat, pada tiap pengujian terdapat peningkatan kekuatan genggaman pada subjek dari pengujian sebelumnya. Nilai rerata genggaman dari pengujian pertama hingga pengujian terakhir sebelum kelelahan muncul menunjukkan nilai diatas *threshold* genggaman normal, yaitu lebih dari 2,254 N. Hal ini disebabkan karena tiap kali ada pelemahan, eksoskeleton akan membantu dengan memberikan eksternal power, sehingga genggaman terjaga disekitar *threshold*.

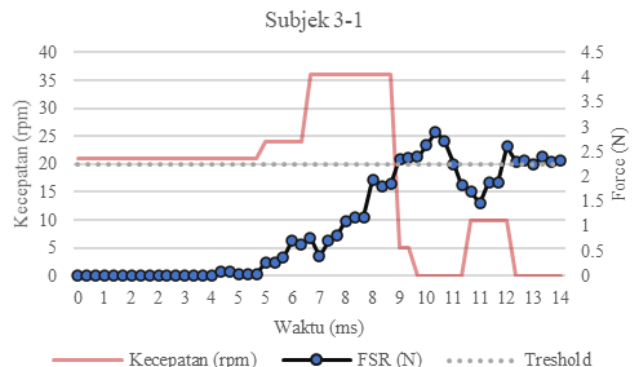
Subjek 1 hanya mampu melakukan 9 kali pengujian. Disini subjek 3 tidak mengalami kelelahan dan mampu menyelesaikan 10 kali pengujian. Sedangkan subjek 2 mengalami kelelahan tepat pada pengujian ke-10. Pada saat terjadi kelelahan nilai rerata genggaman selama pengujian dibawah *threshold* normal.

Grafik hasil pengujian yang menampilkan nilai *force* (N) dan kecepatan motor (rpm) ditunjukkan pada Gambar 8 hingga Gambar 10. Pada seluruh grafik, *axis* kiri menunjukkan nilai kecepatan motor dengan satuan rpm, lalu *axis* kanan merupakan nilai *force* dari respon rata-rata sensor taktil dalam satuan newton. Garis merah merupakan perubahan kecepatan, garis hitam nilai perubahan rata-rata *force* dari sensor taktil sedangkan garis abu-abu putus menunjukkan nilai *threshold* genggaman yang telah diuji sebelumnya atau target yang harus dicapai sensor untuk dapat mengangkat objek.

Pada Gambar 8 hingga 10 ditampilkan perbandingan antara pengujian pertama, lalu diamati karakteristik nilai *force* selama pengujian serta bantuan motor yang dibutuhkan. Pada pengujian pertama, yang ditunjukkan Gambar 8, dengan bantuan motor sebesar 20 rpm, subjek 1 membutuhkan waktu



Gambar 9. Hasil Pengujian ke-1 pada Subjek 2.



Gambar 10. Hasil pengujian ke-1 pada subjek 3

5 detik untuk mencapai meraih dan 9 detik untuk mencapai *trehold*. subjek 1 mengalami pelemahan pada detik ke-12 dan 16, lalu eksoskeleton memberikan eksternal power sebesar 11 rpm. Sehingga rata-rata genggaman subjek 1 pada pengujian pertama sudah berada diatas *threshold* normal.

Subjek 2 mampu melakukan seluruh pengujian sebanyak 10 kali tanpa mengalami kelelahan, ditunjukkan pada Gambar 9. Saat pengujian pertama, subjek 2 membutuhkan waktu untuk mencapai *trehold* hanya 6 detik saja. Lalu selama mengangkat objek subjek 2.membutuhkan bantuan motor dua kali saat terjadi pelemahan pada detik ke-7 dan ke-12. Motor membantu mengembalikan nilai hingga mencapai *threshold*.

Subjek 3 hanya mampu melakukan pengujian sebanyak 9 kali. Pada pengujian pertama, yang ditunjukkan Gambar 10, subjek 1 mengalami pelemahan pada detik ke-11, namun pelemahan ini cepat teratasi dengan bantuan eksoskeleton yang memberikan eksternal power sebesar 10 rpm. Sehingga pada detik selanjutnya pegangan kembali diatas *threshold*.

IV. KESIMPULAN

Berdasarkan perancangan, pengujian, serta hasil yang telah dilakukan dapat disimpulkan bahwa prototipe dapat membantu tangan untuk melakukan gerakan. Selanjutnya, pada platform mekanik ditinjau dari proses pembuatan menggunakan teknik *3D printing* dan dihasilkan prototipe dengan ukuran yang sesuai antara desain dan aktual dengan selisih 0.1 mm sehingga dengan menggunakan teknik *3D printing* ukuran dari platform mekanik dapat disesuaikan terlebih dahulu. Namun bahan ini mudah patah ketika dipakai untuk eksperimen yang butuh pengulangan berkali-kali.

Sensor taktil FlexiForce mempunyai linearitas yang cukup baik dengan nilai regresi orde 1 sebesar 0,9398. Output

algoritma mikrokontroler untuk menghasilkan skala dalam gram menghasilkan perbedaan yang tidak signifikan dengan berat asli objek.

Nilai *threshold* genggam normal didapatkan dari pengukuran subjek 1 hingga 3 yang mengangkat tiap objek selama 5 detik sebanyak 10 kali pengulangan dan dihasilkan nilai rata-rata sebesar 2,254 N. Pada pengujian kontrol motor dengan beban berbeda, didapatkan nilai *threshold* yang berbeda, yaitu untuk beban 160 digunakan nilai *threshold* 1.328 N dan beban 360 gram dengan *threshold* 2,486 N. Dapat disimpulkan untuk mengangkat beban yang berbeda, dibutuhkan nilai minimum *threshold* yang berbeda, semakin berat beban objek, nilai *threshold* semakin tinggi.

Pengujian selanjutnya yaitu pengujian prototipe untuk sistem rehabilitasi dengan *specific-task practice* yaitu menggenggam dan mengangkat sebuah cangkir. Didapatkan

hasil grafik yang sesuai dengan perancangan sistem dimana ketika ada pelemahan genggam terhadap objek, maka akan diberi eksternal power kembali dengan kecepatan 10 rpm. Karena itu secara keseluruhan, pengujian sebelum terjadi kelelahan pada seluruh subjek memiliki nilai rata-rata diatas *threshold* normal.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] S. Steven, "Hubungan Derajat Spastisitas Maksimal Berdasarkan Modified Ashworth Scale dengan Gangguan Fungsi Berjalan Pada Penderita Stroke Iskemik," Universitas Diponegoro, Semarang, Indonesia, 2008.
- [2] A. Damilano *et al.*, "Commercial tactile sensors for hand exoskeletons: Practical considerations for ultra-low cost and very-low complexity read-out," *IEEE Instrum. Meas. Mag.*, vol. 19, no. 5, pp. 49–56, 2016, doi: 10.1109/MIM.2016.7579070.