

# Analisis Kekuatan Rangka Sepeda Statis *Upper and Lower body Exercise* untuk Terapi Pasien Pasca Stroke

Mohammad Muslimin  
Program Studi Teknik Industri  
Universitas Islam Majapahit  
Mojokerto, Indonesia  
muslimin.4ndr1@gmail.com

Luthfi Hakim  
Program Studi Teknik mesin  
Universitas Islam Majapahit  
Mojokerto, Indonesia  
hakimunim@gmail.com

**Abstrak**— Pemulihan pasien setelah mengaloi stroke dapat dilakukan dengan terapi menggunakan bantuan alat fisioterapi berupa sepeda statis. Bentuk sepeda statis sangat bervariasi tergantung kebutuhan masing-masing pasien. Namun, belum ada alat fisioterapi yang secara sekaligus dapat melatih sisi atas (*Upper*) dan sisi bawah (*Lower*) dari tubuh pasien. Oleh karena itu, perancangan terhadap sepeda statis yang mampu melatih sisi *upper* dan *lower* tubuh pasien secara sekaligus di kemas dalam satu alat berupa sepeda statis. Analisa kekuatan rangka pada sepeda statis dilakukan secara teoritis dan secara simulasi. Material baja ST 37 dipilih sebagai rangka dengan tegangan geser maksimum sebesar 235 MPa. Sedangkan dari hasil simulai menggunakan perangkat lunak komersial diperoleh nilai tagangan maksimum sebesar 114,50 MPa. Nilai tersebut juga di bandingkan dengan nilai tegangan maksimum yang diperoleh secara teoritis, diperoleh nilai tegangan maksimum sebesar 103, 76 MPa. Nilai tersebut menunjukkan bahwa dari hasil pengujian rangka sepeda statis masih dalam katagori aman digunakan untuk beban pasien 100 Kg.

**Kata kunci**— *Rangka; Simulasi; Tegangan; Sepeda Statis.*

## I. PENDAHULUAN

Stroke ditandai dengan mordibitas dan tingkat kecacatan yang tinggi. Tidak jarang pasien stroke menjadi penyandang disabilitas sehingga tidak bisa hidup bebas[1]. Selain itu, telah menjadi penyebab utama kecacatan jangka panjang, ketidakmampuan untuk berjalan tanpa bantuan, dan ketergantungan terhadap orang lain dalam kehidupan sehari-hari[2]. Secara umum penyebab strok diakibatkan oleh pendarahan dari pembuluh darah di otak dan penyumbatan pembuluh darah[3][4]. Dari semua pasien stroke, 87% adalah *ischemic*, 10% *intracerebral hemorrhage*, dan 3% adalah *subarachnoid hemorrhage strokes*[5]. Faktor resiko penyebab stroke yang dominan adalah umur yang semakin meningkat, jantung koroner, diabetes mellitus, hipertensi dan gagal jantung [6]. Berdasarkan hasil Riskesda 2018, prevalensi stroke naik dari 7 % menjadi 10,9 % dari tahun 2013 hingga tahun 2018[7]. Sehingga diperlukan penanganan sedini mungkin untuk merehabilitasi pasien pasca strok. Metode dan praktek rehabilitasi modern telah mengantarkan pasien pasca strok memperoleh pengobatan.

Inovasi yang telah dilakukan oleh peneliti sebelumnya untuk mengembangkan teknologi rehabilitasi dan perawatan pasien pasaca stroke diantaranya adalah sistem teknologi tinggi hingga dalam bentuk sepeda mekanis. Teknologi cloud telah dikembangkan sebagai alat bantu untuk latihan pasien

pasca strok[8], membandingkan Robot Assisted Training (RAT) dengan Task Spesific Training (TST) dengan tujuan membandingkan aktivitas kelelahan otot dan tingkat nyeri[9], menggunakan metode game dalam merehabilitasi pasien pasca strok[10], penerapan konsep PSS untuk rehabilitasi pasien pasca stroke berbasis exoskeleton telah digunakan di Cina untuk memaksimalkan kegunaan secara medis dan meningkatkan nilai baru dari suatu hasil karya[11]. Tiga skenario hasil yang diperoleh dari *exoskeleton rehabilitatif* dikembangkan dari penelitian sebelumnya berdasarkan rehabilitasi tiga tingkat yaitu Base level, midlle level, dan top level[12].

Terapi pasien stroke dapat dilakukan dengan cara fisioterapi oleh ahli, diantaranya dapat dilakukan dengan menerapkan sepeda rehabilitasi pasien stroke[2][13], teknologi robot dalam membantu pemulihan[9], pola latihan dalam bentuk game[10], pemuliah melalui obat herbal[14] dan lain-lain. Namun, yang umum dilakukan oleh pasien pasca stroke adalah dengan menggunakan alat terapi yang dapat memulihkan saraf yang sebelumnya tidak dapat berfungsi dengan baik. Terbukti telah banyak inovasi peralatan yang telah dikembangkan oleh para peneliti terdahulu.

Perancangan sepeda mekanis yang bisa digunakan sebagai alat bantu rehabilitasi terhadap pasien pasca strok telah dikembangkan sebelumnya[2][13]. Akan tetapi, perangkat yang telah dikembangkan terbatas pada rehabilitasi bagian kaki (*lower*) atau lengan (*upper*) dan bentuk dari produk yang dihasilkan kurang sesuai dengan antropometri masyarakat Indonesia. Oleh karena itu, pada penelitian ini mencoba melakukan pengembangan terhadap produk yang mampu merahabilitasi bagian kaki (*lower*) sekaligus lengan tangan (*upper*) pasien pasca stroke. Ukuran dari produk bisa menyesuaikan dengan postur penggunaanya dengan cara membuatnya menjadi bentuk *portable*.

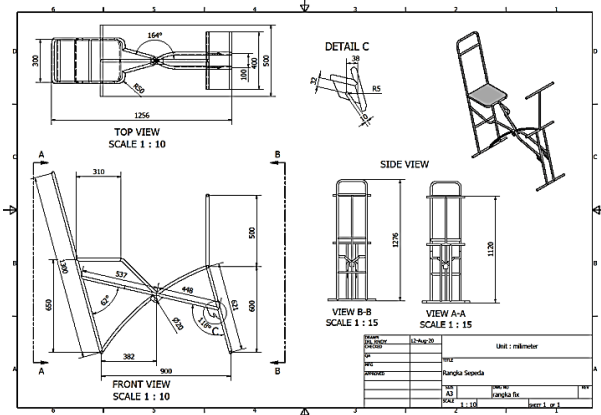
Langkah yang ditempuh untuk mengembangkan sepeda tersebut diantaranya dengan cara merancang produk sepeda berbasis data antropometri pasien pasca stroke, menggunakan atribut QFD dan menindaklanjutinya dengan analisis menggunakan HoQ (House of Quality) atau pembobotan[15][16]. Analisa terhadap kekuatan rangka dilakukan dengan bantuan perangkat lunak komersial, sehingga hasil yang diperoleh dapat digunakan untuk menyatakan bahwa alat yang telah dikembangkan aman untuk digunakan [13]. Hasil analisa kekuatan rangka dengan bantuan

perangka lunak tersebut kemudian dibandingkan hasilnya dengan analisa secara teoritis.

## II. METODOLOGI

Teori ergonomi telah digunakan untuk merancang kerangka sepeda statis untuk terapi pasien pasca stroke. Penentuan geometri sepeda tersebut didasarkan pada postur tubuh manusia dewasa dengan tinggi 164 cm hingga 180 cm dengan desain tempat duduk yang bisa diatur ketinggiannya. Berat pasien di asumsikan 100 Kg.

Desain rangka menjadi penting karena berfungsi sebagai penopang seluruh komponen sepeda, selain itu rangka juga berfungsi untuk menjaga kestabilan ketika sepeda tersebut di gunakan. Material rangka yang digunakan adalah baja ST37 dengan tegangan maksimum 235 MPa. Desain rangka seperti yang terlihat pada **gambar 1**. Sebagai berikut.



**Gambar 1.** Desain rangka sepeda

Analisa kekuatan rangka dilakukan secara simulasi menggunakan bantuan perangkat lunak komersial kemudian hasilnya dibandingkan melalui perhitungan secara teoritis, juga di lakukan oleh [17]. Pengujian dilakukan secara statis dengan asumsi beban handle dan roda penggerak, kondisi sambungan di abaikan. Diameter pipa dalam 1,88 cm, diameter pipa luar 2,0 cm. Secara umum spesifikasi material ST37 dapat dilihat pada Tabel 1 sebagai berikut.

**Tabel 1.** Spesifikasi baja ST37

Mass density	7,85 gram/cm <sup>3</sup>
Yield Strength	235 MPa
Ultimate tensile strength	340 MPa
Young's Modulus	217 Gpa

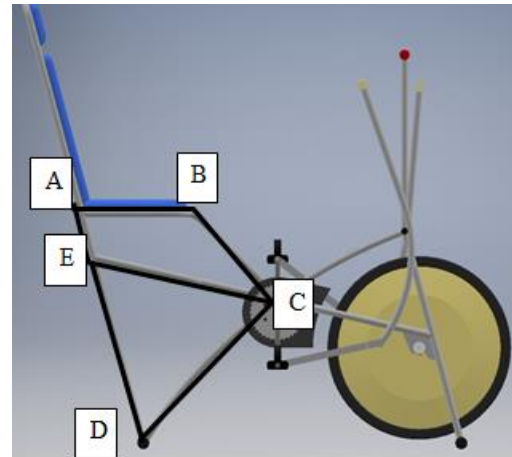
Secara teoritis kekuatan rangka di hitung berdasarkan pembebanan statis. Gaya pada masing-masing bagian rangka di analisa, gaya terbesar dibagi dengan nilai luasan terkecil untuk mendapatkan tegangan maksimum yang di alami rangka sepeda. Secara teoritis persamaan yang digunakan adalah sebagai berikut.

$$A_{min} = \pi \left( \frac{D_o}{2} \right)^2 - \pi \left( \frac{D_i}{2} \right)^2 \quad (1)$$

$$S_{max} = \frac{F}{A_{min}} \quad (2)$$

## III. HASIL DAN ANALISA

Perhitungan gaya secara teoritis pada setiap komponen rangka sepeda statis telah dilakukan untuk mendapatkan nilai tegangan maksimum. Untuk mendapatkan nilai tegangan maksimum pada rangka sepeda statis telah dilakukan analisa gaya terhadap titik-titik tertentu. Seperti yang terlihat pada gambar 2 sebagai berikut.



**Gambar 2.** Komponen Gaya pada rangka sepeda

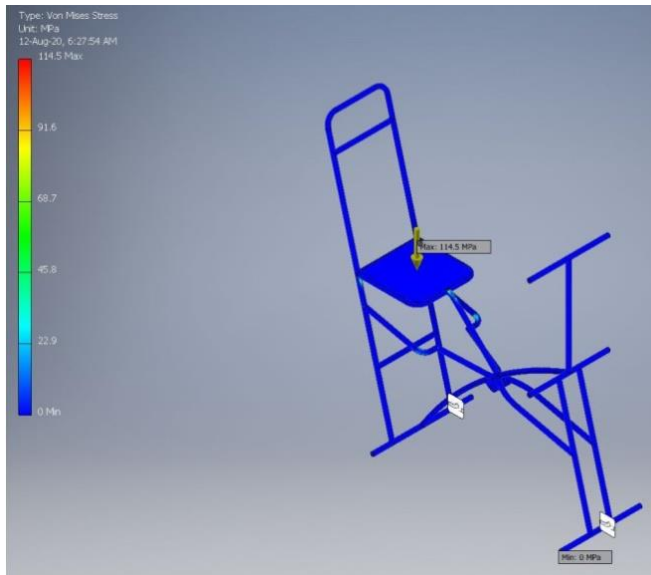
Analisis terhadap reaksi yang terjadi pada di titik A, B, C, D dan E dilakukan untuk memperoleh nilai tegangan maksimum yang terjadi pada setiap bagian rangka. Gaya pada masing-masing bagian rangka dianalisis dengan cara membagi komponen gaya kedalam ordinat x dan y. Untuk memperoleh tegangan maksimum gaya pada setiap batang, maka hasil dari gaya yang diperoleh dibagi dengan nilai luasan terkecil dari bagian rangka. Gaya yang terjadi pada setiap bagian rangka dapat terlihat pada tabel 2. Sebagai berikut.

**Tabel 2.** Gaya-gaya yang bekerja pada rangka sepeda

Rangka	Besar Gaya (N)	Jenis
AB	981	Tekan
BC	1387	Tekan
CD	1571	Tekan
AE	3791	Tekan
DE	3791	Tekan

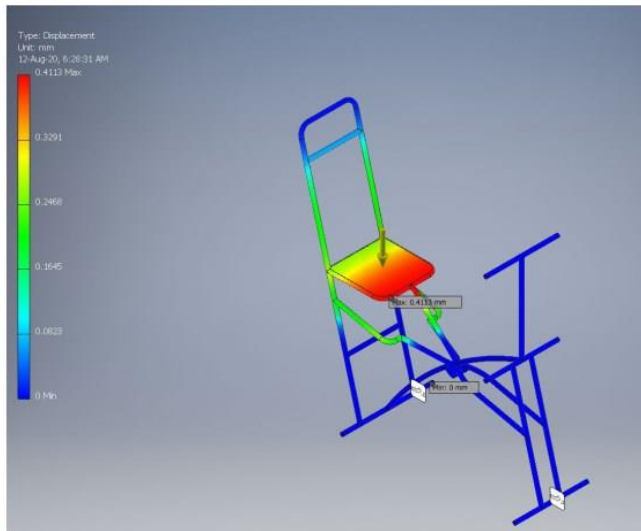
Gaya terbesar diperoleh pada bagian rangka AE dan DE yaitu sebesar 3791 N. Nilai tersebut kemudian dibagi dengan nilai luasan minimum yaitu sebesar  $0.365 \times 10^{-4} \text{ m}^2$ . Sehingga diperoleh nilai tegangan maksimum sebesar 103.67 MPa.

Hasil dari perhitungan secara teoritis kemudian dibandingkan dengan nilai tegangan maksimum yang diperoleh secara simulasi menggunakan perangkat lunak komersial. Hasil simulasi menunjukkan bahwa von moses stress maksimum yang diperoleh adalah 114.5 MPa. Seperti yang terlihat pada gambar 3 sebagai berikut. Tegangan tersebut masih dibawah nilai *yield strength* material sehingga deformasi permanen tidak akan terjadi.



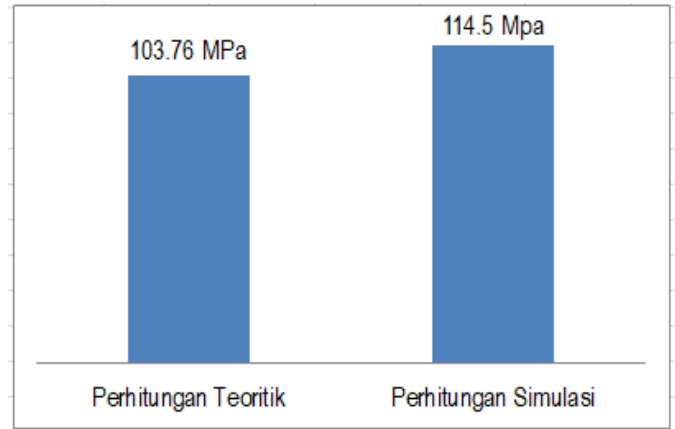
Gambar 3. Hasil tegangan maksimum hasil simulasi

Selain data *yield strength* yang diperoleh dari hasil simulasi, nilai *displacemen* juga diperoleh dari simulasi. Dengan adanya pembebanan merata oleh pasien sebesar 100 Kg, maka *displacemen* yang terjadi pada rangka sebesar 0.4113 mm berubah dari rangka awal dengan kriteria maksimum sebesar 1.5 mm. Sehingga rangka tersebut masih dalam katagori aman untuk digunakan. Seperti yang terlihat pada gambar 4. *Displacemen* maksimum ditandai oleh daerah berwarna merah sedangkan *displacemen* minimum ditandai oleh daerah berwarna biru.



Gambar 4. Hasil *displacemen* secara simulasi

Hasil dari perhitungan secara teoritis kemudian dibandingkan dengan nilai tegangan maksimum yang diperoleh secara simulasi menggunakan perangkat lunak komersial. Berikut hasil perbandingan tegangan maksimum yang terjadi pada rangka sepeda, seperti yang terlihat pada gambar 5. Gambar tersebut menunjukkan bahwa nilai tegangan maksimum yang diperoleh secara teoritik sebesar 103.76 MPa sedangkan tegangan maksimum yang diperoleh secara simulasi sebesar 114.5 MPa.



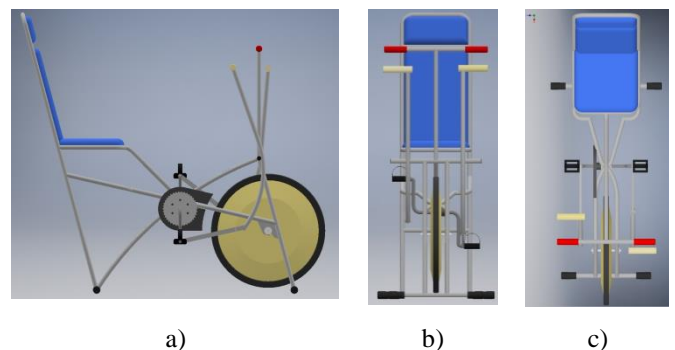
Gambar 5. Perbandingan Tegangan maksimum

Nilai tegangan yang diperoleh menunjukkan bahwa ada perbedaan nilai yang di peroleh antara keduanya sebesar 10.74 MPa dengan nilai prosentase error sebesar 9.37, seperti yang terlihat pada Tabel 3. Nilai tegangan keduanya masih dibawah nilai tegangan ijin material ST37 sehingga rangka sepeda yang didesain masih dalam katagori aman untuk digunakan dengan beban pasien sebesar 100 Kg. Begitu juga telah dilakukan perbandingan dengan penelitian yang serupa sebagai validasi hasil.

Tabel 3. Perbandingan tegangan maksimum

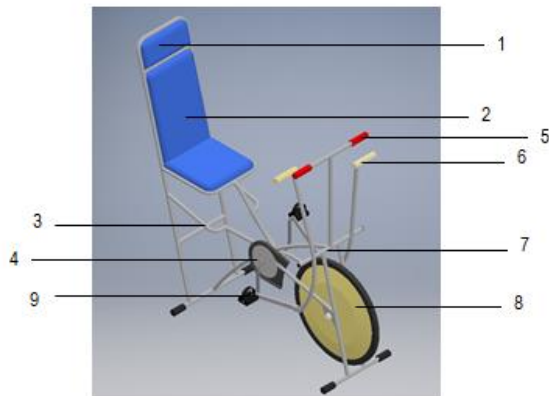
Pembanding	Simulasi	Teoritik	Selisih	Prosentase error
Peneliti	114.50 MPa	103.76 MPa	10.74 MPa	9.37
Imran dkk, 2018[17]	26.66 MPa	27.40 MPa	0.74 MPa	2.70

Tegangan ijin material yang digunakan sangat diperlukan sebagai faktor penentu keamanan rangka sepeda pasca stroke ketika digunakan oleh pasien. Tegangan ijin material ST 37 sebesar 235 MPa. Sedangkan secara simulasi maupun secara teoritik tegangan maksimum yang diperoleh jauh lebih kecil dari tegangan ijin material ST37 . Secara berturut-turut nilai tegangan maksimum secara simulai dan teoritik adalah sebesar 115.50 MPa dan 103.76 MPa. Oleh karena itu, perancangan sepeda statis untuk pasien pasca stroke dengan asumsi beban pengendara sebesar 100kg masih dalam katagori aman untuk digunakan.



Gambar. 6 Tampilan sepeda stais pasien pasca stroke dilihat dari (a) Tampak samping, b) Tampak Depan, c) tampak atas

Secara rinci tampilan desain sepeda untuk pasien pasca stroke dapat dilihat pada Gambar 6 dan Gambar 7. Sepeda statis untuk pasien pasca stroke tersebut memiliki ukuran panjang 1256 mm, lebar 300 mm dan tinggi 1276 mm, dengan massa sepeda sebesar 20 Kg.



Gambar 7. Sepeda statis untuk pasien pasca strok

Tabel 4. Nama komponen dan fungsi pada sepeda statis

No	Nama	Fungsi
1	Headrest	Sandaran kepala
2	Jok pengemudi	Tempat duduk pasien
3	Rangka (frame)	Penyokong sepeda
4	Gear	Penggerak roda
5	Handle statis	Pegangan pengemudi
6	Handle dinamis	Pegangan pengemudi
7	Fork depan	Tumpuan roda
8	Roda depan	Sebagai beban engkol pedal
9	Pedal	Sebagai tumpuan kayuh

Rangka sepeda didesain memenuhi teori ergonomi sehingga memberikan kondisi yang paling nyaman bagi pengguna. Komponen-komponen penunjang seperti *handlebar* di buat senyaman mungkin sehingga mudah digunakan, jok sandaran bisa diatur tinggi rendahnya sehingga bisa menyesuaikan tinggi badan pasien, dan dilengkapi dengan headrest. Secara rinci komponen-komponen desain sepeda untuk pasien pasca stroke dapat dilihat Tabel 5. Tabel tersebut mendeskripsikan tentang komponen-komponen sepeda statis yang telah didesain sekaligus dengan fungsinya.

#### IV. KESIMPULAN

Perancangan dan desain sepeda statis untuk pasien pasca stroke telah memperhatikan teori ergonomi, sehingga produk yang akan dihasilkan disesuaikan dengan postur tinggi pasien antara 164 cm hingga 180 cm. Kekuatan rangka dianalisis secara teoritis maupun simulasi. Secara teoritis telah diperoleh nilai tegangan maksimum rangka sebesar 103.76 MPa sedangkan secara simulasi diperoleh nilai tegangan maksimum sebesar 114.50 MPa. Nilai tersebut masih dibawa nilai tegangan ijin material ST37 sebagai material rangka yang digunakan, sehingga perancangan rangka masih dalam kategori aman dengan beban pasien 100 Kg.

#### UCAPAN TERIMAKASIH

Ucapan terimakasih peneliti sampaikan kepada Direktorat Riset dan Pengabdian Masyarakat Kementerian Pendidikan dan Kebudayaan (DRPM-DIKTI) dan LP4MP Universitas Islam Majapahit. Melalui pendanaan Penelitian Dosen Pemula (PDP) Tahun 2019 dan kontrak antara peneliti dengan LP4MP no.02/LP4MP/UNIM/K/IV/2020, sehingga pelaksanaan penelitian ini dapat berjalan dengan baik.

#### DAFTAR PUSTAKA

- [1] T. Asakawa, L. Zong, L. Wang, Y. Xia, and H. Namba, "Unmet challenges for rehabilitation after stroke in China," *Lancet*, vol. 390, no. 10090, pp. 121–122, 2017.
- [2] D. Barbosa, C. P. Santos, and M. Martins, "The application of cycling and cycling combined with feedback in the rehabilitation of stroke patients: A review," *J. Stroke Cerebrovasc. Dis.*, vol. 24, no. 2, pp. 253–273, 2015.
- [3] P. van Vliet and G. Wulf, "Extrinsic feedback for motor learning after stroke: What is the evidence?," *Disabil. Rehabil.*, vol. 28, no. 13–14, pp. 831–840, 2006.
- [4] G. J. T. / B. Derrickson, *PRINCIPLES OF ANATOMY AND PHYSIOLOGY 2014 – Tortora - 14th Ed.* 2014.
- [5] A. S. Go et al., *Heart Disease and Stroke Statistics—2013 Update*, vol. 127, no. 1, 2013.
- [6] D. Risk, F. Of, and S. In, "Faktor Risiko Dominan Penderita Stroke di Indonesia," *Bul. Penelit. Kesehat.*, vol. 44, No. 1, Ma, pp. 49–58, 2015.
- [7] Pusat Data dan Informasi, "Infodatin : Situasi Kesehatan Jantung," *Pus. Data dan Inf. Kementer. Kesehat. RI*, pp. 1–8, 2014.
- [8] M. S. Hossain, M. Hoda, G. Muhammad, A. Almgren, and A. Alamri, "Cloud-supported framework for patients in post-stroke disability rehabilitation," *Telemat. Informatics*, vol. 35, no. 4, pp. 826–836, 2018.
- [9] N. Shahr, I. Schwartz, and S. Portnoy, "Differences in muscle activity and fatigue of the upper limb between Task-Specific training and robot assisted training among individuals post stroke," *J. Biomech.*, vol. 89, no. xxxx, pp. 28–33, 2019.
- [10] M. Trombetta, P. P. Bazzanello Henrique, M. R. Brum, E. L. Colussi, A. C. B. De Marchi, and R. Rieder, "Motion Rehab AVE 3D: A VR-based exergame for post-stroke rehabilitation," *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 151, pp. 15–20, 2017.
- [11] J. Tao and S. Yu, "Developing conceptual pss models of upper limb exoskeleton based poststroke rehabilitation in China," *Procedia CIRP*, vol. 80, pp. 750–755, 2019.
- [12] Y. Xiao, K. Zhao, Z.-X. Ma, X. Li, and Y.-P. Qiu, "Integrated medical rehabilitation delivery in China," *Chronic Dis. Transl. Med.*, vol. 3, no. 2, pp. 75–81, 2017.
- [13] A. Sholeh, A. I. Juniani, and Y. N. Devi, "Analisis dan Perancangan Sepeda Statis untuk Rehabilitasi Penderita Stroke," pp. 11–16, 2015.
- [14] C. Y. Kwon, B. Lee, S. Y. Chung, and J. W. Kim, "Herbal medicine for post-stroke anxiety: A systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials," *Complement. Ther. Clin. Pract.*, vol. 35, pp. 237–252, 2019.
- [15] P. . Rajeswaran and R. Gandhinathan, "Application of Quality Function In Product Development," *Int. J. Oper. Syst. Hum. Resour. Manag.*, vol. 1, no. 1–2, pp. 215–22, 2011.
- [16] T. Koesdijati, "Pengembangan Alat Bantu Latihan," vol. 69, pp. 13–20, 2017.
- [17] Al. Imron, Samsudin, Salimin, Hasanuddin "Perancangan, Analisa, dan Simulasi sepeda listrik untuk masyarakat perkotaan" vol. 9 no. 2, pp. 52–58, 2018