

RANCANG BANGUN PROTOTIPE PERANGKAT PENUNJUK MENGGUNAKAN SENSOR INERSIA

TUGAS AKHIR



**AGUSTINUS BOHASWARA HARYASENA
311410001**

**PROGRAM STUDI TEKNIK INFORMATIKA
FAKULTAS SAINS DAN TEKNOLOGI
UNIVERSITAS MA CHUNG
MALANG
2018**

PERNYATAAN KEASLIAN TUGAS AKHIR

Dengan ini saya menyatakan bahwa isi sebagian maupun Tugas Akhir saya dengan judul “Rancang Bangun Prototipe Perangkat Penunjuk Menggunakan Sensor Inersia” adalah benar-benar hasil karya intelektual mandiri, diselesaikan tanpa menggunakan bahan-bahan yang tidak diizinkan dan bukan merupakan karya pihak lain yang saya akui sebagai karya sendiri.

Semua referensi yang dikutip maupun dirujuk telah ditulis secara lengkap pada daftar pustaka. Apabila ternyata pernyataan ini tidak benar, saya bersedia menerima sanksi sesuai peraturan yang berlaku.

Malang, 27 Juni 2018



Agustinus Bohaswara Hayasena

NIM 311410001

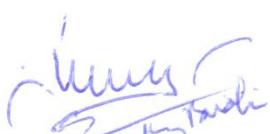
LEMBAR PENGESAHAN
RANCANG BANGUN PROTOTIPE PERANGKAT PENUNJUK
MENGGUNAKAN SENSOR INERSIA

Oleh:
AGUSTINUS BOHASWARA HARYASENA
311410001

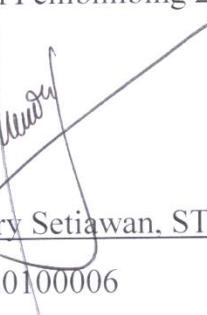
dari:
PROGRAM STUDI TEKNIK INFORMATIKA
FAKULTAS SAINS DAN TEKNOLOGI
UNIVERSITAS MA CHUNG

Telah dinyatakan lulus dalam melaksanakan Tugas
Akhir sebagai syarat kelulusan dan berhak
mendapatkan gelar Sarjana Komputer (S.Kom)

Dosen Pembimbing 1


Dr. Eng. Romy Budhi Widodo
NIP 20070035

Dosen Pembimbing 2


Hendry Setiawan, ST., M.Kom
NIP 20100006



NIP 20080042

Rancang Bangun Prototipe Perangkat Penunjuk Menggunakan Sensor Inersia

Agustinus Bohaswara Haryasena
311410001

Abstrak

Perangkat-perangkat penunjuk seluruhnya membutuhkan pengoperasian dengan tangan manusia, sedangkan pada kasus tertentu manusia dengan kebutuhan khusus (penyandang disabilitas daks) sulit untuk menggunakannya, serta tidak sedikit dari mereka di Indonesia putus sekolah dan tidak bekerja. Mengenai permasalahan-permasalahan tersebut dibuat sebuah alat prototipe yang dibuat dari gabungan sensor *gyroscope*, *accelerometer*, dan *magnetometer* yang keluarannya, akan digunakan sebagai perangkat penunjuk (penggerak kursor). Juga dikombinasikan dengan, EMG (sensor otot) sebagai prototipe 1 dan bend sensor (sensor tekuk) sebagai prototipe 2, yang keduanya merupakan perangkat masukkan untuk pendektsian klik. Perhitungan ketelitian menggunakan hukum Fitts' *Law* dan standarisasi internasional atau biasa disebut ISO, sebagai acuan tingkat keberhasilan penelitian ini, yaitu ISO 9241-411.

Hasil akhir dari 12 responden yang melakukan uji coba, lalu mengisi kuesioner dan membandingkan dengan penelitian sebelumnya, juga dengan teorema Fitt dan analisis statistik ANOVA dapat disimpulkan tingkat perbedaan yang signifikan diantara tiga interaksi yang diujikan (tetikus, prototipe 1, dan prototipe 2). Nilai *mean* dari *throughput* tetikus 4,59 bps lebih unggul secara signifikan daripada nilai kedua interaksi prototipe 1 dan 2 yaitu 2,3 dan 1,75 bps. *Mean* dari *time of movement* tetikus 0,99 detik juga lebih unggul secara signifikan daripada prototipe 1 dan 2 yaitu 1,98 dan 2,67 detik. Juga dapat disimpulkan *mean* dari *throughput* prototipe 1 lebih unggul secara signifikan daripada prototipe 2, untuk *time of movement* pada keduanya tidak berbeda secara signifikan.

Kata Kunci: *bend sensor*, EMG, Fitts' *Law*, HCI, IMU, ISO 9241-411

Pointing Device Prototype Using Inertia Sensors

Agustinus Bohaswara Haryasena
311410001

Abstract

All pointing devices are manually operated, while in some cases like people with special needs, problems will arise because pointing devices are not easy for them to operate. Because of the problems, the researcher was inspired to create a prototype. That is made of sensor fusions of gyroscope, accelerometer, and magnetometer. The output will have mapped to move cursor. Also combined with both, EMG (muscle sensor), mark as prototype I and bend sensor, mark as prototype II. Its function as hardware intended to do click-operation. To get precision result of the prototype, Fitts' Law formula is used and ISO, the international standardization organizations, is used as the standard of the success of this research, and the obtained result is ISO 9241-411.

The result that is collected from 12 respondents that did the trials and filled the questionnaire and compared it with the previous research, also using Fitts' theorem and ANOVA statistical analysis, it can be summarized that significant difference among the three tested interactions (mouse, prototype I, and prototype II). The mean of mouse throughput 4.59 bps more satisfactory significant than both prototypes I and II that are equal to 2.3 and 1.75 bps. The mean of time of mouse movement .99 second(s) more satisfactory significant than both prototypes I and II that are equal to 1.98 and 2.67 s. Whereas, the mean of the throughput of prototype I more also satisfactory significant than prototype II, and the time of movement between of them, there is no significant difference.

Keywords: bend sensor, EMG, Fitts' Law, HCI, IMU, ISO 9241-411

KATA PENGANTAR

Puji syukur penulis panjatkan kepada Tuhan Yang Maha Esa atas karunia-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan penelitian Tugas Akhir dengan baik. Laporan ini dibuat untuk merinci proses dan hasil Tugas Akhir yang telah usai dilaksanakan. Rincian meliputi konsep, metode yang digunakan, dan beberapa pencapaian. Laporan ini disusun berdasarkan hasil penelitian Tugas Akhir dengan judul “Rancang Bangun Prototipe Perangkat Penunjuk Menggunakan Sensor Inersia” yang telah disetujui dan dimulai pada tanggal 5 April 2018.

Ucapan terima kasih penulis haturkan kepada pihak-pihak yang telah bekerja sama membantu penulis melakukan penelitian Tugas Akhir, antara lain.

1. Bapak Rudy Setiawan, S.Si., MT. selaku Dekan dari Fakultas Sains dan Teknologi Universitas Ma Chung.
2. Bapak Dr. Eng. Romy Budhi Widodo selaku pembimbing 1 kegiatan penelitian Tugas Akhir.
3. Bapak Hendry Setiawan, ST., M.Kom selaku pembimbing 2 kegiatan penelitian Tugas Akhir.
4. Orang tua, saudara, dan teman-teman yang telah memberi dukungan kepada penulis dan turut serta dalam kegiatan penelitian tugas akhir ini.

Penelitian Tugas Akhir ini merupakan mata kuliah wajib yang ditempuh mahasiswa Teknik Informatika Universitas Ma Chung Malang sebagai salah satu prasyarat kelulusan. Demikian laporan Tugas Akhir yang telah dibuat dengan sebaik-baiknya oleh penulis dalam melakukan penelitian.

Malang, 20 Juni 2018

Agustinus Bohaswara Haryasena
NIM. 311410001

DAFTAR ISI

KATA PENGANTAR	i
DAFTAR ISI	ii
DAFTAR GAMBAR	v
DAFTAR TABEL	viii
Bab 1 Pendahuluan	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Identifikasi Masalah	3
1.3 Batasan Masalah	3
1.4 Perumusan Masalah	3
1.5 Tujuan	3
1.6 Manfaat	3
1.7 Sistematika Penulisan	4
Bab 2 Tinjauan Pustaka	5
2.1 Perangkat Penunjuk (<i>Pointing Device</i>)	5
2.2 Disabilitas	7
2.3 Sensor Inersia	8
2.3.1 Akselerometer (<i>Accelerometer</i>)	8
2.3.2 Giroskop (<i>Gyroscope</i>)	8
2.3.3 GY-951	9
2.3.4 <i>Sensor Fusion</i> pada GY-951	10
2.3.5 InertiaCube4	12
2.4 Sensor Otot – EMG (<i>Electromyography</i>) dan MyoWare	13
2.5 Sensor <i>Bend</i> (<i>Flex</i>) atau Sensor Tekuk	14
2.6 Bluetooth dan HC-05	15
2.7 Arduino Uno	15
2.8 Derajat Kebebasan (<i>Degree of Freedom</i>) dan Sudut Euler	16
2.9 <i>Moving Average Filter</i>	17
2.10 ISO 9241-411	17
2.10.1 Fitts' <i>Law</i>	18
2.10.2 <i>Throughput</i>	18

2.10.3 <i>One Direction Tapping</i>	19
2.10.4 Penilaian Kenyamanan (<i>Assessment of Comfort</i>)	20
2.10.5 Penilaian Upaya (<i>Assessment of Effort</i>)	22
2.11 Morfologi Gerak Manusia dan <i>Range of Movement</i> (ROM)	23
2.12 Analisis Statistika	25
2.12.1 Kuantitatif	25
2.12.2 Kualitatif	29
2.13 Penelitian Terdahulu	30
2.13.1 Penggunaan Sensor Inersia untuk Kontrol <i>Game</i>	30
2.13.2 Penggunaan Sensor Inersia untuk Disabilitas	33
Bab 3 Analisis dan Perancangan Sistem	36
3.1 Tahapan Penelitian	36
3.2 Analisis Kebutuhan	37
3.3 Desain Sistem	38
3.3.1 Motorik Manusia	39
3.3.2 Prototipe Alat	39
3.3.3 <i>Moving Average Filter</i>	42
3.3.4 Translasi ke Kursor	43
3.3.5 Deteksi Klik dengan <i>Thresholding</i>	43
3.3.6 Instrumen Pelatihan (ISO 9241-411)	44
3.4 Kalibrasi Sistem	46
3.5 Implementasi	48
3.6 Pengujian	51
3.6.1 Kuantitatif	51
3.6.2 Kualitatif	53
Bab 4 Hasil dan Pembahasan	56
4.1 Rincian Penelitian	56
4.1.1 Tempat dan Waktu Penelitian	56
4.1.2 Alat (<i>tools</i>)	56
4.1.3 Pengujian Galat Sensor Inersia GY-951	62
4.1.4 Responden	62
4.2 Pengambilan Data	63
4.2.1 Kuantitatif	63
4.2.2 Kualitatif	66

4.3 Analisis Statistik	67
4.3.1 Analisis Kuantitatif <i>Throughput</i> (Tp)	68
4.3.2 Analisis Kuantitatif <i>Time of Movement</i> (t_m)	72
4.3.3 Analisis Kualitatif <i>Assessment of Comfort</i>	75
4.3.4 Analisis Kualitatif <i>Assessment of Effort</i>	76
4.3.5 Analisis Kualitatif <i>Edinburgh Handedness</i>	77
4.4 Hasil dan Kesimpulan Pengujian	78
4.4.1 Kuantitatif	78
4.4.2 Kualitatif	80
4.5 Penelitian dengan Subjek Penyandang Disabilitas	81
4.6 Diskusi	83
Bab 5 Penutup	85
5.1 Simpulan	85
5.2 Saran	86
DAFTAR PUSTAKA	87
LAMPIRAN	91
Lampiran 1 – Sampel Percobaan Gestur <i>Circumduction</i> Searah Jarum Jam	91
Lampiran 2 – Sampel Kuesioner Penilaian Bebas	92
Lampiran 3 – Sampel Kuesioner Penilaian Terikat	93
Lampiran 4 – Sampel Kuesioner <i>Borg, Borg</i> MVC dan Edinburgh <i>Handedness</i>	94
Lampiran 5 – <i>Source Code</i> pada Arduino (C++)	94
Lampiran 6 – <i>Source Code</i> pada Metode Klik (C#)	95
Lampiran 7 – <i>Source Code</i> pada Metode Gerak Kursor (C#)	99
Lampiran 8 – <i>Source Code</i> pada Moving Average Filter (C#)	100
Lampiran 9 – <i>User Guide</i> atau Panduan Pengguna Program	102

DAFTAR GAMBAR

Gambar 1.1 Bagan berbagai macam dan kategori perangkat penunjuk (<i>pointing device</i>).	1
Gambar 2.1 Perangkat keras GY-951	9
Gambar 2.2 Sumbu orientasi perangkat keras GY-951	10
Gambar 2.3 Bagan alur DCM	10
Gambar 2.4 Perangkat keras InertiaCube4	12
Gambar 2.5 Diagram fungsional InertiaCube4	12
Gambar 2.6 Sumbu <i>roll</i> , <i>pitch</i> , dan <i>yaw</i>	13
Gambar 2.7 Perangkat keras MyoWare <i>muscle sensor</i>	13
Gambar 2.8 Tiga macam sinyal keluaran MyoWare	14
Gambar 2.9 Perangkat keras sensor <i>bend (flex)</i>	14
Gambar 2.10 Perangkat Keras HC-05	15
Gambar 2.11 Perangkat Keras Arduino Uno	16
Gambar 2.12 Mode Penugasan Satu Arah ISO 9241-411 Serial (kiri) dan Diskrit (kanan)	19
Gambar 2.13 Bidang simetris tubuh manusia	23
Gambar 2.14 Macam-macam pergerakan lengan atas (kiri) dan lengan bawah (kanan) manusia	23
Gambar 2.15 Definisi sudut lengan manusia	24
Gambar 2.16 Sistem koordinat akselerometer dan giroskop pada Nintendo Wii Remote	30
Gambar 2.17 Grafik frekuensi derau (<i>jitter</i>) giroskop saat posisi di atas meja dalam 5 menit	31
Gambar 2.18 Rerata waktu yang diperlukan untuk melakukan tugas	31
Gambar 2.19 Perangkat keras kontrol <i>game</i> PlayStation Move	32
Gambar 2.20 Perangkat keras PlayStation Eye USB 2.0	32
Gambar 2.21 Diagram blok rancangan prototipe oleh Timothy	33
Gambar 2.22 Peletakan prototipe alat oleh Timothy	34
Gambar 3.1 Tahapan perancangan prototipe perangkat penunjuk	36
Gambar 3.2 Bagan alur mekanisme penelitian	38

Gambar 3.3 Konfigurasi interkoneksi sensor <i>flex</i> (tekuk)	40
Gambar 3.4 Konfigurasi interkoneksi sensor otot (EMG)	40
Gambar 3.5 Diagram konfigurasi interkoneksi sensor inersia	41
Gambar 3.6 Konfigurasi interkoneksi keseluruhan prototipe	41
Gambar 3.7 Diagram blok keseluruhan interkoneksi dengan komputer PC	42
Gambar 3.8 Grafik relasi defleksi dan voltase beserta representasi <i>threshold</i> pada <i>flex</i>	44
Gambar 3.9 Sinyal EMG <i>envelope</i> dan representasi variabel <i>td</i> dan <i>ti</i>	44
Gambar 3.10 Kerangka jendela utama sistem	45
Gambar 3.11 Kerangka jendela pelatihan dengan ISO 9241-411	45
Gambar 3.12 Peletakan prototipe alat atau kontrol (<i>control</i>)	46
Gambar 3.13 Sumbu pada monitor atau tampilan (<i>display</i>)	46
Gambar 3.14 Peletakan sensor <i>flex</i> (A) dan EMG (B)	47
Gambar 3.15 Pemetaan kontrol dan tampilan	48
Gambar 3.16 Ilustrasi evaluasi dengan ISO 9241-411 dua orientasi	48
Gambar 3.17 Diagram blok komponen pengujian	51
Gambar 3.18 Bagan alur perhitungan data statistik	52
Gambar 3.19 Kerangka jendela kuesioner	53
Gambar 4.1 Tampilan prototipe alat	56
Gambar 4.2 Tampilan jendela utama sistem	57
Gambar 4.3 Tampilan jendela pelatihan dengan ISO 9241-411	58
Gambar 4.4 Tampilan jendela kuesioner <i>assessment of comfort independent</i>	59
Gambar 4.5 Tampilan jendela kuesioner <i>assessment of comfort dependent</i>	59
Gambar 4.6 Tampilan jendela kuesioner <i>assessment of effort – Borg</i>	60
Gambar 4.7 Tampilan jendela kuesioner <i>assessment of effort – Borg</i> lengan, bahu, & leher	60
Gambar 4.8 Tampilan jendela kuesioner <i>Edinburgh handedness</i>	61
Gambar 4.9 Tampilan jendela ‘tentang’ (<i>about</i>)	61
Gambar 4.10 <i>Boxplot</i> data <i>throughput</i>	68
Gambar 4.11 <i>Boxplot</i> data <i>task completion time</i> atau <i>time of movement</i>	72
Gambar 4.12 Grafik <i>error rate</i> perangkat setiap <i>block</i>	78

Gambar 4.13 Grafik <i>error rate</i> perangkat setiap <i>mode</i>	79
Gambar 4.14 Tampilan prototipe alat pada penyandang disabilitas daksa	82

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Klasifikasi Perangkat dari Versi Adaptasi dan Versi Dikotomi Perangkat Baru	5
Tabel 2.2 Lanjutan Klasifikasi Perangkat dari Versi Adaptasi dan Versi Dikotomi Perangkat Baru	6
Tabel 2.3 Adaptasi dari Data Proporsi (%) Tingkat Kesulitan Penduduk Indonesia Menurut Komponen Disabilitas Berdasarkan Data Riskesdas Tahun 2013	7
Tabel 2.4 Lanjutan Adaptasi dari Data Proporsi (%) Tingkat Kesulitan Penduduk Indonesia Menurut Komponen Disabilitas Berdasarkan Data Riskesdas Tahun 2013	8
Tabel 2.5 Format Kuesioner Penilaian Bebas ISO 9241-411	20
Tabel 2.7 Format Kuesioner Penilaian Terikat ISO 9241-411	21
Tabel 2.9 Format Kuesioner <i>Borg</i> ISO 9241-411	22
Tabel 2.10 Format Kuesioner <i>Borg</i> Lengan, Bahu, & Leher ISO 9241-411	22
Tabel 2.11 ROM (<i>Range of Motion</i>) Setiap Macam Pergerakan Tubuh Manusia (Gates, et al., 2016)	24
Tabel 2.12 Format Rancangan Tabel Data Kuantitatif	35
Tabel 2.13 Format Rancangan Tabel Data Kualitatif	35
Tabel 3.1 Rincian Informasi Sistem Aparatus	38
Tabel 3.2 Gestur dan Sumbu yang Bekerja pada Lengan Atas dan Bawah	39
Tabel 3.3 Penentuan Nilai D dan W Saat Evaluasi	46
Tabel 3.4 Contoh Perhitungan dengan ISO 9241-411	49
Tabel 3.5 Format Rancangan Penelitian Masing-Masing Perangkat	52
Tabel 3.6 Format Kuisioner Edinburgh <i>Handedness Inventory</i>	54
Tabel 4.1 Ilustrasi Perhitungan Galat Perangkat GY-951	62
Tabel 4.2 Desain Pengambilan Data Kuantitatif	63
Tabel 4.3 Contoh Hasil Pengambilan Data Kuantitatif dari Perangkat Tetikus	64
Tabel 4.4 Hasil Pengolahan Data Masing-Masing Perangkat	65
Tabel 4.5 Contoh Pengambilan Data Kualitatif Masing-Masing Perangkat	67
Tabel 4.6 Hasil Uji Shapiro-Wilk pada <i>Throughput</i>	69

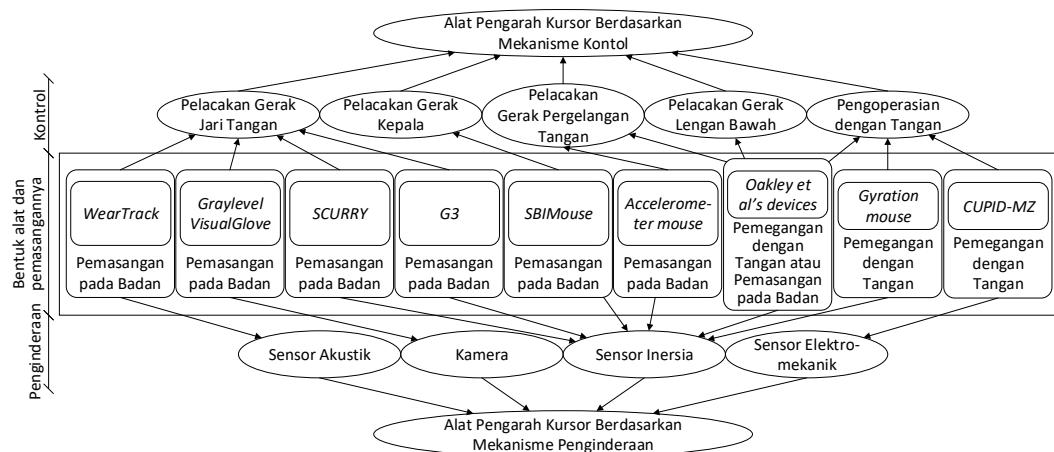
Tabel 4.7 Hasil Uji Kruskall-Wallis pada <i>Throughput</i>	69
Tabel 4.8 Hasil Uji Mann Whitney U pada <i>Throughput</i> Perangkat Tetikus dan Prototipe 1	70
Tabel 4.9 Hasil Uji Mann Whitney U pada <i>Throughput</i> Perangkat Tetikus dan Prototipe 2	70
Tabel 4.10 Hasil Uji Mann Whitney U pada <i>Throughput</i> Perangkat Prototipe 1 dan Prototipe 2	71
Tabel 4.12 Hasil Uji Shapiro-Wilk pada <i>Time of Movement</i>	72
Tabel 4.13 Hasil Uji Kruskall-Wallis pada <i>Time of Movement</i>	73
Tabel 4.14 Hasil Uji Mann Whitney U pada <i>Time of Movement</i> Perangkat Tetikus dan Prototipe 1	73
Tabel 4.15 Hasil Uji Mann Whitney U pada <i>Time of Movement</i> Perangkat Tetikus dan Prototipe 2	74
Tabel 4.16 Hasil Uji Mann Whitney U pada <i>Time of Movement</i> Perangkat Prototipe 1 dan Prototipe 2	74
Tabel 4.17 Hasil Uji Reliabilitas Kuesioner <i>Assessment of Comfort Independent</i>	75
Tabel 4.18 Hasil Uji Reliabilitas Kuesioner <i>Assessment of Effort</i>	76
Tabel 4.19 Hasil Perhitungan Data Kualitatif	80
Tabel 4.20 Hasil Pengolahan Data Kuantitatif Prototipe 2	81
Tabel 4.21 Hasil Pengolahan Data Kualitatif Prototipe 2	82
Tabel 4.22 Lanjutan Hasil Pengolahan Data Kualitatif Prototipe 2	83

Bab 1

Pendahuluan

1.1 Latar Belakang

Perangkat penunjuk (pengarah kursor tetikus) saat ini mengalami perubahan dan perbaikan, sehingga pemakai semakin ramah dalam menggunakan alat penunjuk tersebut saat berinteraksi dengan monitor. Fokus utama pengguna dengan berkebutuhan khusus atau masyarakat disabilitas dengan spesifikasi penyandang disabilitas daksia, bertentangan dengan cara pengoperasian alat penunjuk, dimana alat penunjuk (*pointing device*) keseluruhan memerlukan pengoperasian tangan manusia untuk berinteraksi dengan antarmuka komputer.



Berdasarkan Calvo & Perugini, 2014

Gambar 1.1 Bagan berbagai macam dan kategori perangkat penunjuk (*pointing device*).

Menurut Survei Sosial Ekonomi Nasional (Susenas) tahun 2012 penduduk dengan disabilitas adalah sebesar 2,45% (6.515.500 jiwa) dari 244.919.000 yang merupakan estimasi jumlah penduduk Indonesia tahun 2012, sedangkan menurut Program Perlindungan dan Layanan Sosial (PPLS) tahun 2012 keseluruhan penyandang disabilitas berbagai aspek di Indonesia sebanyak 3.838.985 jiwa, dan prevalensi disabilitas daksia sebanyak 263.879 jiwa. Beserta fakta yang dikemukakan oleh Pusat Data dan Informasi Kementerian Sosial RI (Pusdatin Kemensos RI) pada tahun yang sama, situasi orang dengan disabilitas dalam bidang pekerjaan di Indonesia memiliki rasio 74,75% (1.038.579 jiwa) tidak bekerja dan

60,33% (838.343 jiwa) tidak bersekolah atau tidak tamat SD dari total 1.389.420 jiwa dengan disabilitas, fakta ini juga melatarbelakangi penelitian ini, setidaknya penyandang disabilitas dapat menggunakan (berinteraksi) dengan komputer untuk bekerja (Kementerian Kesehatan RI, 2014).

Gambar 1.1 merupakan bagan yang menggambarkan desain konseptual untuk perangkat penunjuk (*pointing device*) baru yang dipakai dari perspektif kontrol dan penginderaan, bentuk alat dan pemasangannya. Dari Gambar 1.1 dapat disesuaikan dengan subjek penelitian, yaitu menghindari kontrol perangkat penunjuk dengan jari (*finger-tracking*), pergelangan tangan (*wrist-tracking*) dan telapak tangan (*hand-operated*) sehingga kontrol perangkat penunjuk dapat digantikan dengan gerakan lengan bawah (*forearm-tracking*) maupun lengan atas atau gerakan kepala (*head-tracking*), sehingga sedemikian rupa dapat disimpulkan sensor inersia (antara lain kombinasi sensor *gyroscope*, *accelerator*, dan *magnetometer*) mampu menjawab solusi perangkat penunjuk yang sesuai dengan subjek penelitian ini, yaitu perangkat penunjuk berdasarkan orientasi gerak inersia.

Berkaitan dengan hal di atas, bahwa sensor inersia dipakai sebagai perangkat penunjuk. Hal ini selaras dengan gerak anggota badan (*limb*) manusia yang multi direksional, bersesuaian dengan 3 bagian (bidang) tubuh manusia pada ilmu anatomi antara lain Sagittal, Frontal (Coronal), dan Tranverse (lihat Gambar 2.13). Oleh sebab itu dalam penelitian ini dihipotesis bahwa sensor inersia dapat digunakan untuk menggantikan tetikus komputer. Beberapa perangkat penunjuk berdasarkan orientasi gerak inersia (perangkat penunjuk multi-dimensi) lainnya lebih banyak digunakan untuk keperluan kontrol permainan atau *game controller* seperti Wii Remote (Produk Nintendo WiiU) (Kirkham, 2010) dan PlayStation Move (Produk Sony PlayStation) (Perl, 2012). Sedangkan peruntukannya untuk orang dengan berkebutuhan khusus (difabel) jarang atau belum dibahas pada penelitian-penelitian di atas.

Perhitungan tingkat keakurasiannya menggunakan instrumen penelitian dari badan standarisasi internasional (ISO – *International Organization for Standardization*) dengan nomor registrasi 9241 bagian 411 (ISO 9241-411) diharapkan dapat memenuhi sisi ergonomi. Berkaitan hal-hal di atas diharapkan

penelitian tugas akhir ini dapat memenuhi harapan dan menjawab pokok permasalahan penelitian.

1.2 Identifikasi Masalah

Berdasarkan latar belakang di atas, identifikasi masalah yang menjadi fokus utama pembahasan dalam penelitian adalah perangkat penunjuk (*pointing device*) yang diperlukan bagi penyandang disabilitas, agar penggunaannya lebih sesuai daripada perangkat tetikus pada umumnya, sehingga diperlukan penelitian di bidang ini.

1.3 Batasan Masalah

Batasan-batasan yang diterapkan dalam penelitian ini adalah sebagai berikut.

1. Prototipe perangkat penunjuk konvensional yang dapat digunakan oleh penyandang disabilitas (tuna daksa; anggota badan atas-tangan sampai siku) untuk pengoperasian *pointer* pada monitor komputer dan motorik lengan atas manusia.
2. Prototipe perangkat penunjuk diuji dengan standar internasional ISO 9241-411.
3. Penelitian tidak meliputi *gimbal lock* (kekurangan sudut Euler).

1.4 Perumusan Masalah

Masalah yang dapat dirumuskan dalam penelitian ini adalah bagaimana cara membangun sebuah prototipe yang dapat digunakan sebagai pengganti tetikus, sehingga dapat digunakan bagi penyandang disabilitas.

1.5 Tujuan

Tujuan penelitian ini membangun sebuah prototipe yang dapat digunakan oleh penyandang disabilitas menggunakan sensor inersia dan mengevaluasi performanya dengan ISO 9241-411.

1.6 Manfaat

Beberapa manfaat yang dapat diperoleh dari penelitian ini adalah sebagai berikut.

1. Bagi Universitas Ma Chung khususnya program studi teknik informatika, mampu menciptakan lulusan yang kompeten dan mampu menyejahterakan masyarakat Indonesia, sesuai visi dan misi universitas.
2. Bagi penulis, dapat mengimplementasikan ilmu saat perkuliahan dan pengalaman baru yang banyak diperoleh selama penelitian, selain sebagai syarat kelulusan.
3. Bagi subjek penelitian, dapat memakai dan berinteraksi dengan komputer dengan baik, disamping perangkat penunjuk yang sudah ada, terlebih personal yang memiliki kebutuhan khusus.
4. Bagi penelitian selanjutnya, dapat mengembangkan dan menyempurnakan penelitian sehingga menghasilkan produk dengan tingkat keberhasilan yang lebih baik.

1.7 Sistematika Penulisan

Berikut adalah urutan sistematika penulisan laporan Tugas Akhir:

1 Bab I Pendahuluan

Berisi latar belakang dan tujuan dari penelitian, mengenai rancang bangun prototipe perangkat penunjuk konvensional.

2 Bab II Tinjauan Pustaka

Berisi teori perangkat penunjuk, disabilitas, sensor inersia, sensor otot, sensor bend, Bluetooth, Arduino Uno, derajat kebebasan, dan *moving average filter* yang telah ada dan digunakan untuk mendukung penelitian tugas akhir dan rancang bangun prototipe alat.

3 Bab III Analisis dan Perancangan Sistem

Berisi perancangan dan alur untuk pembangunan prototipe alat. Beserta perinciannya setiap tahap perancangan alat.

4 Bab IV Hasil dan Pembahasan

Berisi hasil dari pembuatan dan pengujian alat. Pengujian berupa pengujian tingkat keberhasilan alat saat dipakai oleh pengguna.

5 Bab V Penutup

Berisi kesimpulan yang diperoleh dari penelitian dan saran untuk pengembangan yang lebih lanjut.

Bab 2

Tinjauan Pustaka

2.1 Perangkat Penunjuk (*Pointing Device*)

Tabel 2.1 merupakan jabaran dari Gambar 1.1 yang terdiri atas frekuensi kemunculan perangkat penunjuk sesuai nama yang disebutkan berdasarkan kategori perangkat adaptasi dan dikotomi perangkat baru.

Tabel 2.1 Klasifikasi Perangkat dari Versi Adaptasi dan Versi Dikotomi Perangkat Baru

Perangkat Penunjuk	Mekanisme Kontrol					Mekanisme Pengindraan			Cara Pemasangan		
						e-mech	Inertial	Cameras	Acoustic	Genggaman Tangan	Pemasangan pada Tubuh
Adaptasi											
Davis's optical mouse (Davis, 2001)	X	X	X	X	✓	X	✓	X	X	✓	X
Davis's wireless mouse (Davis, 2001)	X	X	X	X	✓	X	X	X	✓	✓	X
Track mouse (MacKenzie & Jusoh, 2001)	X	X	X	X	✓	X	X	X	✓	✓	X
RemotePoint (Anon., 2013)	X	X	X	X	✓	X	X	X	✓	✓	X
Twiddler2 (Hebblethwaite, 2013)	X	X	X	X	✓	X	X	X	✓	✓	X
EasyCat Touchpad (EasyCat, 2013)	X	X	X	X	✓	X	X	X	✓	X	✓
Dikotomi Perangkat Baru											
WearTrack (Foxlin & Harrington, 2000)	X	✓	X	X	X	✓	X	X	X	X	✓
Graylevel VisualGlove (Iannizzotto, et al., 2001)	X	✓	X	X	X	X	✓	X	X	X	✓
Gyration mouse (Gyration, 2013)	X	X	X	X	✓	X	X	✓	X	✓	X

Tabel 2.2 Lanjutan Klasifikasi Perangkat dari Versi Adaptasi dan Versi Dikotomi
Perangkat Baru

Perangkat Penunjuk	Mekanisme Kontrol					Mekanisme Pengindraan		Cara Pemasangan	
						e-mech	Inertial	Cameras	Acoustic
Accelerometer mouse (Tokoro, et al., 2009)	X	X	✓	X	X	X	X	✓	X
SBIMouse (Santos, et al., 2006)	✓	X	X	X	X	X	X	✓	X
SCURRY (Y.S.Kim, et al., 2005)	X	✓	X	X	X	X	X	✓	X
Oakley et al.'s devices (Oakley, et al., 2008)	X	X	✓	✓	✓	X	X	✓	X
G3 (Calvo, et al., 2012)	X	✓	X	X	X	X	X	✓	X
CUPID-MZ (Chatterjee & Matsuno, 2008)	X	X	X	X	✓	X	X	X	✓
Frekuensi	1	4	2	1	9	1	2	6	6
								8	8

✓ untuk pernyataan ya; X untuk pernyataan tidak

Perangkat penunjuk adalah perangkat masukan, yang memungkinkan pengguna berinteraksi dengan komputer dengan cara mengubah respons gerak motorik manusia menjadi sinyal digital oleh komputer, sehingga perangkat penunjuk merupakan jenis perangkat masukan yang memungkinkan pengguna menggerakkan kursor. Penggunaan sensor inersia memiliki keunggulan yaitu memakan biaya dan daya yang kecil, juga tidak memerlukan komponen tambahan.

Kategori alat dengan versi adaptasi merupakan bentuk penyesuaian dari perangkat penunjuk tradisional yang awalnya dirancang untuk komputer *desktop* atau *laptop* hingga menjadi perangkat yang dapat dipasang pada tubuh pemakainya, sebagai contoh Davis's *optical mouse*, yaitu hasil adaptasi tetikus optik sehingga dapat digunakan pada dada atau abdomen pemakai disaat berdiri maupun berjalan,

meskipun peranti ini kurang nyaman karena pergerakan latar (saat berjalan) terbaca sebagai derau.

Sedangkan kategori alat versi dikotomi perangkat baru merupakan versi perangkat yang berbeda dengan versi adaptasi dari segi struktur maupun morfologinya, tetapi memiliki fungsi yang sama (dikotomi), sebagai contoh SCURRY merupakan perangkat penunjuk yang terpasang pada tangan akan membaca pergerakan tangan untuk pendekripsi klik yang diolah dari keluaran satu sensor giroskop dan empat akselerometer yang terpasang pada masing-masing empat jari tangan (tanpa ibu jari) (Calvo & Perugini, 2014).

2.2 Disabilitas

Disabilitas memiliki makna keadaan (seperti sakit atau cedera) yang merusak atau membatasi kemampuan mental dan fisik seseorang atau keadaan tidak mampu melakukan hal-hal dengan cara yang biasa (Tim Penyusun, 2016).

Hasil adaptasi data proporsi tingkat kesulitan penduduk dengan disabilitas Indonesia yang disesuaikan dengan studi kasus yang berhubungan dengan kegiatan yang melibatkan anggota gerak atas (*limb*) yang terdapat 6 komponen dari keseluruhan 12 komponen hasil Riset Kesehatan Dasar (Riskesdas) 2013 dijabarkan pada Tabel 2.3, membuktikan penyandang disabilitas kesulitan dalam melakukan aktifitas. Penelitian ini diharapkan dapat mengurangi tingkat pengangguran, dengan dapat mengakses komputer dengan lebih mudah, kualitas dan tingkat pendidikan menjadi lebih tinggi dan penyandang disabilitas dapat bekerja dengan baik.

Tabel 2.3 Adaptasi dari Data Proporsi (%) Tingkat Kesulitan Penduduk Indonesia
Menurut Komponen Disabilitas Berdasarkan Data Riskesdas Tahun 2013

No	Komponen Disabilitas	Tidak ada	Ringan	Sedang	Berat	Sangat Berat	Disabilitas*
1	Sulit mengerjakan kegiatan rumah tangga yang menjadi tanggung jawabnya	90,1	5,3	2,8	1,5	0,4	4,7

Tabel 2.4 Lanjutan Adaptasi dari Data Proporsi (%) Tingkat Kesulitan Penduduk Indonesia Menurut Komponen Disabilitas Berdasarkan Data Riskesdas Tahun 2013

No	Komponen Disabilitas	Tidak ada	Ringan	Sedang	Berat	Sangat Berat	Disabilitas*
2	Sulit dapat berperan serta dalam kegiatan kemasyarakatan (misalnya dalam kegiatan keagamaan, sosial)	91,3	4,8	2,2	1,2	0,4	3,8
3	Seberapa besar masalah kesehatan yang dialami mempengaruhi keadaan emosi?	90,1	5,5	3,0	1,1	0,3	4,4
4	Seberapa sulit membersihkan seluruh tubuh?	94,1	4,1	1,1	0,5	0,2	1,8
5	Seberapa sulit mengenakan pakaian?	94,5	3,9	1,0	0,4	0,2	1,6
6	Seberapa sulit mengerjakan pekerjaan sehari-hari?	91,9	4,7	1,9	1,0	0,4	3,3

Sumber: Badan Litbangkes Kementerian Kesehatan *Tingkat kesulitan sedang, berat dan sangat berat

2.3 Sensor Inersia

Sensor inersia merupakan kombinasi sensor yang menghitung perubahan percepatan linier biasa disebut akselerometer dan menghitung kecepatan sudut yang biasa disebut giroskop (Loviscach, 2009).

2.3.1 Akselerometer (*Accelerometer*)

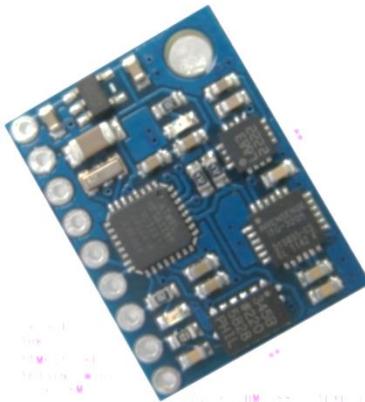
Akselerometer merupakan instrumen pengukuran percepatan, percepatan yang diukur bukan percepatan koordinat (laju perubahan kecepatan) melainkan percepatan yang disebabkan oleh gaya (F), yang diambil dari fenomena berat (massa benda) dan gaya gravitasi bumi yang akselerasi atau percepatan gravitasi bumi (g) = $9,81 \text{ m/s}^2$, sehingga jika akselerometer bergerak mendekati pusat gravitasi bumi akan bernilai nol dan jika berlawanan $9,81 \text{ m/s}^2$ (Tinder, 2007). Percepatan yang diukur dapat bersifat statis jika gaya konstan, misalnya gerakan menarik kaki, atau bersifat dinamis jika disebabkan oleh getaran.

2.3.2 Giroskop (*Gyroscope*)

Giroskop berasal dari kata Yunani yaitu ‘giros’ artinya lingkaran dan ‘skop’ artinya ‘untuk melihat’ (Angus Stevenson, 2010), merupakan instrumen atau alat

yang mengukur besaran orientasi berdasarkan sumbu normal dan kecepatan sudut yang bekerja sesuai prinsip momentum sudut (Kabai, 2007). Terdapat tiga komponen utama yang menjadi bagian giroskop yaitu piringan berputar (rotor), *inner gimbal*, dan *outer gimbal*. Rotor terpasang di dalam *inner-most gimbal*, *inner-most gimbal* terpasang di dalam *inner-gimbal*, dan *inner-gimbal* terpasang di dalam *outer-gimbal* yang merupakan komponen atau kerangka terbesar. Tiga komponen mewakili tiga sumbu x, y dan z, maka giroskop memiliki tiga derajat kebebasan atau *degree of freedom* (DoF).

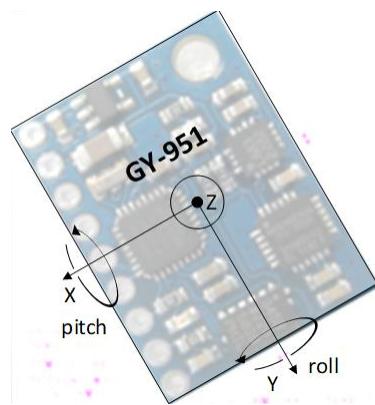
2.3.3 GY-951



www.alibaba.com

Gambar 2.1 Perangkat keras GY-951

Dalam penelitian ini menggunakan perangkat keras dengan nomor seri GY-951 (lihat Gambar 2.1) sebagai sensor inersia dengan 9 derajat kebebasan atau 9-DoF. Terbentuk dari tiga *chip* 9DoF dengan ATMEGA328 sebagai tempat pemrosesan perhitungan (perangkat IMU). Tiga *chip* sensor tersebut antara lain, ITG3205 (sebagai *chip* giroskop), ADXL345 (sebagai *chip* akselerometer), dan HMC5883L (sebagai *chip* magnetometer) keseluruhan merupakan pendukung sistem inersia, atau yang biasa disebut (AHRS) *Attitude and Heading Reference System* pada sensor. IMU atau *Inertial Measurement Unit* merupakan unit atau perangkat elektronik yang mengukur dan menyimpulkan perpindahan atau perubahan sudut, kadang-kadang disertai medan magnet, dan gaya yang bekerja pada suatu benda dengan mengkombinasikan perhitungan keluaran dari giroskop, kadang-kadang dengan magnetometer, dan akselerometer.

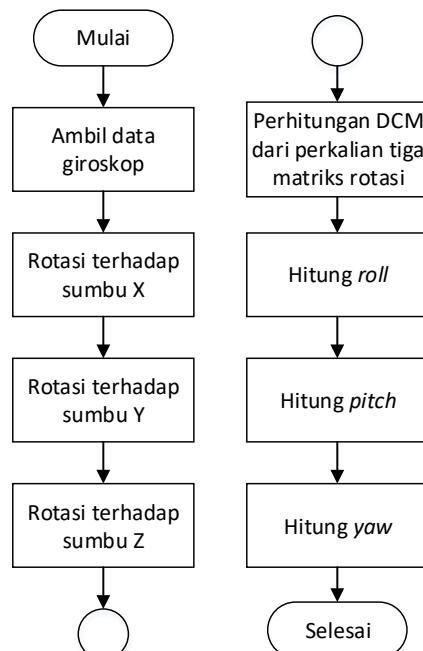


Gambar 2.2 Sumbu orientasi perangkat keras GY-951

Gambar 2.2 merupakan posisi-posisi sumbu yang bekerja pada perangkat keras GY-951, untuk sumbu Z berada tegak lurus dengan perangkat dan sudut yaw bekerja pada sumbu ini.

2.3.4 Sensor Fusion pada GY-951

Algoritma *sensor fusion* yang digunakan pada IMU perangkat GY-951 adalah *Direction Cosine Matrix* (DCM). DCM membaca nilai dari sensor gyroscope, kemudian nilai tersebut dirotasi sebanyak tiga kali sesuai dengan sumbu yang berlaku pada sensor seperti pada (Andi Dharmawan, 2015).



Gambar 2.3 Bagan alur DCM

Pada Gambar 2.3 merupakan alur kinerja pemrosesan DCM dari keluaran sensor giroskop. Masing-masing keluaran sensor ini akan dicari perhitungan untuk rotasi terhadap masing-masing sumbu x, y, dan z. Lalu perhitungan DCM dilakukan untuk perhitungan tersebut, berupa data senarai dua dimensi atau matriks. Dari matriks tersebut dilakukan perhitungan masing-masing *roll*, *pitch*, dan *yaw*. Nilai-nilai tersebut akan diubah kedalam bentuk matriks sesuai dengan persamaan (2-1) yaitu masing-masing Rx, Ry, dan Rz.

$$Rx = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\phi & -\sin\phi \\ 0 & \sin\phi & \cos\phi \end{bmatrix}, Ry = \begin{bmatrix} \cos\theta & 0 & \sin\theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\theta & 0 & \cos\theta \end{bmatrix}, Rz = \begin{bmatrix} \cos\psi & -\sin\psi & 0 \\ \sin\psi & \cos\psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2-1)$$

Dari persamaan (2-1) diatas, kemudian matriks-matriks tersebut dikalikan sehingga menghasilkan matriks DCM 3x3 seperti pada persamaan (2-2) berikut.

$$R = \begin{bmatrix} \cos\theta \cos\psi & \sin\phi \sin\theta \cos\psi - \cos\phi \sin\psi & \cos\phi \sin\theta \cos\psi + \sin\phi \sin\psi \\ \cos\theta \sin\psi & \sin\phi \sin\theta \sin\psi + \cos\phi \cos\psi & \cos\phi \sin\theta \sin\psi - \sin\phi \cos\psi \\ -\sin\theta & \sin\phi \cos\theta & \cos\phi \cos\theta \end{bmatrix} \quad (2-2)$$

Bentuk umum dari matriks DCM adalah ditunjukkan pada persamaan (2-3) dan didapatkan nilai *roll*, *pitch*, dan *yaw* berdasarkan pada persamaan.

$$R = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} \end{bmatrix} \quad (2-3)$$

Dari persamaan (2-3) diatas didapatkan nilai *roll*, *pitch*, dan *yaw* sebagai berikut:

- Nilai *roll* (ϕ) didapatkan dari persamaan (2-4)

$$\tan\phi = \frac{(R_{32})}{(R_{33})}; \phi = \text{arc tan2}(R_{32}, R_{33}) \quad (2-4)$$

- Nilai *pitch* (θ) didapatkan dari persamaan (2-5)

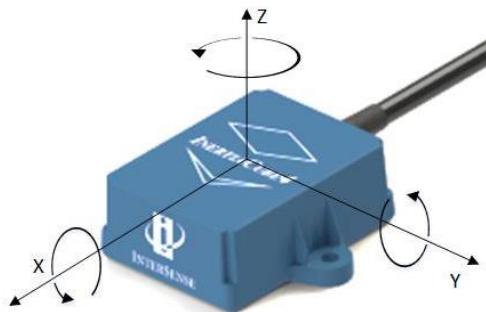
$$-\sin\theta = R_{31}; \theta = -\text{arc sin}(R_{31}) \quad (2-5)$$

- Nilai *yaw* (ψ) didapatkan dari persamaan (2-6)

$$\tan\psi = \frac{(R_{21})}{(R_{11})}; \psi = \text{arc tan2}(R_{21}, R_{11}) \quad (2-6)$$

2.3.5 InertiaCube4

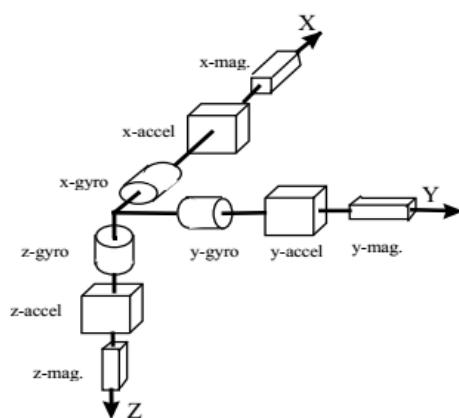
InertiaCube4 (lihat Gambar 2.4) merupakan perangkat AHRS yang sudah diintegrasikan dan ditingkatkan dengan penambahan *filter* Kalman dan beberapa algoritma penyaringan lainnya, sehingga siap pakai, sehingga tanpa mengembangkan lagi dari sisi antarmuka.



www.intersense.com

Gambar 2.4 Perangkat keras InertiaCube4

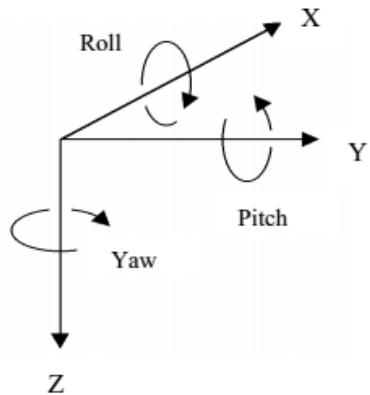
Perangkat ini sebagai acuan alat berstandar industri, yang nantinya sebagai perangkat pembanding dalam penelitian yaitu perhitungan galat perangkat GY-951. Cara kerja sama dengan perangkat AHRS lainnya dengan derajat kebebasan 9 (3 sensor akselerometer, 3 sensor giroskop dan 3 sensor magnetometer) lihat Gambar 2.5.



www.intersense.com

Gambar 2.5 Diagram fungsional InertiaCube4

Gambar 2.6 merupakan gambar representasi dari penggabungan sensor atau *sensor fusion* dari masing-masing sumbu seperti Gambar 2.5, yang perhitungan dari penggabungan tersebut menghasilkan keluaran *roll*, *pitch*, dan *yaw*.

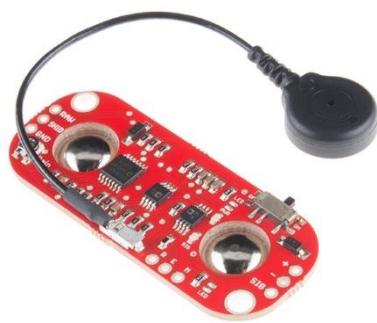


www.intersense.com

Gambar 2.6 Sumbu *roll*, *pitch*, dan *yaw*

2.4 Sensor Otot – EMG (*Electromyography*) dan MyoWare

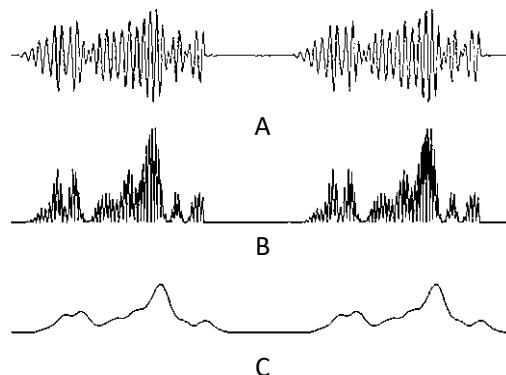
Electromyography (EMG) atau elektromiografi merupakan teknik kedokteran elektrodiagnostik untuk mengevaluasi dan merekam aktivitas listrik yang dihasilkan oleh otot rangka (Gordon, et al., 2014), yang pada penelitian ini sebagai instrumen pendekripsi klik (pengganti tombol).



<https://www.sparkfun.com/products/13723>
Gambar 2.7 Perangkat keras MyoWare *muscle sensor*

Dalam penelitian ini menggunakan perangkat keras sensor otot MyoWare (Gambar 2.7), dari produk ini dapat diterima macam-macam data hasil pemrosesan berupa sinyal mentah (*raw*) (lihat Gambar 2.8 poin A), sinyal hasil rektifikasi

(metode normalisasi data minus menjadi data positif - lihat Gambar 2.8 poin B), dan sinyal hasil rektifikasi dan terintegrasi (fitur titik puncak pada setiap data kontinu) yang disebut sebagai data EMG *envelope* (lihat Gambar 2.8 poin C).

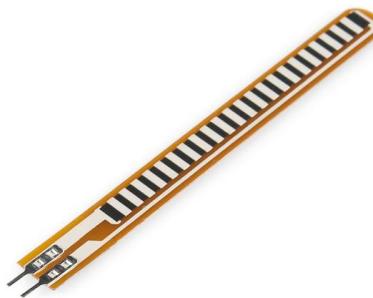


<https://www.sparkfun.com/products/13723>
Gambar 2.8 Tiga macam sinyal keluaran MyoWare

Sinyal hasil rektifikasi dan integrasi (EMG *envelope*) adalah data yang digunakan dalam penelitian ini.

2.5 Sensor *Bend (Flex)* atau Sensor Tekuk

Sensor *bend (flex)* merupakan sensor yang mengukur besaran yang dihasilkan oleh tekukan atau defleksi (lihat bentuk fisik pada Gambar 2.9).



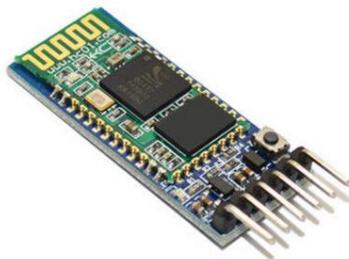
www.AliExpress.com
Gambar 2.9 Perangkat keras sensor *bend (flex)*

Tekukan pada sensor mengakibatkan perubahan resistansi atau hambatan pada sensor yang telah dialiri aliran listrik, sehingga menghasilkan keluaran berupa tegangan (volt) berubah. Sensor ini dipatenkan dan telah diaplikasikan pada kontrol

game Nintendo yaitu Nintendo Power Glove. Sensor ini akan diaplikasikan sebagai media pendekesan klik kedua, sebagai pembanding.

2.6 Bluetooth dan HC-05

Bluetooth adalah teknologi nirkabel untuk transaksi data dengan rentang jarak yang pendek, menggunakan panjang gelombang pendek yaitu gelombang radio UHF, yang mempunyai kapasitas 2.4 sampai 2.485 GHz (Gigahertz) (Bluetooth SIG, Inc., 2018).



<https://www.ebay.com/>

Gambar 2.10 Perangkat Keras HC-05

Perangkat keras HC-05 (Gambar 2.10) yang merupakan perangkat yang dapat berfungsi sebagai pengirim dan penerima sinyal Bluetooth berdasarkan prinsip antarmuka UART yaitu mengandalkan pin TX dan RX. HC-05 dapat bekerja dengan sistem pengaturan melalui *command* ‘AT’, dan dapat bekerja pada *baud rate* antara 2100 sampai 1382400. Juga perangkat ini dapat diatur sebagai perangkat *master* maupun *slave*.

2.7 Arduino Uno

Perangkat keras Arduino Uno (Gambar 2.11) yang merupakan perangkat berupa papan mikrokontroler yang bersifat *open-source* yang berdasarkan cara kerja *chip* IC ATMega328P yang dikembangkan oleh perusahaan Arduino. Arduino Uno yang bersifat *open-source* sehingga mudah dikembangkan, dengan bantuan perangkat lunak Arduino Software (IDE) yang merupakan *Integrated Development Environment*, sehingga pengembangan dengan mudah dilakukan baik secara daring melalui situs jejaring <https://create.arduino.cc/editor> maupun luring.



www.sparkfun.com

Gambar 2.11 Perangkat Keras Arduino Uno

Dalam penelitian ini Arduino bertindak sebagai pengumpul dan memanajemen data dari sensor-sensor, untuk dikirim ke PC melalui sinyal Bluetooth dengan perantara perangkat keras HC-05.

2.8 Derajat Kebebasan (*Degree of Freedom*) dan Sudut Euler

Makna dari derajat kebebasan dalam dunia kinematika adalah derajat angka yang menyatakan jumlah parameter bebas yang menentukan konfigurasi sistem mekanik. Derajat angka itu juga menentukan keadaan sistem fisik yang berguna sebagai analisis sistem sebuah objek (mesin, penerbangan, robotika dan rekayasa struktural) (Hale, 1999). Terbagi atas beberapa derajat kebebasan atau *Degree of Freedom* (DoF), antara lain (Arduino, 2018).

- 3DoF: Terdiri atas akselerometer pada tiga sumbu (lihat Gambar 2.6) atau dengan giroskop tiga sumbu.
- 6DoF: Terdiri atas akselerometer tiga sumbu yang dikombinasikan dengan giroskop tiga sumbu. Contoh:
 - Untuk mengendalikan pesawat *remote control* (RC) atau helikopter atau robot keseimbangan diri, data dari sensor akselerometer dan giroskop sangat dibutuhkan.
 - Contoh lain dari 6DoF adalah kombinasi dari akselerometer dan magnetometer untuk kompas dengan kompensasi kemiringan.

- Banyak pengendali *game*, ponsel dan tablet berisi sensor 6DoF untuk informasi gerak.
- 9DoF: Terdiri atas 6DoF, dikombinasikan dengan magnetometer (kompas).
- 10DoF: Terdiri atas 9DoF, dikombinasikan dengan sensor tekanan baromik (barometer). Sensor baromik (atau tekanan absolut) dapat digunakan sebagai indikasi ketinggian.
- 11DoF: Terdiri atas 10DoF, dikombinasikan dengan modul GPS.

Sedangkan sudut Euler merupakan tiga bagian sudut yang diperkenalkan oleh Leonhard Euler yang mendeskripsikan orientasi sebuah benda atau objek terhadap sumbu tetap (Biedenharn, 1981). Masukan dari kombinasi derajat kebebasan dapat dikonversi ke dalam sudut Euler (α (alpha), β (beta), dan γ (gamma)) atau versi sudut Tait–Bryan (φ (phi), θ (theta), dan ψ (psi)), adapun versi sudut dalam dunia penerbangan (prinsip sumbu pesawat atau *aircraft principal axes*) (*roll*, *pitch*, dan *yaw*) lihat Gambar 2.6.

2.9 Moving Average Filter

Moving average filter atau *simple moving average filter* merupakan teknik penyaringan data dengan berseri atau berturut-turut melakukan perhitungan rata-rata untuk setiap himpunan bagian, himpunan bagian merupakan rangkaian data terbatas yang merupakan sebagian dari kumpulan data kontinu (Booth, et al., 2006). Perhitungan hampir sama dengan perhitungan rata-rata biasa hanya saja masukkan data baru akan menggeser data ekor, sehingga menghasilkan rata-rata baru. Persamaan *moving average* (MA) adalah sesuai persamaan (2-7).

$$\bar{X}_k = \bar{X}_{k-1} + \frac{X_k - X_{k-n}}{n} \quad (2-7)$$

X_k = data masukkan ke – k

\bar{X}_{k-1} = *moving average* sebelum k

\bar{X}_k = *moving average* ke - k

n = periode *moving average*

2.10 ISO 9241-411

Beberapa instrumen pengukuran, salah satunya menggunakan konsep Fitts' Law sebagai tolak ukur efisiensi kinerja dan *Throughput* (besaran tingkatan)

sebagai tolak ukur efektifitas kinerja. Hasil tersebut diambil dari masukan data percobaan yang terdiri atas tiga macam yaitu *one directional tapping*, *multi directional tapping*, *dragging* dan *tracing* (ISO, 2012). Juga terdapat standarisasi atau tetapan level presisi saat evaluasi berdasar nilai I_D (seperti dalam persamaan (2-8)(2-9)) antara lain,

$$I_D = \log_2\left(\frac{d + W}{W}\right) \quad (2-8)$$

1. Kelas 1 tinggi: $I_D > 6$;
2. Kelas 2 sedang: $4 < I_D \leq 6$;
3. Kelas 3 rendah: $3 < I_D \leq 4$;
4. Kelas 4 sangat rendah: $I_D \leq 3$;

2.10.1 Fitts' Law

Fitts' Law atau hukum Fitts merupakan teorema yang mendeskripsikan hubungan antara waktu pergerakan, jarak, dan akurasi yang dibutuhkan manusia untuk melakukan tugas dalam waktu yang singkat (Fitts, 1954). Pada persamaan (2-9), yang merupakan formula prediksi waktu tempuh untuk melakukan sebuah pergerakan, yang diturunkan dari persamaan linier dan persamaan I_D (2-8).

$$MT = a + b \cdot I_D = a + b \cdot \log_2\left(\frac{d + W}{W}\right) \quad (2-9)$$

MT = Movement time (waktu pergerakan) dalam detik

- a = Intercept (konstanta)
- b = Slope (gradien kemiringan atau koefisien regresi)
- I_D = Fitts' Index of Difficulty (indeks kesulitan Fitts) atau formula Shannon
- d = Distance (jarak ke target)
- W = Width (lebar target)

2.10.2 Throughput

Throughput adalah laju transfer informasi ketika pengguna mengoperasikan perangkat masukan untuk mengontrol pointer pada layar (ISO, 2012). Persamaan (2-10) merupakan persamaan untuk perhitungan throughput (T_p).

$$\text{Throughput} = \frac{\text{Effective index of difficulty}}{\text{Movement time}} = \frac{I_{De}}{t_m} \quad (2-10)$$

Persamaan I_{De} antara lain sebagai berikut,

$$ID_e = \log_2\left(\frac{d + W_e}{W_e}\right) \quad (2-11)$$

Sedangkan untuk persamaan W_e adalah sebagai berikut,

$$W_e = 4.133 \cdot S_x \quad (2-12)$$

I_{De} = Effective Fitts' Index of Difficulty (indeks kesulitan Fitts efektif)

t_m = Time of movement (waktu pergerakan)

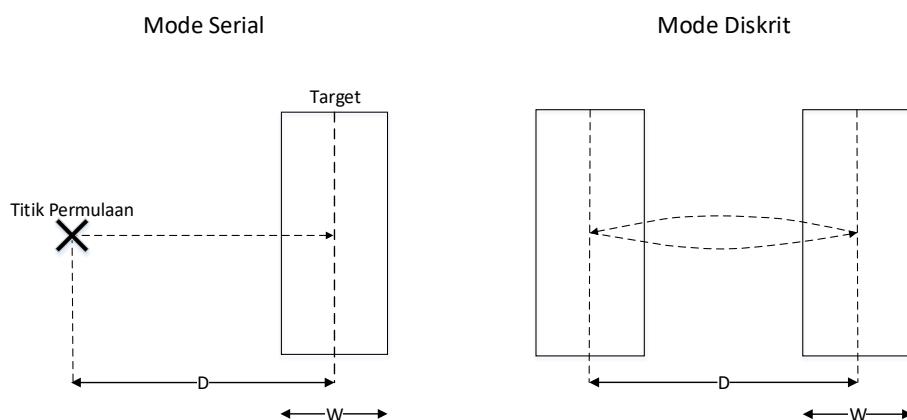
d = Distance of movement to the target (jarak kursor terhadap pusat target)

W_e = Target width (effective) of the displayed target (lebar target atau lebar efektif yang ditampilkan)

S_x = Standar deviasi dari kumpulan koordinat x saat ketukan (*tapping*) terjadi dalam proses evaluasi

2.10.3 One Direction Tapping

Gambar 2.12 menunjukkan dua macam bentuk instrumen pengukuran yang ditetapkan ISO 9241-411 untuk melakukan tugas *one direction tapping* atau pengetukan satu arah; secara serial dan diskrit, serial merupakan tugas *tapping* satu arah dari kiri ke kanan, sedangkan diskrit melakukan tugas *tapping* satu arah dari kiri ke kanan dan sebaliknya.



Gambar 2.12 Mode Penugasan Satu Arah ISO 9241-411 Serial (kiri) dan Diskrit (kanan)

2.10.4 Penilaian Kenyamanan (*Assessment of Comfort*)

Merupakan penilaian tingkat kenyamanan perangkat masukan, pengukuran didesain sedemikian rupa sehingga perangkat dengan nilai tertinggi adalah perangkat yang direkomendasikan karena kenyamanannya. Berikut Tabel 2.5 dan Tabel 2.6 merupakan format kuesioner, secara berurutan merupakan penilaian bebas dan terikat.

Tabel 2.5 Format Kuesioner Penilaian Bebas ISO 9241-411

1. Force required for actuation:						
1	2	3	4	5	6	7
Very uncomfortable				Very comfortable		
2. Smoothness during operation:						
1	2	3	4	5	6	7
Very rough				Very smooth		
3. Effort required for operation:						
1	2	3	4	5	6	7
Very high				Very low		
4. Accuracy:						
1	2	3	4	5	6	7
Very inaccurate				Very accurate		
5. Operation speed:						
1	2	3	4	5	6	7
Unacceptable				Acceptable		
6. General comfort:						
1	2	3	4	5	6	7
Very uncomfortable				Very comfortable		
7. Overall operation of input device:						
1	2	3	4	5	6	7
Very difficult (to use)				Very easy (to use)		
8. Finger fatigue:						
1	2	3	4	5	6	7
Very high				None		
9. Wrist fatigue:						
1	2	3	4	5	6	7
Very high				None		
10. Arm fatigue:						
1	2	3	4	5	6	7
Very high				None		
11. Shoulder fatigue:						
1	2	3	4	5	6	7
Very high				None		
12. Neck fatigue:						
1	2	3	4	5	6	7
Very high				None		

Penilaian bebas (*independent*) adalah penilaian untuk setiap perangkat yang diteliti, dan responden diminta untuk menandai angka yang disediakan untuk memberikan nilai, sedangkan penilaian terikat (*dependent*) adalah penilaian dengan membandingkan penggunaan antar perangkat. responden diminta menyelesaikan evaluasi perangkat pertama lalu menandai angka penilaian dan melanjutkan dengan evaluasi perangkat kedua lalu menandai angka penilaian-lebih baik, sama saja, atau lebih buruk.

Tabel 2.6 Format Kuesioner Penilaian Terikat ISO 9241-411

General indices	Phase 1: First input device <input type="checkbox"/> A or <input type="checkbox"/> B					Phase 2: Second input device <input type="checkbox"/> A or <input type="checkbox"/> B		
	Most negative		Most positive			Worse	Same	Better
	1	2	3	4	5	-1	0	+1
1. Actuation force								
2. Operation smoothness								
3. Operation effort								
4. Accuracy								
5. Operation speed								
6. General comfort								
7. Overall operation								
Fatigue indices	First input device <input type="checkbox"/> A or <input type="checkbox"/> B					Second input device <input type="checkbox"/> A or <input type="checkbox"/> B		
	Extreme		None			Worse	Same	Better
	1	2	3	4	5	-1	0	+1
8. Finger fatigue								
9. Wrist fatigue								
10. Arm fatigue								
11. Shoulder fatigue								
12. Neck fatigue								

Keseluruhan penilaian terbagi atas beberapa aspek seperti akurasi, kecepatan, hingga tingkat kepenatan pada anggota tubuh yang melakukan tugas evaluasi perangkat (ISO, 2012).

2.10.5 Penilaian Upaya (*Assessment of Effort*)

Merupakan skala penilaian upaya yang dirasakan untuk mengukur secara subyektif mengenai kadar upaya yang dilakukan saat mengoperasikan perangkat yang diteliti. Skala Borg didesain untuk mengumpulkan data-tingkatan upaya tubuh manusia yang terdiri atas kelompok besar otot, contohnya lengan, bahu, dan leher (Tabel 2.8), hal tersebut tidak termasuk pada penggunaan kelompok kecil otot yang melakukan tugas secara presisi.

Tabel 2.7 Format Kuesioner *Borg* ISO 9241-411

Points	Effort representation
(0) 10	Very, very strong (almost max.)
(0) 9	
(0) 8	
(0) 7	Very strong
(0) 6	
(0) 5	Strong (heavy)
(0) 4	Somewhat strong
(0) 3	Moderate
(0) 2	Weak (light)
(0) 1	Very weak
(0) 0.5	Very, very weak (just noticeable)
(0) 0	Nothing at all

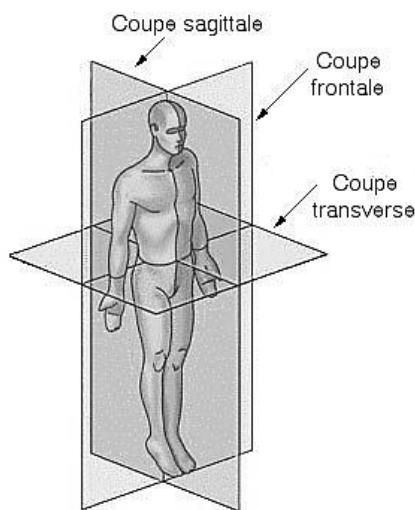
Skala Borg memiliki 12 poin penilaian (rentang 0 sampai 10, lihat Tabel 2.7 dan Tabel 2.8), poin tersebut mempresentasikan kekuatan (kontraksi) otot maksimum atau *Maximum Voluntary (Muscle) Contaction* (MVC)-yaitu usaha yang diperlukan untuk melakukan tugas (ISO, 2012).

Tabel 2.8 Format Kuesioner *Borg* Lengan, Bahu, & Leher ISO 9241-411

Arm	Effort		Effort
	Shoulder	Neck	
(0) 10	(0) 10	(0) 10	Very, very strong (almost max.)
(0) 9	(0) 9	(0) 9	
(0) 8	(0) 8	(0) 8	
(0) 7	(0) 7	(0) 7	Very strong
(0) 6	(0) 6	(0) 6	
(0) 5	(0) 5	(0) 5	Strong (heavy)
(0) 4	(0) 4	(0) 4	Somewhat strong
(0) 3	(0) 3	(0) 3	Moderate
(0) 2	(0) 2	(0) 2	Weak (light)
(0) 1	(0) 1	(0) 1	Very weak
(0) 0.5	(0) 0.5	(0) 0.5	Very, very weak (just noticeable)
(0) 0	(0) 0	(0) 0	Nothing at all

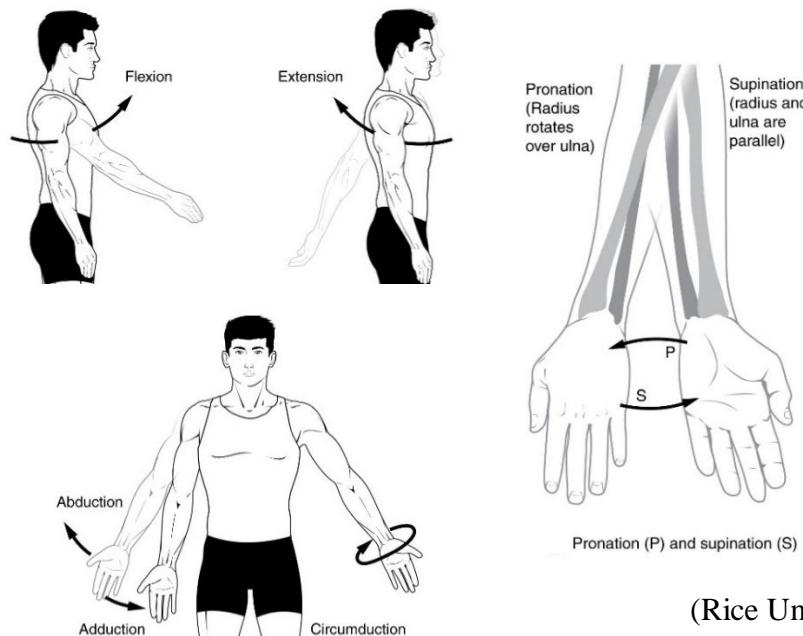
2.11 Morfologi Gerak Manusia dan *Range of Movement* (ROM)

Berdasarkan data (Gates, et al., 2016) untuk masing-masing pergerakan lengan atas dan bawah seperti tampak pada Gambar 2.14 mempunyai batasan-batasan pergerakan (dalam satuan derajat sudut) dalam melakukan suatu tugas.



(SEER, 2006)

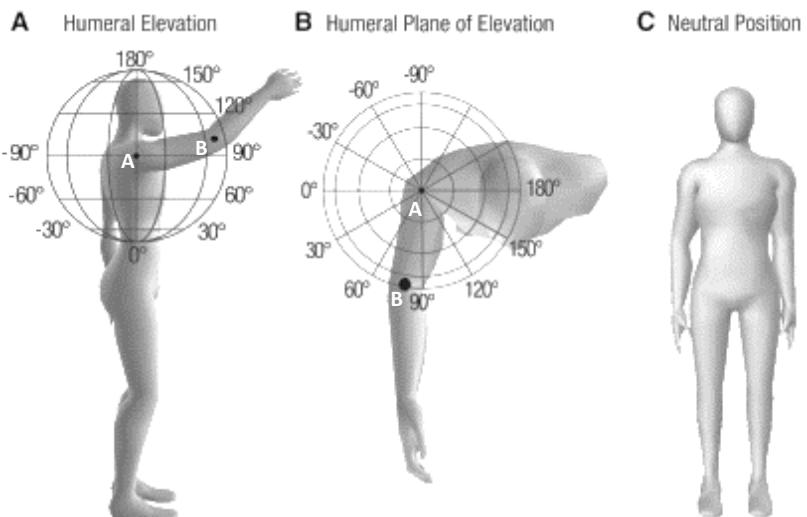
Gambar 2.13 Bidang simetris tubuh manusia



(Rice University, 2018)

Gambar 2.14 Macam-macam pergerakan lengan atas (kiri) dan lengan bawah (kanan) manusia

Data didapatkan dari responden lalu dilakukan perhitungan rata-rata. Data terhitung dari posisi normal (titik nol) Gambar 2.15 poin C, jika dilihat dari posisi (bidang) *sagitale* atau sagital (pada Gambar 2.13 dan Gambar 2.15 poin A) yaitu sejajar dengan tubuh saat berdiri (keadaan lengan atas dan bawah mengarah ke bumi atau bawah).



(Gates, et al., 2016)

Gambar 2.15 Definisi sudut lengan manusia

Tabel 2.9 ROM (*Range of Motion*) Setiap Macam Pergerakan Tubuh Manusia (Gates, et al., 2016)

Jenis Pergerakan	Sudut (°)	
	<i>Humeral Elevation</i>	<i>Humeral Plane of Elevation</i>
Lengan Atas (Sudut yang Dibentuk Pundak (<i>Thoracohumeral</i>))		
<i>Flexion</i>	120	-
<i>Extension</i>	-90	-
<i>Abduction</i>	108	-
<i>Adduction</i>	0	-
<i>Horizontal Abduction</i>	-	-65
<i>Horizontal Adduction</i>	-	105
<i>External Rotation*</i>	-	-55
<i>Internal Rotation*</i>	-	79
Lengan Bawah		
<i>Flexion</i> (Menekuk Siku)**	121	-
<i>Extension</i> (Meluruskan Siku)**	0	-
<i>Pronation</i>	13	-
<i>Supination</i>	-53	-

*Gerakan yang dilakukan dengan posisi menekuk siku

**Gerakan yang bergerak pada poros B pada setiap Gambar 2.15

Apabila dilihat dari bidang *transverse* atau transversal (pada Gambar 2.13 dan Gambar 2.15 poin B) yaitu tegak lurus dengan tubuh saat berdiri (keadaan lengan atas dan bawah mengarah ke cakrawala atau menjauh dari tubuh) (Doorenbosch, et al., 2003). Data tersebut dapat dilihat pada Tabel 2.9. Pergerakan rotasi (*rotation*) *external* maupun *internal* dapat dilakukan mula-mula dari posisi normal (Gambar 2.15 poin C), lalu dengan menekuk siku hingga lengan bawah tegak lurus dengan lengan atas, lalu melambaikan lengan bawah kearah dalam (*internal*) tubuh dan kearah luar (*external*) tubuh, gerakan ini menyebabkan sendi pangkal lengan atas berotasi (*rotation*).

2.12 Analisis Statistika

Analisis yang dilakukan untuk mengetahui tingkat keberhasilan prototipe yang diujicobakan, data didapatkan dari proses pengumpulan data dari responden berupa data kuantitatif yang didapatkan dari proses evaluasi dengan metode pengetukan satu arah (*one direction tapping*) ISO 9241-411 dan data kualitatif yang didapatkan setelah proses evaluasi yaitu berupa kuesioner penilaian kenyamanan (*assessment of comfort*) dan upaya (*assessment of effort*)-untuk masing-masing perangkat prototipe dan pembanding.

2.12.1 Kuantitatif

Metode perhitungan yang dipakai dalam perhitungan statistik kuantitatif antara lain Shapiro-Wilk *Test* untuk uji distribusi normal, ANOVA atau Welch ANOVA dan Post-Hoc untuk uji data *parametric*, Kruskall-Wallis *Test* dan Mann Whitney U *Test* untuk uji data *non-parametric*. Keseluruhan perhitungan untuk mengetahui persentase galat pada prototipe yang dibuat. Perhitungan menggunakan perangkat lunak SPSS milik perusahaan IBM. Rincian metode-metode tersebut adalah sebagai berikut:

1. Shapiro-Wilk *Test*

Dikemukakan oleh Sanford Shapiro dan Martin Wilk pada tahun 1965, yang merupakan metode uji normalisasi data *sample* berjumlah dibawah 50 buah. Uji normalisasi diperlukan untuk mengetahui syarat analisis statistika yang digunakan, *parametric* (jika terbukti terdistribusi normal) atau *non-parametric* (sebaliknya).

Melalui metode ini akan diketahui data berdistribusi normal jika nilai $P \geq 0.05$ (hipotesis kosong diterima, hipotesis alternatif ditolak). Perhitungan metode ini dapat melalui persamaan (2-13).

$$T_3 = \frac{1}{D} \left[\sum_{i=1}^k a(X_{n-i+1} + X_i) \right]^2 \quad (2-13)$$

Dimana D adalah,

$$D = \sum_{i=1}^k (x_i - \bar{x})^2 \quad (2-14)$$

D	= Koefisien Shapiro-Wilk	\bar{x}	= Rata-rata (mean) setiap data x
x_i, X_i	= Data pada indeks ke i	k, n	= Jumlah data x
X_{n-i+1}	= Data pada indeks ke $n-i+1$		
a	= Level signifikansi (umumnya $5\% \approx 0.05$)		

2. Uji Non-parametric

Metode-metode seperti Kruskall-Wallis *Test* dan Mann Whitney U *Test*, untuk pengujian data, jika terbukti berdistribusi normal (*parametric*) oleh pengujian dengan Shapiro-Wilk *test*.

a. Kruskall-Wallis *Test*

Dikemukakan oleh W.H Kruskal dan W.A Wallis pada tahun 1952, yang merupakan uji *non-parametric* yang didasarkan oleh peringkat yang bertujuan mengenali adanya perbedaan yang signifikan pada dua atau lebih kelompok data (variabel) *independent* pada variabel *dependent*. Juga berlaku jika nilai $P < 0.05$ maka terdapat kesenjangan pada data yang akan mempengaruhi nilai variabel terikat (*dependent variable*). Persamaan metode ini dapat melalui persamaan (2-15) berikut.

$$K = (N - 1) \frac{\sum_i^g n_i (\bar{r}_i - \bar{r})^2}{\sum_{i=1}^g \sum_{j=1}^{n_i} (r_{ij} - \bar{r})^2} \quad (2-15)$$

Dimana \bar{r}_i adalah,

$$\bar{r}_i = \frac{\sum_{j=1}^{n_i} r_{ij}}{n_i} \quad (2-16)$$

- n_i = Jumlah pengamatan dalam kelompok
 N = Jumlah pengamatan semua kelompok
 \bar{r}_i = Peringkat (diantara semua pengamatan)
 \bar{r} = Rata-rata peringkat atau tingkatan
 r_{ij} = Peringkat (diantara semua pengamatan) pengamatan j dari kelompok i

b. Mann Whitney U Test

Mann Whitney merupakan uji *non-parametric* (terdistribusi tidak normal) untuk mengetahui perbedaan rata-rata (*mean*) dari 2 kelompok independen apabila sebaran datanya berstruktur ordinal, interval, dan rasio. Terdapat syarat-syarat yang dipenuhi untuk melakukan uji dengan metode ini, antara lain.

- Struktur data berupa ordinal, interval dan rasio.
- Data berdistribusi tidak normal
- Data terdiri atas dua kelompok
- Variabel bebas (*independent*) satu dengan lainnya

Selain nilai P metode ini juga memiliki keluaran nilai berupa total semua peringkat yang diuji biasa disebut *sum of ranks*.

3. Uji *Parametric*

Juga beberapa metode lain seperti ANOVA (*Analysis of Variance*), Welch ANOVA dan Post-Hoc, untuk pengujian data, jika terbukti berdistribusi normal (*parametric*) oleh pengujian dengan Shapiro-Wilk test.

a. ANOVA

Tes ANOVA adalah salah satu metode uji *parametric* untuk mengetahui sebuah eksperimen memiliki hasil yang signifikan. Kata lain, untuk menentukan penolakan hipotesis nol atau menerima hipotesis alternatif. Melalui pengetesan pada kelompok data untuk melihat perbedaannya. Pengetesan terbagi kedalam dua macam antara lain:

- i. Satu arah, jika kumpulan atau kelompok data memiliki satu variabel independen (dengan dua tingkat atau lebih-umumnya tiga tingkat), misalnya jika disesuaikan dengan penelitian, variabel independen adalah jenis perangkat [tetikus, prototipe1, prototipe 2], melihat jenis perangkat yang dibandingkan terdapat tiga jenis perangkat atau dapat dikatakan tiga tingkatan variabel independen. Sedangkan variabel dependen misalnya *throughput*, indeks kesulitan efektif, nilai tingkat kenyamanan, dan nilai tingkat upaya. Sehingga penelitian dilakukan satu arah yaitu uji ANOVA masing-masing variabel dependen terhadap variabel independen yaitu jenis perangkat.
- ii. Dua arah, jika kumpulan atau kelompok data memiliki dua variabel independen (dapat memiliki banyak tingkat), misalnya berdasarkan contoh sebelumnya selain jenis perangkat juga dibandingkan jenis penggunaanya [pengguna tangan kiri, pengguna tangan kanan], sehingga terdiri atas dua variabel independen yaitu jenis perangkat dan jenis penggunaan, masing-masing memiliki tiga dan dua tingkatan variabel independen. Sedangkan variabel dependen dimisalkan sama dengan contoh sebelumnya. Sehingga penelitian dilakukan dua arah yaitu uji ANOVA masing-masing variabel dependen terhadap dua variabel independen yaitu jenis perangkat dan jenis penggunaan.

b. Welch ANOVA

Tes Welch (*Welch Test*) merupakan uji *parametric*, yang memiliki pendekatan yang baik untuk menganalisis apabila data yang dibandingkan memiliki jumlah sampel berbeda ataupun terdapat ketimpangan varian (homogenitas tidak terpenuhi). Persamaan yang berlaku pada analisis dengan Welch ANOVA yaitu pada persamaan berikut.

$$F_{Welch} = \frac{\frac{1}{k-1} \sum_{j=1}^k w_j (\bar{x}_j - \bar{x}')^2}{1 + \frac{2(k-2)}{k^2-1} \sum_{j=1}^k \left(\frac{1}{n_j-1} \right) \left(1 - \frac{w_j}{w} \right)^2} \quad (2-17)$$

Dimana,

$$w_j = \frac{n_j}{s_j^2} \quad (2-18)$$

$$w = \sum_{j=1}^k w_j \quad (2-19)$$

$$\bar{x}' = \frac{\sum_{j=1}^k w_j \bar{x}_j}{w} \quad (2-20)$$

- n_j = Jumlah pengamatan dalam kelompok j
 s_j^2 = Varian pengamatan dalam kelompok j
 \bar{x}_j = Rata-rata (mean) setiap data dalam kelompok j
 k = Jumlah data dalam kelompok
 w_j = Total jumlah data dalam kelompok j
 w = Total jumlah data semua kelompok

c. Post-Hoc

Post-Hoc *test* digunakan untuk uji beda lanjutan antara dua *independent group* atau kelompok data *independent*. Post-Hoc *test* dijalankan apabila hasil uji dengan ANOVA atau Welch ANOVA sudah menunjukkan perbedaan. Sehingga dengan kata lain, jika hasil uji menunjukkan H_0 gagal ditolak (tidak ada perbedaan), maka uji lanjut (Post Hoc *Test*) tidak dilakukan. Sebaliknya jika hasil uji menunjukkan H_0 ditolak (ada perbedaan), maka uji lanjut (Post Hoc *Test*) harus dilakukan.

2.12.2 Kualitatif

Pengumpulan data yang didapatkan dari kuesioner penilaian kenyamanan (*assessment of comfort*) dan upaya (*assessment of effort*) dalam menjalankan evaluasi setiap perangkat (prototipe dan pembanding) oleh responden, untuk selanjutnya dirata-rata keseluruhan poin aspek, dan didata kembali untuk selanjutnya dikelompokkan berdasarkan subjek (responden) yang telah melakukan uji coba.

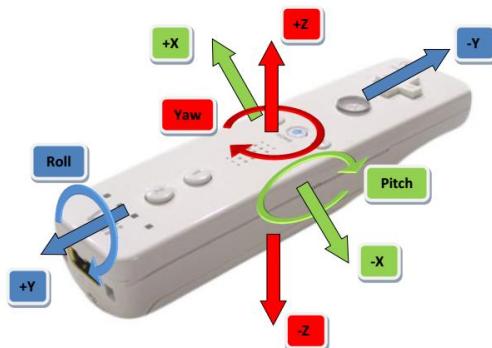
2.13 Penelitian Terdahulu

Berikut adalah penelitian-penelitian terdahulu, dalam evaluasi kontrol pada game Wii Remote (Produk Nintendo WiiU) dan PlayStation Move (Produk Sony PlayStation).

2.13.1 Penggunaan Sensor Inersia untuk Kontrol Game

1. Penelitian oleh Jonathan Kirkham

Terdapat penelitian oleh Jonathan Kirkham pada tahun 2010, yang bertujuan mengevaluasi kontrol visualisasi 2-dimensi maupun 3-dimensi menggunakan perangkat kontrol game Wii Remote (Produk Nintendo WiiU), yang pada kontrol tersebut menggunakan sensor inersia dengan 6 derajat kebebasan dan Gambar 2.16 penggambaran kontrol Wii dengan sistem koordinat sumbu kartesius tiga dimensi (3-sumbu).

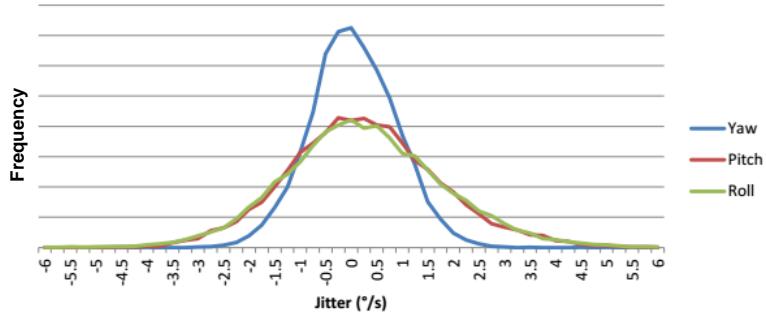


(Kirkham, 2010)

Gambar 2.16 Sistem koordinat akselerometer dan giroskop pada Nintendo Wii Remote

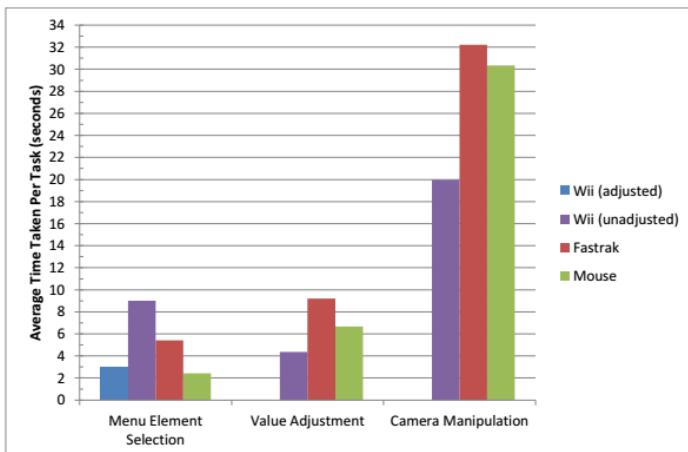
Penelitian ini menemukan galat digitalisasi dari sensor akselerometer yaitu peristiwa *drift* yaitu anomali sensor, yang tiba-tiba memberikan keluaran ‘yang tidak semestinya’ dalam keadaan atau posisi diam. Mula-mula keluaran sebesar 0,001g (akselerasi gravitasi), lalu akibat galat ini kontrol dapat mengubah keluaran menjadi $\pm 0,04g$. Sehingga jika perubahan akselerasi 0,001g sama dengan simpangan pergerakan 4,5m dalam keadaan diam selama 30 detik, maka akibat *drift* tersebut dapat menghasilkan simpangan pergerakan 176,4m, padahal cakupan gerak manusia adalah $\pm 2m$ ke segala arah. Pada sensor giroskop terdapat galat saat melakukan rotasi sudut $0,05^\circ/s$ ketika dilakukan dalam kecepatan tinggi sehingga menghasilkan $0,25^\circ/s$, dan juga saat sensor dalam posisi stabil (di atas meja)

menghasilkan data derau terutama pada keluaran *yaw*-dibandingkan dengan data *pitch* dan *roll* dalam bentuk standar deviasi secara berurutan 0,8; 1,5 and 1,6°/s; yaitu setengahnya dari yang lain (lihat Gambar 2.17).



(Kirkham, 2010)

Gambar 2.17 Grafik frekuensi derau (*jitter*) giroskop saat posisi di atas meja dalam 5 menit



(Kirkham, 2010)

Gambar 2.18 Rerata waktu yang diperlukan untuk melakukan tugas

Setelah penambahan ‘trackd’ *framework* pada *server* untuk perbaikan dan integrasi data; perbandingan perangkat kontrol *game* Wii Remote dan sesudah pengaturan (penambahan *framework*), Fastrak (salah satu perangkat penunjuk), dan tetikus (*mouse*) dalam melakukan tugas dalam 5 detik. Tugas antara lain penyeleksian menu (*menu element selection*), transversi posisi menu (*value adjustment*), dan pengaturan posisi kamera pada VR; karena keseluruhan dilakukan dengan perangkat tambahan VR (*Virtual Reality*), ilustrasi durasi untuk

menjalankan setiap tugas dengan perangkat uji utama (Wii) dan pembanding dapat dilihat pada Gambar 2.18 yang disajikan dalam grafik.

2. Penelitian oleh Thomas Perl

Penelitian oleh Thomas Perl pada tahun 2012, dengan tujuan penggabungan (*fusion*) sensor visual-inersia (dengan sensor kamera dan AHRS) pada kontrol *game* PlayStation Move, lalu melakukan rancang dan bangun API *open-source* untuk *cross-platform* dengan bahasa-bahasa pemrograman (C, C#, Java, dan Python) dan sistem operasi yang telah disesuaikan (Mac OS dan Linux). PlayStation Move merupakan salah satu kontrol *game* yang juga mendukung VR.

Gambar 2.19 merupakan tampilan bentuk perangkat keras PlayStation Move, struktur morfologinya berbentuk silinder dengan tombol-tombol, dan bentuk bola putih di atasnya, bentuk bola (bulatan) ini dapat berbahaya saat pengoperasiannya, bertujuan agar dapat terbaca oleh sensor kamera (Gambar 2.20) sebagai sensor visual, sehingga tampak meskipun lingkungan sekitarnya minim cahaya.



(Perl, 2012)

Gambar 2.19 Perangkat keras kontrol *game* PlayStation Move



(Perl, 2012)

Gambar 2.20 Perangkat keras PlayStation Eye USB 2.0

Pembacaan fitur bulat yang terdiri atas koordinat titik X,Y dan jari-jari lingkaran oleh kamera akan digabungkan dengan sensor inersia yang terdiri atas

tiga sudut Euler. Performa pembacaan sensor inersia dengan penggunaan rumus pada persamaan (2-21) yaitu rasio pembacaan (*update rate*).

$$update_rate = \frac{reads}{duration} \quad (2-21)$$

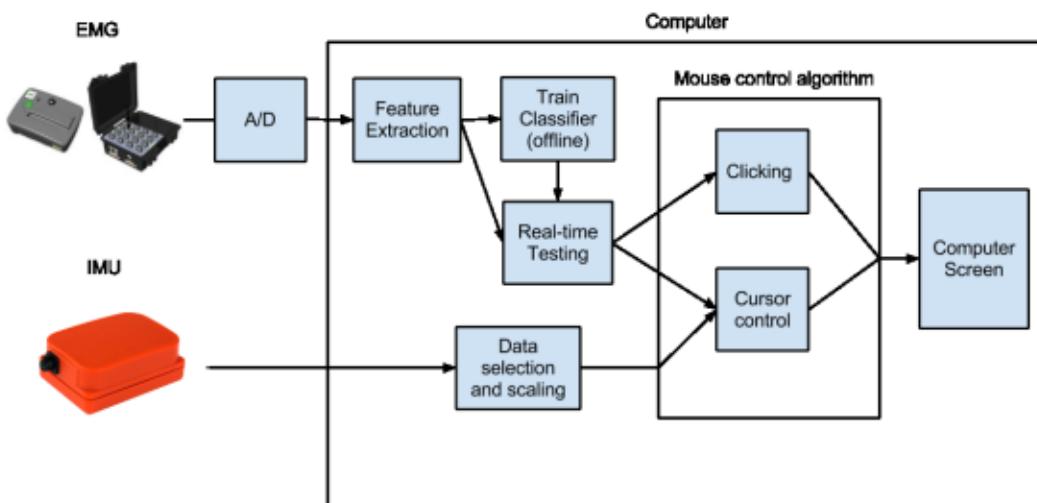
reads = Jumlah rata-rata pembacaan (jumlah masukan) dalam x-percobaan

duration = Durasi yang dibutuhkan setiap pembacaan (detik)

2.13.2 Penggunaan Sensor Inersia untuk Disabilitas

1. Penelitian oleh Timothy Forbes

Penelitian oleh Timothy Forbes tahun 2013, yang memiliki kemiripan dan sebagai acuan penelitian ini yang merancang prototipe perangkat penunjuk dari sensor EMG dan sensor IMU.



(Forbes, 2013)

Gambar 2.21 Diagram blok rancangan prototipe oleh Timothy

Gambar 2.21 merupakan diagram blok prototipe yang menggunakan kombinasi sensor otot (EMG) dan inersia, yang masing-masing menggunakan data latih yang digunakan untuk mendeteksi klik dan menggerakkan kursor. Data latih dikumpulkan dari sensor EMG yang terpasang sesuai konfigurasi-konfigurasi yang ditentukan pada otot-otot lengan bawah dan pergelangan, lalu data dikelompokkan ke dalam beberapa kategori sinyal, sinyal klik kanan, klik kiri, kursor ke kanan, kursor ke kiri, kursor ke atas, dan kursor ke bawah. Masing-masing data pada

kategori tersebut dilatih di dalam jaringan saraf tiruan (JST) menggunakan MATLAB.



(Forbes, 2013)

Gambar 2.22 Peletakan prototipe alat oleh Timothy

Gambar 2.22 merupakan peletakan masing-masing sensor, sensor inersia diletakkan di dekat pergelangan tangan, sensor otot ditempatkan pada otot target lengan bawah di mana terdapat kontraksi saat menggerakan jari telunjuk dan jari tengah (seperti seolah-olah mengeklik saat menggunakan tetikus), yang masing-masing sebagai fitur pendektsian klik kiri dan klik kanan. Atau konfigurasi selanjutnya menggunakan pendektsian gerak pergelangan tangan kearah kanan atau kiri, untuk pendektsian klik kanan dan kiri, atau konfigurasi dengan mengombinasikan keduanya. Gambar 2.22 merupakan konfigurasi pertama yang memanfaatkan otot-otot pergelangan dan lengan bawah, dari atas ke bawah: Extensor Carpi Ulnaris, Extensor Carpi Radialis, Flexor Digitorum Superficialis (dekat pergelangan tangan), Flexor Carpi Radialis. Juga bagian tersembunyi (pada gambar): Flexor Carpi Ulnaris-yang masing-masing titik keberadaan otot tersebut terpasang sensor EMG, pada gambar berwarna hitam.

2. Penelitian oleh Septian Amrizal

Penelitian oleh Septian Amrizal tahun 2018, merupakan penelitian acuan selanjutnya mengenai interaksi manusia dan komputer yakni perangkat penunjuk menggunakan sensor inersia dengan dua metode yaitu metode pengoperasian alat dengan mode genggam dan non-genggam. Lihat Gambar 2.4 yang merupakan perangkat keras InertiaCube4 yang digunakan dalam penelitian ini. Metode genggam dan non-genggam yang dilakukan pada alat itu, untuk mengoperasikan

kursor pada monitor komputer. Penilaian menggunakan instrumen pengukuran berdasarkan ISO 9241-411.

Tabel 2.10 Format Rancangan Tabel Data Kuantitatif

Perangkat	<i>block</i>	<i>mode</i>	D	W	W _e	Avg.	t _m	Tp
Tetikus								
Genggam								
Non-genggam								

(Amrizal, 2018)

Tabel 2.11 Format Rancangan Tabel Data Kualitatif

Perangkat	Tetikus	Genggam	Non-genggam
<i>Assessment of Comfort</i>			
<i>Assessment of Effort (Fatigue)</i>			

(Amrizal, 2018)

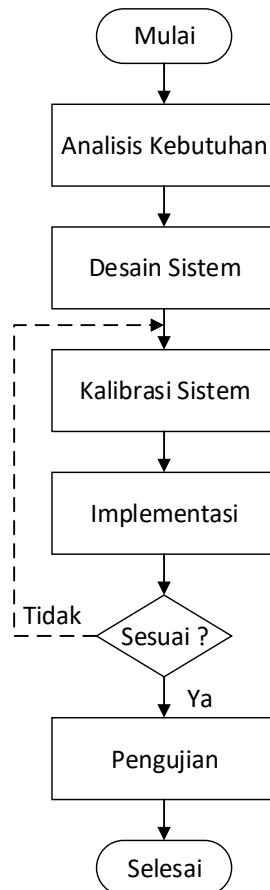
Tabel 2.10 merupakan format tabel hasil pengumpulan data kuantitatif dan Tabel 2.11 merupakan format tabel hasil pengumpulan data kualitatif. Keseluruhan data yang terkumpul dari responden selanjutnya akan dilakukan analisis statistika menggunakan ANOVA, untuk perhitungan tingkat kesuksesan dan penarikan kesimpulan.

Bab 3

Analisis dan Perancangan Sistem

3.1 Tahapan Penelitian

Gambar 3.1 menunjukkan tahapan perancangan prototipe (mulai) sampai pengujian prototipe perangkat penunjuk.



Gambar 3.1 Tahapan perancangan prototipe perangkat penunjuk

Pada tahapan mulai adalah menemukan latar belakang masalah, dan ditemukan jika, diperlukan penelitian lebih lanjut mengenai prototipe alat yang mengantikan tetikus, yang berguna bagi penyandang disabilitas. Tahap selanjutnya, analisis kebutuhan merupakan tahap analisis-hal-hal apa saja yang diperlukan untuk keberlangsungan penelitian sesuai latar belakang yang dibuat. Lalu mendesain sistem, yaitu mendesain sketsa sistem yang dibuat berupa bagan, gambar dan diagram yang menggambarkan atau mendeskripsikan cara kerja sistem. Kalibrasi sistem adalah proses mengamati data mentah untuk selanjutnya dilakukan

kalibrasi atau penyesuaian dengan lingkungan pengembangan sistem. Tahap selanjutnya, mengimplementasikan keseluruhan desain sistem, sesuai metode-metode yang ditetapkan. Tahap pengujian merupakan tahap dimana keseluruhan sistem yang dibuat diuji keakurasiannya, sehingga dapat ditarik kesimpulan-keberhasilan sebuah penelitian. Pada tahapan selesai adalah dokumentasi keseluruhan penelitian berupa laporan.

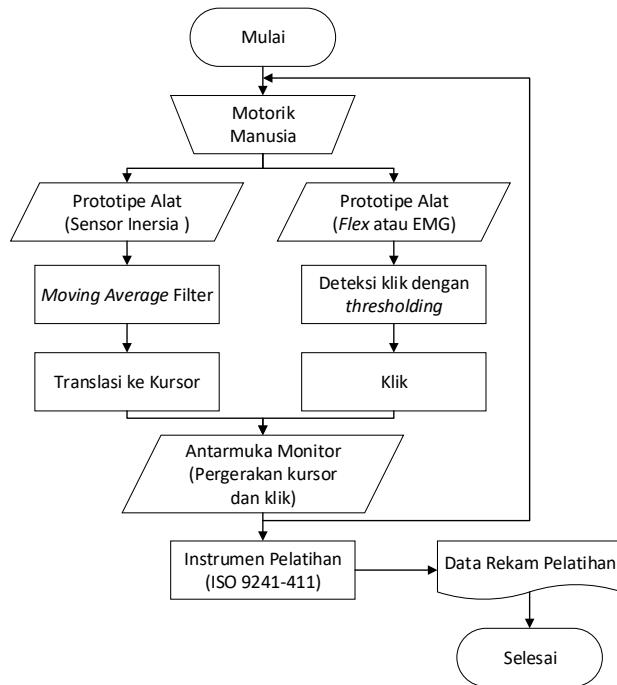
3.2 Analisis Kebutuhan

Berdasarkan penjelasan sebelumnya, penyandang disabilitas tuna daksa (lengan bawah) setidaknya memiliki potensi gerak pada lengan atas, maka ruang gerak atau jenis pergerakan yang dapat dimanfaatkan untuk mengoperasikan prototipe antara lain *circumduction* pada lengan atas yang mampu bergerak hampir kesegala arah, hal ini digunakan sensor inersia sebagai media pembacaan setiap pergerakan tersebut. Hal selanjutnya yang dapat dimanfaatkan adalah kontraksi otot, meskipun keterbatasan motorik penyandang disabilitas daksa, hal ini tidak berarti tidak dapat menegang-merileksasikan otot (yang biasa disebut kontraksi otot) hal tersebut dapat dibaca melalui sensor EMG, yang digunakan sebagai prototipe 1. Hal lain yaitu pergerakan bahu lain yaitu pergerakan *abduction* dan *adduction* yang juga dapat dimanfaatkan sebagai media pengoperasian prototipe, pembacaan pergerakan ini dapat memanfaatkan sensor *bend (flex)*, yaitu sebagai prototipe 2.

Prototipe yang dirancang berguna sebagai penggerak kursor pada monitor, dan satu-satunya alat yang memiliki aspek ini (kursor sebagai antarmuka pengguna) yaitu komputer dengan monitor (bukan layar sentuh) antara lain *desktop*, *laptop*, *notebook* dan lain sebagainya. Juga berguna sebagai operasi klik pengganti tombol (seperti pada tetikus). Penggunaan sensor inersia sebagai media, yang membaca gerak orientasi motorik manusia yaitu lengan atas, akan digunakan sebagai media penggerak kursor, sedangkan penggunaan sensor EMG dan *bend* digunakan sebagai media operasi klik.

3.3 Desain Sistem

Desain kinerja sistem dapat dijabarkan ke dalam bagan alur pada Gambar 3.2 berikut. Beserta rincian sistem aparatus yang digunakan sebagai media penelitian (Tabel 3.1).



Gambar 3.2 Bagan alur mekanisme penelitian

Tabel 3.1 Rincian Informasi Sistem Aparatus

Komponen	Keterangan
Sistem operasi	Windows 10 Pro 64-bit (10.0, Build 16299)
Prosesor	Intel(R) Core(TM) i5-2450M CPU @ 2.50GHz
Memori	8192MB
Resolusi monitor	1366 x 768

Sesuai Gambar 3.2 cara kerja sistem, setelah mulai eksekusi dimulai dengan masukan manual berupa gerak motorik manusia, yang selanjutnya dibaca oleh perangkat masukan berupa prototipe alat yang dibuat. Lalu diproses pada komputer untuk (jika diperlukan) dilakukan penyaringan dengan *moving average filter* juga

beberapa algoritma perhitungan pendukung lainnya (pemetaan derajat ke sumbu 2-dimensi – lihat Gambar 3.15). Perhitungan translasi kursor untuk menjalankan kursor di layar atau monitor. Monitor akan menampilkan posisi kursor kepada pengguna untuk menjalankan pelatihan ISO 9241-411, dari sub-proses tersebut akan menghasilkan data rekam yang akan dilakukan perhitungan akurasi lebih lanjut, proses tersebut dilakukan berulang-ulang sampai eksekusi dinyatakan usai atau tahap selesai.

3.3.1 Motorik Manusia

Melihat pembahasan sebelumnya, tepatnya pada morfologi gerak manusia, berfokus pada lengan atas. Terdapat macam-macam gestur yang terjadi pada penelitian ini antara lain seperti pada Tabel 3.2.

Tabel 3.2 Gestur dan Sumbu yang Bekerja pada Lengan Atas dan Bawah

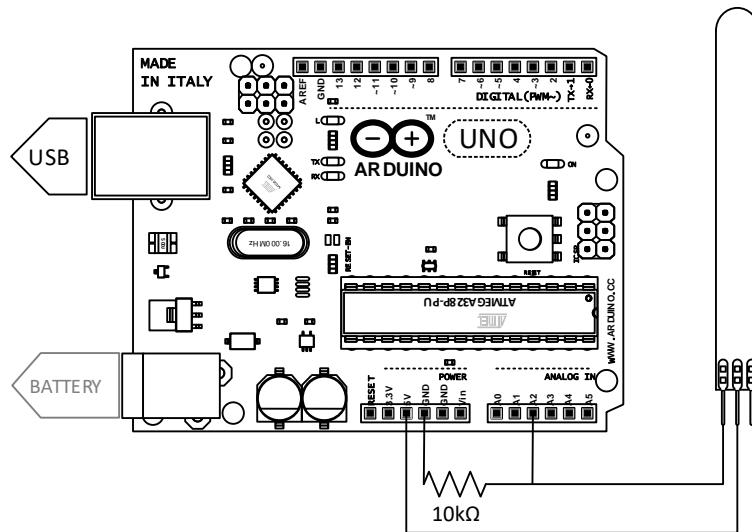
Gestur	Bekerja pada Sumbu (x, y)
<i>Horizontal Abduction</i>	-x
<i>Horizontal Adduction</i>	x
<i>Flexion</i>	-y
<i>Extension</i>	y
<i>Circumduction</i>	-x, x, -y, dan y

Pada Tabel 3.2 yang merupakan rincian setiap jenis gestur yang bekerja pada sensor inersia oleh kinerja motorik manusia, yang masing-masing menghasilkan ruang gerak jika dipetakan ke dalam sumbu kartesius. *Circumduction* merupakan pergerakan bahu yang mampu berputar hampir kesegala arah yang merupakan penggabungan keempat gerak *horizontal abduction*, *horizontal adduction*, *flexion*, dan *extension*.

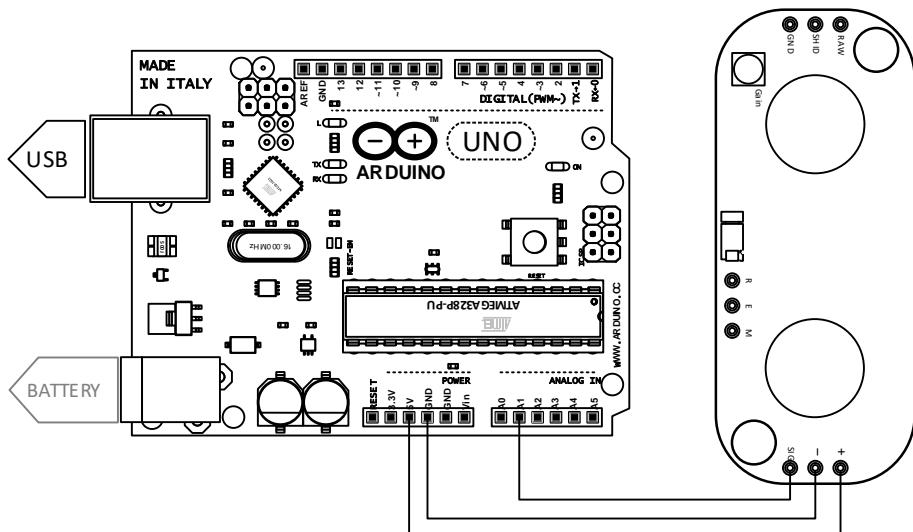
3.3.2 Prototipe Alat

Konfigurasi sensor *flex* (Gambar 3.3) yang disertai resistor 10k Ω (ohm) dan sensor otot (EMG) (Gambar 3.4) yang dihubungkan dengan mikrokontroler Arduino yang bertujuan mengubah sinyal analog menjadi digital-seluruhnya membutuhkan daya 5 volt, untuk selanjutnya dikirim ke komputer melalui

Bluetooth, untuk peletakannya dapat melihat Gambar 3.14 titik A untuk peletakan sensor *flex* dan titik B untuk peletakan sensor EMG yaitu letak otot bisep berada.

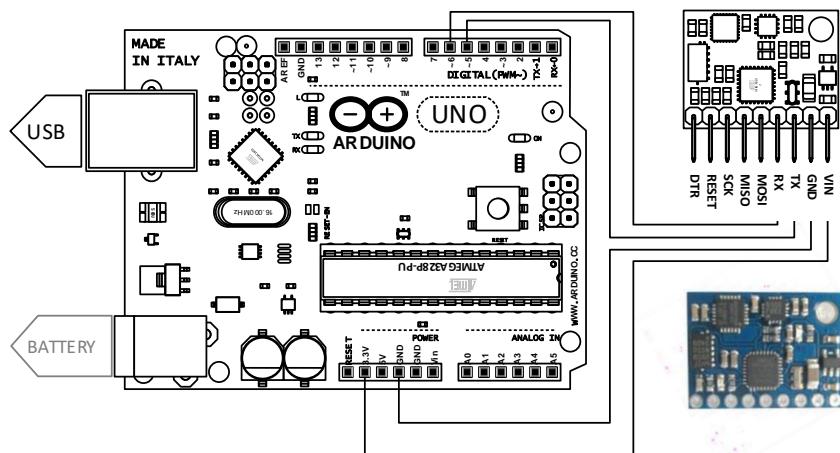


Gambar 3.3 Konfigurasi interkoneksi sensor *flex* (tekuk)



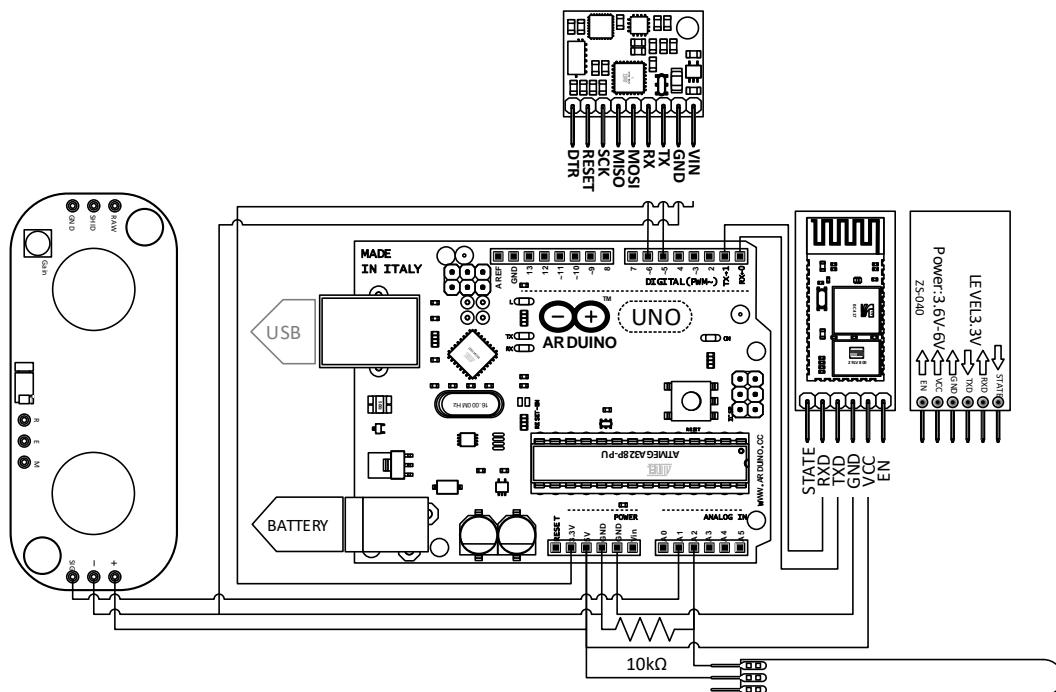
Gambar 3.4 Konfigurasi interkoneksi sensor otot (EMG)

Pembacaan klik untuk sensor *flex* adalah meluruskan lengan atas (gerak *abduction*), sedangkan klik untuk sensor EMG adalah mengangkat sedikit lengan bawah (gerak *flexion*) atau menegangkan atau mengontraksi otot bisep.

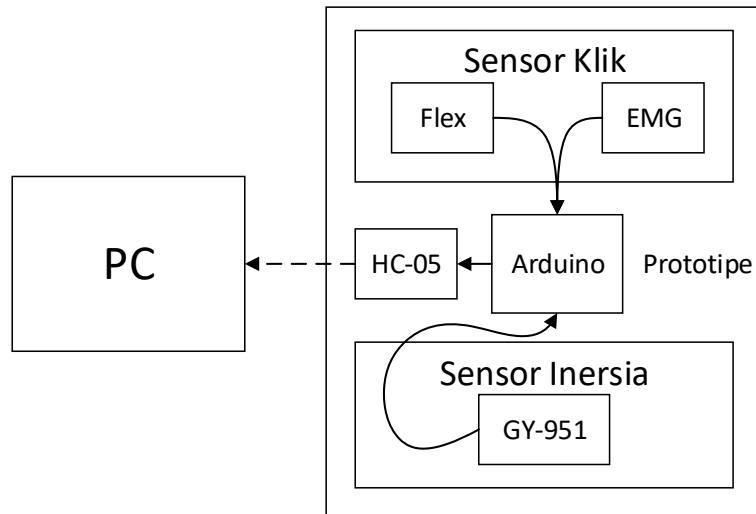


Gambar 3.5 Diagram konfigurasi interkoneksi sensor inersia

Gambar 3.5 menunjukkan konfigurasi interkoneksi prototipe alat yang terdiri atas gabungan perangkat keras Arduino Uno dan sensor inersia GY-951. Koneksi pertama menghubungkan setiap sumber daya yaitu Vcc atau VIN dan GND, Tx (*transmitter* atau pengirim data) dengan Rx (*receiver* atau penerima data) dan sebaliknya, antar perangkat.



Gambar 3.6 merupakan gabungan konfigurasi prototipe yang dibuat. Sensor inersia (GY-951) dan perangkat pendukung Bluetooth (HC-05) terpasang pada Arduino Uno secara UART yaitu koneksi serial dengan register TX dan RX, untuk masing-masing perangkat tersebut secara berurutan terpasang secara *cross* (TX -> RX dan RX -> TX) pada *port* digital Arduino 0, 1 dan 5, 6. Sensor EMG dan *bend* terpasang pada Arduino pada *port* analog Arduino, secara berurutan pada nomor A1 dan A2. Keseluruhan perangkat yang terhubung dengan Arduino juga terpasang pada sumber daya Arduino dengan tegangan 5V, pengecualian pada sensor inersia yang memerlukan tegangan 3.3V sehingga tersambung pada sumber daya Arduino dengan nilai 3.3V dan masing-masing port GND seluruh perangkat tersambung dengan *port* GND pada Arduino. Sedangkan *board* Arduino Uno tersambung dengan baterai A4 sebanyak empat buah sebagai sumber daya. Gambar 3.7 merupakan diagram blok koneksi sensor dengan PC atau aparatus percobaan melalui sinyal Bluetooth yan dipancarkan perangkat keras HC-05. Ketetapan penelitian dalam penentuan prototipe adalah kombinasi sensor inersia dan EMG sebagai prototipe 1 dan kombinasi sensor inersia dan sensor tekuk sebagai prototipe 2.



Gambar 3.7 Diagram blok keseluruhan interkoneksi dengan komputer PC

3.3.3 *Moving Average Filter*

Moving average filter digunakan untuk menormalisasikan data secara *real-time* yang terdiri atas tiga variabel *roll* (*R*), *pitch* (*P*), dan *yaw* (*Y*) didasarkan pada

persamaan (2-7). Sehingga berlaku pada masing-masing variabel tersebut antara lain.

$$\bar{X}_{Rk} = \bar{X}_{Rk-1} + \frac{X_{Rk} - X_{Rk-n}}{n} \quad (3-1)$$

$$\bar{X}_{Pk} = \bar{X}_{Pk-1} + \frac{X_{Pk} - X_{Pk-n}}{n} \quad (3-2)$$

$$\bar{X}_{Yk} = \bar{X}_{Yk-1} + \frac{X_{Yk} - X_{Yk-n}}{n} \quad (3-3)$$

3.3.4 Translasi ke Kursor

Translasi kursor merupakan proses mentranslasikan sudut (3-dimensi) oleh kontrol ke kursor (2-dimensi) pada tampilan yaitu pada persamaan (3-4) dan (3-5), yang juga pernah diterapkan pada penelitian (Ribas-Xirgo & López-Varquiel, 2017) hanya saja diadaptasi dengan pemetaan yang direncanakan, akan dibahas pada subbab selanjutnya. Menggunakan persamaan normalisasi (maks dan min), dimana sudah diketahui maksimum dan minimum masing-masing sudut yang dibentuk lengan atas manusia (*control*) dan resolusi yang dibentuk pada layar (*display*).

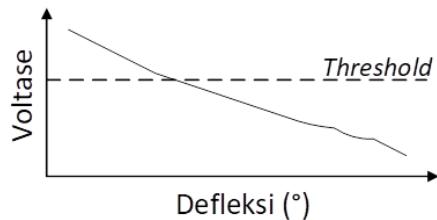
$$A_x = \frac{\theta_y - \min(\theta_y)}{\max(\theta_y) - \min(\theta_y)} * (\max(A_x) - \min(A_x)) \quad (3-4)$$

$$A_y = \frac{\max(\theta_x) - \theta_x}{\max(\theta_x) - \min(\theta_x)} * (\max(A_y) - \min(A_y)) \quad (3-5)$$

θ = Sudut dibentuk masing-masing sumbu x, y, atau z A = Posisi atau koordinat kursor (x,y) pada layar

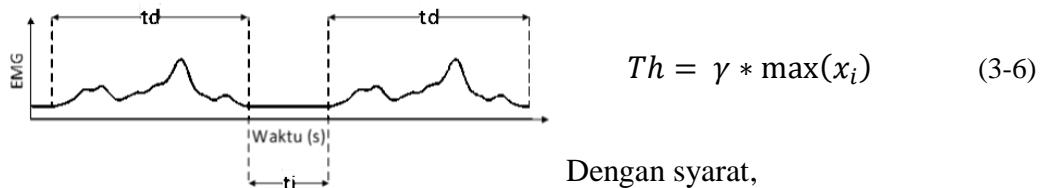
3.3.5 Deteksi Klik dengan *Thresholding*

Gambar 3.8 merupakan grafik yang merelasikan tegangan atau voltase dalam satuan tegangan (volt) yang bekerja pada sensor *flex*, defleksi atau tekukan dalam satuan derajat, juga penempatan garis *threshold* yang menentukan area keputusan dalam pendeksi klik.



Gambar 3.8 Grafik relasi defleksi dan voltase beserta representasi *threshold* pada *flex*

Berdasarkan (Carlos G. Pinheiro & Andrade, 2012) pada persamaan (3-6) yang merupakan persamaan *threshold* (Th) yang didapatkan melalui x , dimana x sama dengan varian (σ^2) dari N data.

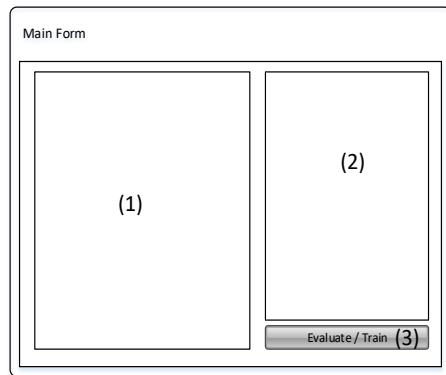


Gambar 3.9 Sinyal EMG *envelope* dan representasi variabel *td* dan *ti*

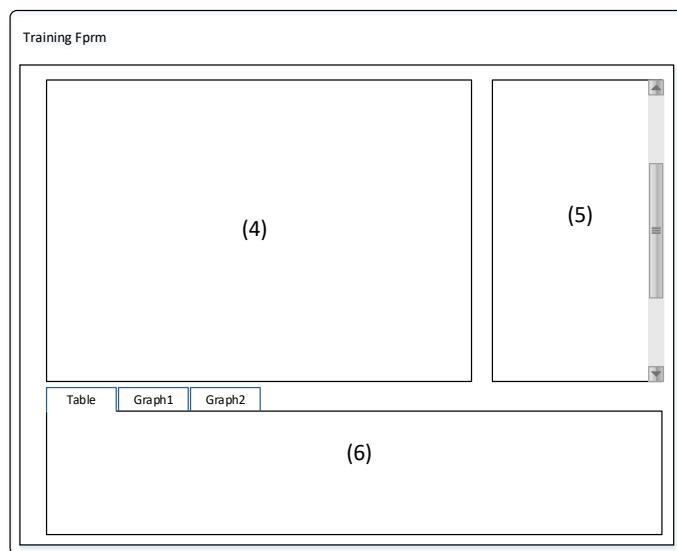
Sedangkan nilai γ ditetapkan dalam penelitian ini berkisar [2,70]. Persamaan ini menentukan masing-masing nilai *td* dan *ti* dalam pembacaan (lihat letak penentuan variabel *td* dan *ti* pada sinyal EMG pada Gambar 3.9). Variabel *td* merupakan interval sinyal bergejolak (puncak), dan variabel *ti* merupakan interval jarak antar variabel *td*. Dalam penelitian yang akan dilakukan x merupakan data dari sensor yang dinilai cukup, tidak lebih dari pada varian dalam sebuah kumpulan data, yang memerlukan perhitungan tambahan untuk mendapatkan nilai varian.

3.3.6 Instrumen Pelatihan (ISO 9241-411)

Jendela pada Gambar 3.10 merupakan desain tampilan yang menampilkan konfigurasi alat dan koneksi dan pada Gambar 3.11 merupakan jendela evaluasi ISO 9241-411 dan hasil penerimaan data evaluasi, nomor 1 pada Gambar 3.10 adalah panel konfigurasi atau kontrol alat dan koneksi, dan nomor 2 adalah visualisasi data yang diterima dari alat atau prototipe yang dibuat.



Gambar 3.10 Kerangka jendela utama sistem



Gambar 3.11 Kerangka jendela pelatihan dengan ISO 9241-411

Nomor 3 untuk memanggil jendela pelatihan (Gambar 3.11). Nomor 4 adalah tempat menampilkan instrumen pelatihan ISO, nomor 5 untuk menampilkan konfigurasi pelatihan dan nomor 6 untuk menampilkan data berupa tabel dan grafik untuk setiap *tab*-nya. Berikut adalah keterangan nama untuk setiap komponen pada Gambar 3.10 dan Gambar 3.11,

- | | |
|---------------------------------|-----------------------------------|
| (1) Konfigurasi kontrol | (4) Panel evaluasi atau pelatihan |
| (2) Hasil penerimaan data sudut | (5) Kontrol panel evaluasi |
| (3) Tombol untuk evaluasi | (6) <i>Tabs</i> penyajian data |

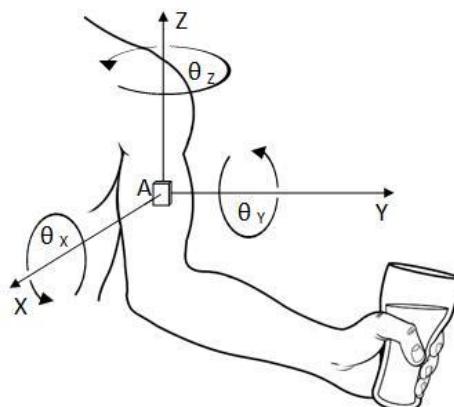
Tabel 3.3 merupakan penentuan nilai d (*distance* atau jarak) dan w (*width* atau lebar) dari keempat mode saat melakukan evaluasi, sesuai persamaan (2-8).

Tabel 3.3 Penentuan Nilai D dan W Saat Evaluasi

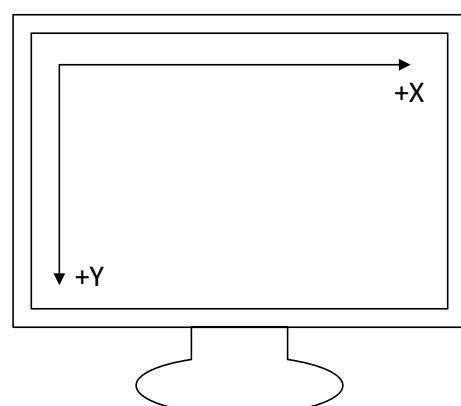
Distance (pixel)	Width (pixel)	ID (Index of Difficulties)(bits)	Kelas
650	10	6.04	Tinggi
600	20	4.95	Sedang
500	60	3.22	Rendah
350	50	3.00	Sangat Rendah

3.4 Kalibrasi Sistem

Kalibrasi sistem dengan cara membandingkan prototipe agar kurang lebih sesuai dengan cara kerja InertiaCube4 dan implementasinya. Menggunakan algoritma-algoritma yang sudah ada, di sini memakai IMU untuk mengonversi 3 bidang diagram kartesius (Gambar 2.6) yang serupa dengan 3 bidang simetris manusia (Gambar 2.13).

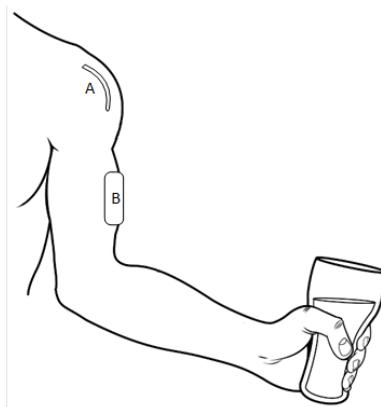


Gambar 3.12 Peletakan prototipe alat atau kontrol (*control*)



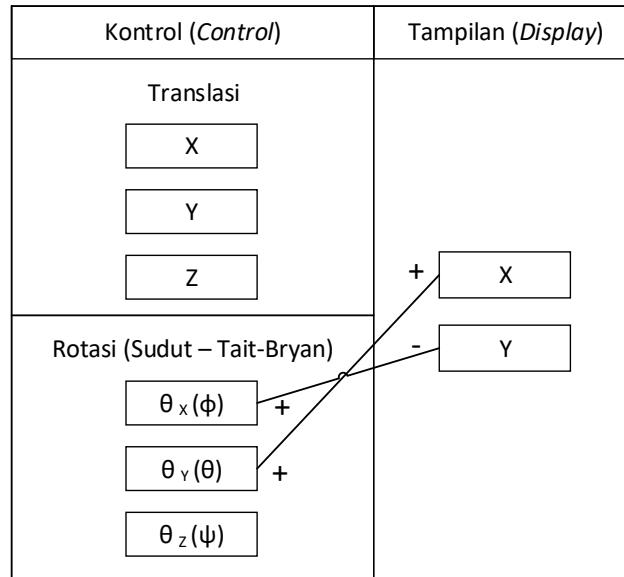
Gambar 3.13 Sumbu pada monitor atau tampilan (*display*)

Kalibrasi kedua penyesuaian gerak lengan atas terdiri atas *flexion*, *extension*, *abduction*, *adduction*, dan *circumduction*; dan lengan bawah terdiri atas *pronation* dan *supination*, sesuai macam-macam pergerakan lengan atas pada Gambar 2.14, dengan pergerakan kursor pada monitor. Gambar 3.12 merupakan peletakan prototipe alat yaitu pada titik A, yang berada pada lengan atas; yang disesuaikan dengan kebutuhan (terutama penyandang disabilitas). Masing-masing mempunyai konfigurasi kontrol yang berbeda meskipun mempunyai relasi kontrol dan tampilan yang sama-seperti pada Gambar 3.15.



Gambar 3.14 Peletakan sensor *flex* (A) dan EMG (B)

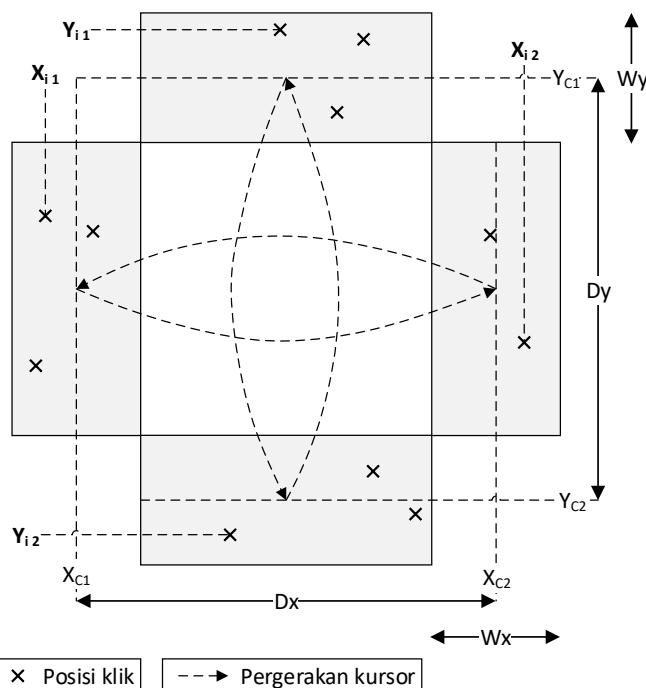
Komponen keluaran sensor inersia pada alat yang dipakai adalah berjenis rotasi, antara lain sudut-sudut pada sumbu x, y, dan z, atau secara berurutan *roll*, *pitch*, dan *yaw*; sedangkan jenis keluaran translasi tidak digunakan (lihat Gambar 3.15), lalu dilakukan pemetaan data ke tampilan-yang tidak lain merupakan pergerakan kursor pada tampilan (monitor atau layar) yang terdiri atas koordinat x dan y (lihat Gambar 3.13), dimana *pitch* dipetakan terbalik (berlawanan) ke koordinat y dan *roll* dipetakan searah ke koordinat x sehingga pemetaan dapat dilihat pada persamaan (3-4) dan (3-5). Komponen rotasi z atau *yaw* tidak dipakai untuk menghindari pengaruh medan magnet bumi pada magnetometer.



Gambar 3.15 Pemetaan kontrol dan tampilan

3.5 Implementasi

Berdasarkan ilustrasi evaluasi ISO 9241-411 pada Gambar 2.12 yang terpilih sebagai evaluasi *one direction tapping* secara diskrit, dapat dilakukan dalam dua arah orientasi vertikal dan horisontal sehingga terdapat dua sumbu yang berperan dalam perhitungan yaitu x dan y, seperti pada Gambar 3.16.



Gambar 3.16 Ilustrasi evaluasi dengan ISO 9241-411 dua orientasi

Mengimplementasikan keseluruhan perhitungan sistem dengan beberapa kalibrasi sebelumnya, juga perhitungan ID, *throughput*, dan Fitts' *Law* masing-masing sesuai persamaan (2-8), (2-9), dan (2-10) setelah dikumpulkan data seperti yang ditampilkan pada Tabel 3.4.

Tabel 3.4 Contoh Perhitungan dengan ISO 9241-411

No	Distance (pixel)	Width (pixel)	ID (Index of Difficulties) (bits)	Perangkat A			
				X ₁ Center (pixel)	X ₂ Center (pixel)	X ₁ (pixel)	X ₂ (pixel)
1	350	50	3.81	461 275	457 280	811.055	821.00
2	350	50	3.81	417 622	418 613	859.486	800.12
3	350	50	3.81	504 284	509 293	679.74	740.434
4	350	50	3.81	375 608	377 608	701.573	820.12
5	350	50	3.81	544 302	534 305	673.696	643.5
6	350	50	3.81	338 585	337 579	629.51	778.643
7	350	50	3.81	578 330	580 326	672.425	745.878
8	350	50	3.81	308 553	302 559	656.743	636.985
9	350	50	3.81	603 366	613 375	737.663	675.988
10	350	50	3.81	287 514	289 511	607.478	879.533
				S _{x1} = 3.51	$\bar{x}t_{m1}$ = 702.937		

Sesuai jabaran data pada Tabel 3.4 yang telah disaring (pengeliminasian data yang terhitung galat) dan menurut ketetapan ISO 9241-411 perhitungan W_e (*width effective*) sesuai persamaan (2-12) yang terhitung dari standar deviasi (S_x) kumpulan data x (untuk instrumen *one direction*), x dan y (untuk instrumen *multi direction*) sehingga dengan menggunakan instrumen *one direction*, ilustrasi perhitungan standar deviasi antara lain sebagai berikut.

Persamaan (3-7) merupakan perhitungan secara umum standar deviasi.

$$s = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2}{N - 1}} \quad (3-7)$$

\bar{x} = Rata-rata nilai N = Total jumlah data

Lalu melalui adaptasi sesuai ilustrasi Gambar 3.16 untuk masing-masing variabel x dan y, diperoleh persamaan (3-8) dan (3-9),

$$s_x = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N \left\{ (x_i - x_c) - \left(\frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2}{N - 1} \right) \right\}^2}{N - 1}} \quad (3-8)$$

$$s_y = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N \left\{ (y_i - y_c) - \left(\frac{\sum_{i=1}^N (y_i - \bar{y})^2}{N - 1} \right) \right\}^2}{N - 1}} \quad (3-9)$$

Sehingga nilai W_e pada sumbu x_1 menjadi sebagai berikut,

$$W_e = 4.133 \cdot 3.51 = 14.49$$

Untuk perhitungan ID_e pada sumbu x_1 sesuai persamaan (2-11), sehingga pada perhitungan data nomor 1 adalah sebagai berikut,

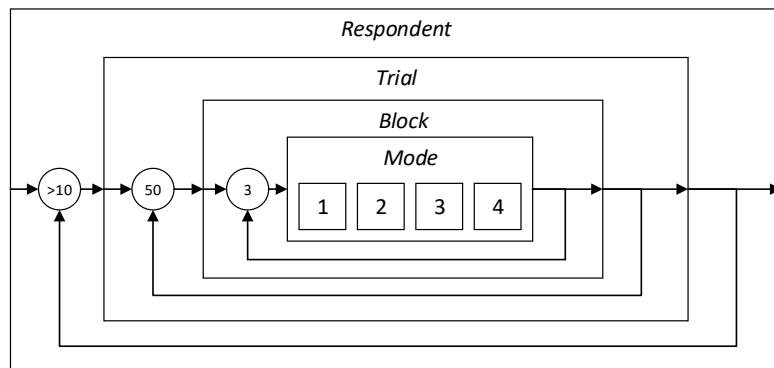
$$ID_e = \log_2 \left(\frac{350 + 14.49}{14.49} \right) = 4.653 \text{ bits}$$

Sesuai pembahasan sebelumnya pada persamaan (2-10), perhitungan *throughput* pada baris pertama adalah sebagai berikut,

$$Throughput = \frac{ID_e}{t_m} = \frac{4.653}{0.703} = 6.619 \text{ bits/s}$$

3.6 Pengujian

Tahap pengujian ini, akan menguji tingkat keberhasilan prototipe perangkat yang dibuat dengan keikutsertaan responden dalam mengevaluasi prototipe. Pengujian dilakukan menggunakan instrumen pengujian yang berpedoman pada ISO 9241-411 dengan basis *desktop* menggunakan bahasa C#. Data dari sensor inersia (AHRS) akan diolah sesuai algoritma yang dikembangkan, untuk mengerakkan kursor pada layar monitor.



Gambar 3.17 Diagram blok komponen pengujian

Lalu melakukan tugas pada instrumen pengujian yang telah dibuat. Hasil akan di data dan dihitung secara matematis (stastistika – lihat Gambar 3.18) untuk mendapatkan nilai keberhasilan prototipe yang dibuat. Kronologi pengujian, mambutuhkan responden lebih dari 10 orang, dan setiap responden akan menjalankan tugas pengujian (*trial*) sebanyak 50 kali yaitu antara lain 25 *tapping* secara horisontal dan 25 *tapping* secara vertikal. Tugas tersebut antara lain 4 mode tingkat kesulitan, yang masing-masing dilakukan 3 kali (*block*). Sehingga komponen pengujian (lihat Gambar 3.17) untuk setiap responden terdiri atas.

- a. 4 mode(s)
- b. 3 block(s)
- c. 50 trial(s)

3.6.1 Kuantitatif

Gambar 3.18 merupakan bagan alur perhitungan data statistik yang terkumpul dari responden yang melakukan evaluasi, format data yang dianalisis sebaran datanya, dapat dilihat pada Tabel 3.4.

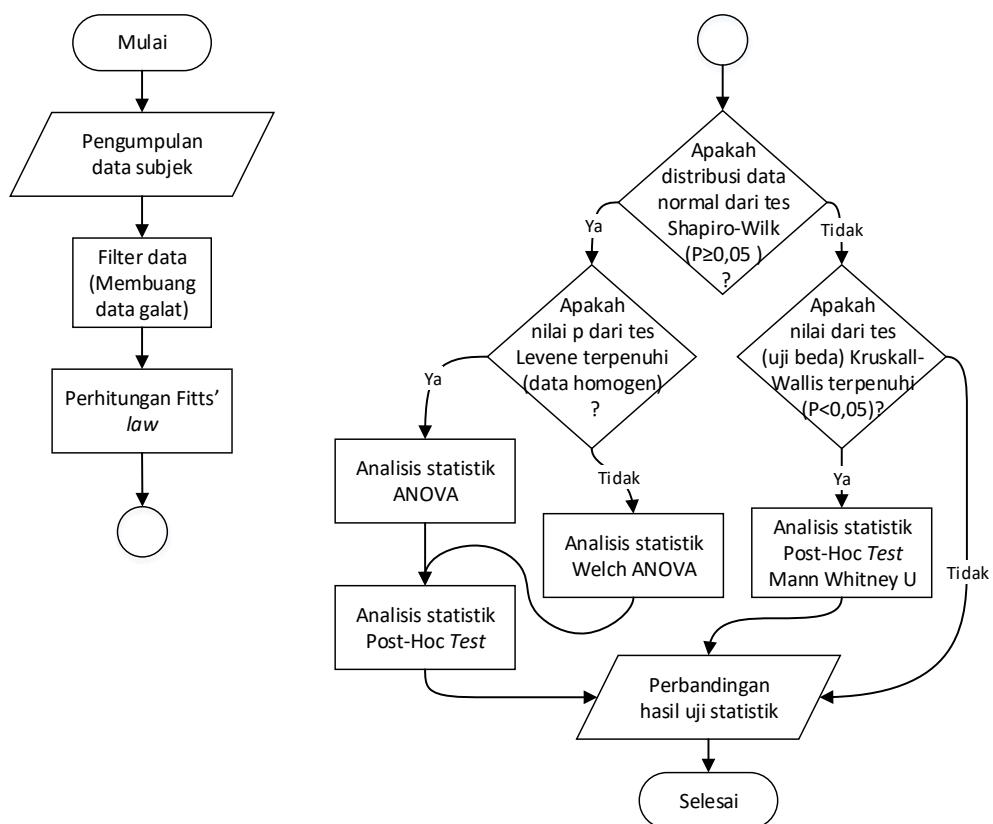
Tabel 3.5 Format Rancangan Penelitian Masing-Masing Perangkat

D = Distance (pixel) t_m = Time of movement (ms)

W = Width (pixel) Tp = Throughput (bits/s)

W_e = Width effective (pixel)

Avg. IDE = Average of index of difficulty effective (bits)



Gambar 3.18 Bagan alur perhitungan data statistik

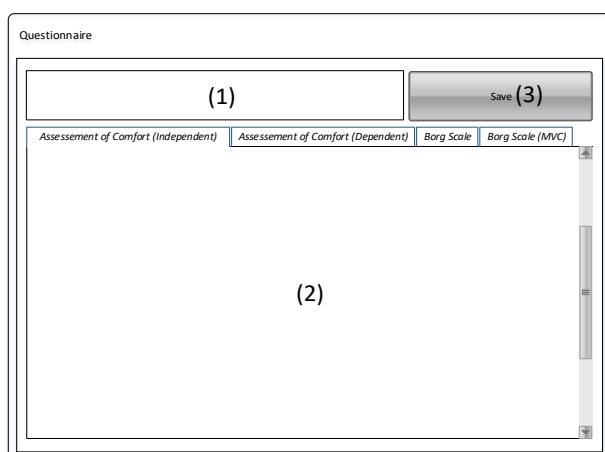
Berdasarkan data yang dikumpulkan dari empat macam perangkat pengujian dan pemformatan data yang terhitung setelah evaluasi dilakukan (Tabel 3.4), dikumpulkan dan disajikan ke dalam bentuk Tabel 3.5 untuk setiap jenis perangkat pada tahap perhitungan dengan Fitts' law. Variabel yang diujikan dalam

statistik adalah *time of movement* dan *throughput*, dimana nilai ideal pada masing-masing variabel tersebut adalah nilai *time of movement* semakin kecil adalah semakin baik, sedangkan *throughput* nilai semakin besar semakin baik. Selanjutnya pada tahap tes dengan Shapiro-Wilk untuk menentukan data berdistribusi normal atau tidak. Jika ya, maka dilanjutkan dengan pengetesan jika data merupakan data heterogen atau homogen, jika data homogen (data dianggap sama) akan dilanjutkan dengan pengetesan dengan cara ANOVA, sebaliknya jika heterogen (data dianggap berbeda) akan dilakukan cara Welch ANOVA untuk mengetahui seberapa besar perbedaan tersebut, lalu setelah penentuan data homogen atau heterogen akan dilakukan pengetesan dengan Post-Hoc yaitu pendetailan besar perbedaan antar masing-masing data yang dipilih.

Apabila pada tes Saphiro-Wilk menghasilkan keputusan jika data berdistribusi tidak normal, maka dilanjutkan dengan pengetesan Kruskall-Wallis, apabila hasil tidak terpenuhi maka akan dilanjutkan dengan perhitungan uji dengan metode Post-Hoc oleh Mann Whitney U. Keseluruhan proses tersebut akan dilakukan penarikan kesimpulan dengan membandingkan setiap hasil pengujian data statistik masing-masing perangkat yang diuji.

3.6.2 Kualitatif

Perhitungan data pengujian kualitatif terhitung dari kuesioner yang telah ditetapkan sebelumnya yaitu penilaian berdasarkan tingkat kenyamanan (*assessment of comfort*) dan upaya (*assessment of effort*).



Gambar 3.19 Kerangka jendela kuesioner

Masing-masing format kuesioner dapat dilihat pada Tabel 2.5 dan Tabel 2.6 untuk penilaian tingkat kenyamanan, Tabel 2.7 dan Tabel 2.8 untuk penilaian tingkat upaya. Juga dilengkapi (diikutsertakan) kode identitas responden, umur, dan untuk kategori pengguna tangan kiri atau kanan akan dievaluasi melalui kuesioner Edinburgh. Kuesioner disajikan dalam bentuk format digital (*form*) pada komputer uji (lihat Gambar 3.19). Masing-masing nomor memiliki nama sebagai berikut.

- (1) Panel informasi responden
- (2) *Tabs* masing-masing kuesioner
- (3) Tombol simpan

Jendela pada Gambar 3.19 nomor 1 merupakan tempat kolom pengisian informasi responden (kode identitas-dapat berupa nama dan umur). Nomor 2 merupakan *tabs* yang menyajikan setiap format kuesioner yang sudah dibahas sebelumnya. Nomor 3 tombol menyimpan keseluruhan data kuesioner dalam format CSV atau excel.

Tabel 3.6 Format Kuisioner Edinburgh

Handedness Inventory

No.	Acts	Left	Right	<i>Instructions</i>
1.	Writing	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Mark boxes as follows:
2.	Drawing	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	× preference
3.	Throwing	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	× × strong preference
4.	Scissors	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	blank no preference
5.	Toothbrush	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
6.	Knife (without fork)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
7.	Spoon	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
8.	Broom (upper hand)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
9.	Striking a match	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
10.	Open box (lid)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Total (count checks)		<input type="text"/>	<input type="text"/>	
Difference	Cumulative Total	Result		

Evaluasi untuk kategori pengguna tangan kiri atau kanan akan mengikuti format kuisioner Edinburgh *Handedness Inventory* seperti pada Tabel 3.6. Persamaan (3-10) berikut merupakan perhitungan nilai *difference* dari perhitungan kuisioner Edinburgh (Oldfield, 1971),

$$Difference = Total Left - Total Right \quad (3-10)$$

persamaan (3-11) berikut merupakan perhitungan nilai *cumulative total*,

$$Cumulative Total = Total Left + Total Right \quad (3-11)$$

persamaan (3-12) berikut merupakan perhitungan nilai akhir *result*,

$$Result = \frac{Difference Total}{Cumulative Total} * 100 \quad (3-12)$$

sehingga menurut hasil *result* dapat ditarik kesimpulan jika responden merupakan *left-handed* atau kidal, *right-handed* atau pengguna tangan kanan, ataupun *ambidextrous* atau keduanya, melalui kategori nilai *result* berikut.

$-100 \leq Result < -40 \approx left-handed$ $+40 < Result \leq 100 \approx right-handed$

$-40 \leq Result \leq +40 \approx ambidextrous$

Dalam pengujian kualitatif *assessment of comfort* yang terdiri dari 7 skala *likert*, apabila nilai semakin besar maka perangkat atau interaksi tersebut dinilai lebih nyaman dalam penggunaanya. Pada *assessment of effort* yang terdiri dari 10 skala *Borg* jika nilai semakin kecil atau 0 dinilai lebih atau paling baik. Jika dapat ditambahkan, *assessment of fatigue* yang didapatkan dari kuesioner *assessment of comfort independent* yaitu pada pertanyaan nomor 8 sampai 12, jika nilai pada masing-masing nomor pertanyaan tersebut semakin besar maka dinilai semakin baik yaitu tidak adanya *fatigueness* atau kelelahan saat menggunakan perangkat yang diujikan.

Bab 4

Hasil dan Pembahasan

4.1 Rincian Penelitian

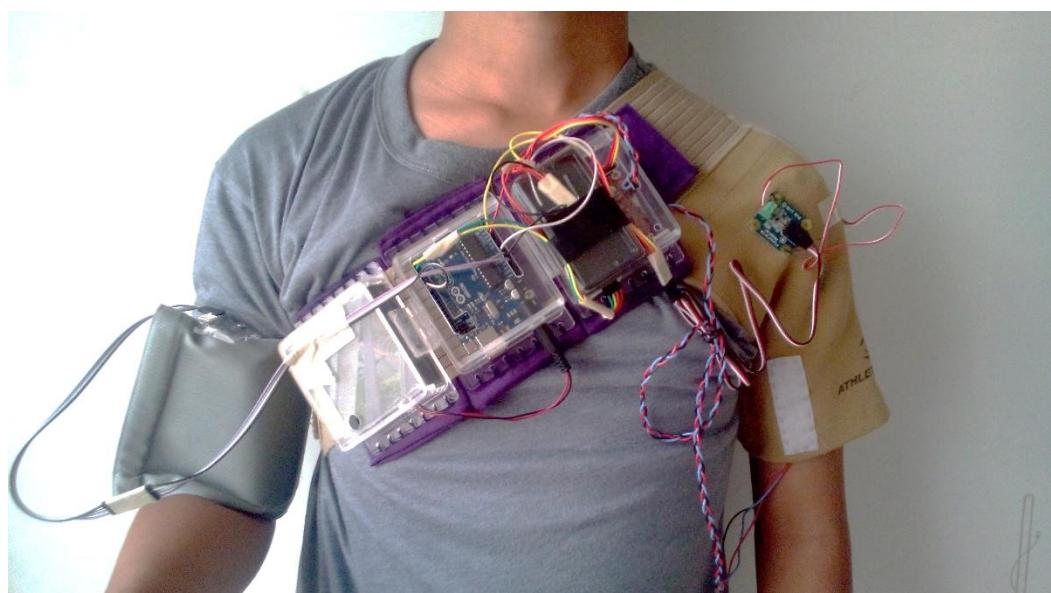
Berikut merupakan rincian penelitian yang telah dilakukan, mulai dari latar (tempat dan waktu), hasil pengumpulan data, alat yang terdiri dari rincian hasil pembuatan sistem dan prototipe, hingga keterangan responden.

4.1.1 Tempat dan Waktu Penelitian

Penelitian umumnya dilakukan di Laboratorium Bill Gates Universitas Ma Chung Malang, mulai tanggal 9 Januari 2019 hingga terkumpul data yang diharapkan pada tanggal 15 Mei 2019. Perhitungan akhir dengan uji statistik menggunakan komputer laboratorium yang tersedia perangkat lunak SPSS sebagai alat perhitungan.

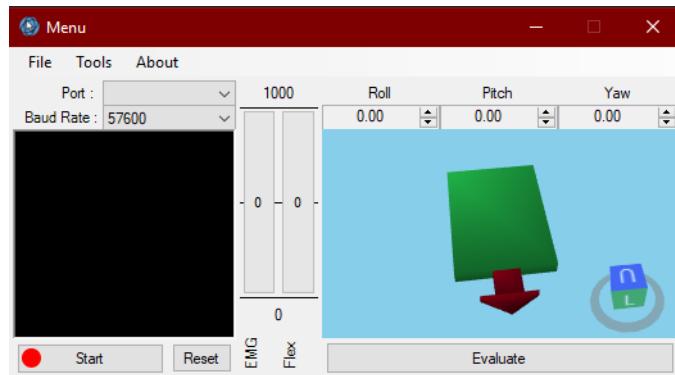
4.1.2 Alat (*tools*)

Media atau aparatus yang digunakan adalah komputer laptop dengan spesifikasi yang terdeskripsi pada Tabel 3.1 yang terhubung dengan *bluetooth dongle* pada *port USB* untuk menerima sinyal *bluetooth* yang berisi data dari prototipe. Disertai perangkat prototipe 1 dan 2 yang terpasang pada tubuh (bahu kiri dan siku tangan kanan) masing-masing responden.



Gambar 4.1 Tampilan prototipe alat

Detail prototipe 1 dan 2 dapat dilihat pada subab 3.3.2. Gambar 4.1 merupakan tampilan konfigurasi prototipe alat yang terpasang pada tubuh pemakai, pada bagian bahu kiri lalu melintang ke pinggang kanan dan lengan atas tangan kanan. Gambar 4.2 merupakan tampilan jendela utama sistem, sebagai antarmuka pengguna saat sistem awal dijalankan. Kolom *port* berupa *combo box* berisikan perangkat serial yang terdeteksi. Kolom atau *combo box baud rate* merupakan daftar pilihan *baud rate* standar (ketetapan) dalam percobaan yaitu 57600. Tombol ‘*Start/Stop*’ untuk memulai koneksi dengan perangkat dan *baud rate* yang terpilih. Kotak hitam merupakan tampilan *console* untuk mengetahui informasi setiap pengeksekusian atau koneksi. Dua balok vertikal yang mempunyai rentang 0 sampai 1000 merupakan indikator masing-masing sensor yang beroperasi sebagai klik yaitu sensor EMG dan Flex (*bend sensor*) atau sensor tekuk. Masing-masing *threshold* EMG dan Flex adalah 700 dan 20. Serta batasan sudut saat pemetaan yang terpakai khusus orang normal pada *roll* dan *pitch* adalah antara 10 sampai 70 dan 10 sampai 40, sedangkan khusus penyandang disabilitas daksa 10 sampai 40 dan 10 sampai 40. Juga terdapat tiga indikator angka (*roll*, *pitch*, dan *yaw*) yang menampilkan kondisi terkini ketiga nilai tersebut dan panel 3D menyimulasikan posisi sensor dalam bentuk model tiga dimensi.



Gambar 4.2 Tampilan jendela utama sistem

Gambar 4.3 merupakan jendela untuk pelatihan dengan ISO 9241-411 dengan metode *one direction tapping* dalam dua orientasi, yang dilengkapi fitur penyimpanan data dalam bentuk format CSV dengan mengeklik tombol ‘*Save As*’,

penyimpanan data tidak dapat dilakukan sebelum responden mengisi kolom ID responden ini dikarenakan saat penyimpanan data, nama file menggunakan ID responden, yang terbilang unik dan menghindari data yang tertimpa karena nama file yang sama. Tombol ‘*Show/Hide Detail*’ untuk menampilkan atau menyembunyikan isi data dalam bentuk tabel yang tersimpan dalam *buffer*. Tombol ‘*Clear Data*’ untuk menghapus data yang tersimpan pada *buffer*. Tombol ‘*Qualitative*’ untuk beralih atau menampilkan jendela kuesioner atau *questionnaire*.



Gambar 4.3 Tampilan jendela pelatihan dengan ISO 9241-411

Gambar 4.4, Gambar 4.5, Gambar 4.6, Gambar 4.7, dan Gambar 4.8 merupakan tampilan masing-masing kategori penilaian kualitatif dalam bentuk kuesioner dalam satu jendela ‘kuesioner’, masing-masing kategori disajikan dalam bentuk *tabs*. Pada jendela kuesioner ini responden juga mengisikan umur, jenis kelamin, *device* atau perangkat A dan B yang diuji dan dibandingkan. Jika perangkat yang dipilih sama maka *tab assessment of comfort dependent* tidak dimunculkan, jika berbeda maka berlaku sebaliknya. Pada jendela kuesioner ini juga terdapat fitur pengecekan, memastikan semua kuesionernya terisi dengan mengeklik tombol ‘*Check/Preview*’. Tombol ‘*Reset*’ untuk mengosongkan keseluruhan kuesioner. Tombol ‘*Save As*’ untuk menyimpan data dalam bentuk format CSV. Tombol ‘*Save/Add*’ untuk menambah data pada file CSV yang tersimpan. Gambar 4.4 dan Gambar 4.5

merupakan jendela yang berisi *form* kuesioner dengan *tab* yang berbeda, dan masing-masing mewakili format kuesioner untuk dua macam penilaian kenyamanan sesuai pembahasan sebelumnya pada bab tiga.

Gambar 4.4 Tampilan jendela kuesioner *assessment of comfort independent*

Gambar 4.5 Tampilan jendela kuesioner *assessment of comfort dependent*

Gambar 4.6 dan Gambar 4.7 merupakan jendela dengan *tabs* kuesioner masing-masing mewakili macam kuesioner penilaian upaya dengan skala *Borg*. Secara berurutan *tab* untuk penilaian *Borg* biasa seperti perancangan pada bab dua (Tabel 2.7) dan penilaian *Borg* lebih spesifik pada bahu, lengan, dan leher atau biasa

disebut dengan MVC atau *Maximum Voluntary (Muscle) Contraction* seperti pada Tabel 2.8.

Points	Effort representation
10	Very, very strong (almost max.)
9	
8	
7	Very strong
6	
5	Strong (heavy)
4	Somewhat strong
3	Moderate
2	Weak (light)
1	Very weak
0.5	Very, very weak (just noticeable)
0	Nothing at all

Gambar 4.6 Tampilan jendela kuesioner *assessment of effort – Borg*

Effort			
Arm	Shoulder	Neck	Effort
10	10	10	Very, very strong (almost max.)
9	9	9	
8	8	8	
7	7	7	Very strong
6	6	6	
5	5	5	Strong (heavy)
4	4	4	Somewhat strong
3	3	3	Moderate
2	2	2	Weak (light)
1	1	1	Very weak
0.5	0.5	0.5	Very, very weak (just noticeable)
0	0	0	Nothing at all

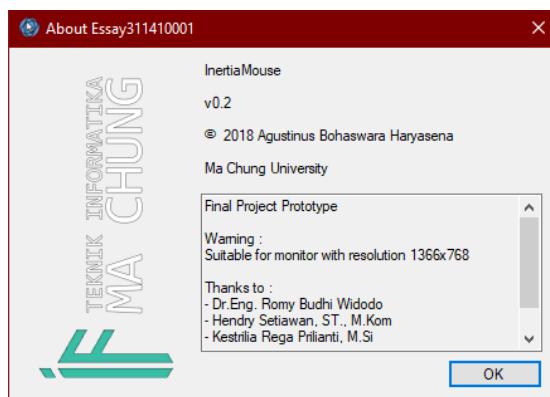
Gambar 4.7 Tampilan jendela kuesioner *assessment of effort – Borg* lengan, bahu, & leher

Gambar 4.8 merupakan jendela dengan tab terakhir yang mengarah pada kuesioner Edinburgh untuk mencari dominasi penggunaan tangan responden. Keseluruhan tab tersebut diletakkan dalam jendela yang sama disertai masukkan responden berupa

kode identitas, umur, dan jenis kelamin sesuai rencana pada bab tiga. Gambar 4.9 merupakan jendela *about* untuk menampilkan deskripsi dan keterangan sistem.

No.	Acts	Left	Right
1.	Writing	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
2.	Drawing	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
3.	Throwing	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
4.	Scissors	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
5.	Toothbrush	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
6.	Knife (without fork)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
7.	Spoon	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
8.	Broom (upper hand)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
9.	Striking a match	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
10.	Open box (lid)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Gambar 4.8 Tampilan jendela kuesioner *Edinburgh handedness*



Gambar 4.9 Tampilan jendela ‘tentang’ (*about*)

Alat yang digunakan untuk menggerakan kursor berupa sensor inersia dengan IMU dan konsep perhitungan *sensor fusion* dengan algoritma DCM, yaitu menggunakan perangkat GY-951 dengan besar galat masing-masing *yaw*, *pitch*, dan *roll* adalah 6.50°, 2.66°, dan 4.00° jika dibandingkan dengan perangkat berstandar industri InertiaCube4. Lalu filter *moving average* parameter ditetapkan untuk masing-masing *roll*, *pitch* dan *yaw* adalah sama yaitu 3. Tetikus dalam percobaan yang dipakai adalah tetikus optik Logitech M100r.

4.1.3 Pengujian Galat Sensor Inersia GY-951

Berikut adalah detail pengujian, untuk mendapatkan galat sensor inersia dari perangkat GY-951 yang dibandingkan dengan perangkat InertiaCube4. Pada Tabel 4.1 merupakan sampel dari keseluruhan data yang terkumpul berjumlah 400, yang didapatkan dari perangkat GY-951 yang disandingkan secara sejajar bersama InertiaCube4 lalu digerakkan secara *circumduction*-bersamaan pada legan atas tangan kanan. Pada kolom (A-B) merupakan hasil pengurangan setiap *roll*, *pitch*, dan *yaw*, pada GY-951 dengan InertiaCube4. Setelah keseluruhan data selisih didapatkan, dilanjutkan dengan menghitung rerata setiap variabel *roll*, *pitch*, dan *yaw*, lalu hasil di absolutkan, sehingga didapatkan nilai selisih atau galat dari perangkat GY-951.

Tabel 4.1 Ilustrasi Perhitungan Galat Perangkat GY-951

Iter.	GY-951 (A)			InertiaCube4 (B)			(A-B)		
	<i>yaw</i> (°)	<i>pitch</i> (°)	<i>roll</i> (°)	<i>yaw</i> (°)	<i>pitch</i> (°)	<i>roll</i> (°)	<i>yaw</i> (°)	<i>pitch</i> (°)	<i>roll</i> (°)
1.	-16.37	-0.67	1.07	-20.46	-2.99	-2.90	-4.09	-2.32	-3.97
2.	-16.56	-0.54	1.24	-20.53	-2.96	-2.88	-3.97	-2.42	-4.12
3.	-16.78	-0.54	1.46	-20.66	-2.97	-2.80	-3.88	-2.43	-4.26
4.	-17.03	-0.48	1.55	-20.77	-2.96	-2.79	-3.74	-2.48	-4.34
5.	-17.24	-0.50	1.49	-20.90	-2.95	-2.73	-3.66	-2.45	-4.22
6.	-17.48	-0.47	1.44	-21.04	-2.95	-2.61	-3.56	-2.48	-4.05
7.	-17.89	-0.40	1.57	-21.06	-2.94	-2.59	-3.17	-2.54	-4.16
8.	-18.01	-0.41	1.59	-21.06	-2.87	-2.64	-3.05	-2.46	-4.23
9.	-18.11	-0.41	1.54	-21.05	-2.85	-2.81	-2.94	-2.44	-4.35
10.	-18.24	-0.40	1.32	-21.00	-2.85	-2.77	-2.76	-2.45	-4.09
:						⋮			
400.	-1.90	-0.54	1.70	0.06	-3.23	-2.67	1.96	-2.69	-4.37
					ABS(MEAN)		6.50	2.66	4.00

Melalui tabel tersebut didapatkan nilai galat rata-rata absolut dari perangkat GY-951 yaitu pada masing-masing nilai *yaw*, *pitch*, dan *roll* adalah $6,5^\circ$, $2,66^\circ$, dan $4,00^\circ$, dimana galat pada masing-masing keluaran tersebut dianggap cukup besar karena diasumsikan InertiaCube4 adalah perangkat berstandar industri yang hampir tidak memiliki galat atau galat pada masing-masing variabel tersebut mendekati nilai 0° .

4.1.4 Responden

Responden yang terkumpul sebanyak 12 orang dan satu orang dengan disabilitas daksa, dengan rata-rata umur untuk 12 responden tersebut adalah (28 ± 13) tahun, dengan jumlah menurut jenis kelamin pria sebanyak 5 orang dan wanita

sebanyak 7 orang, serta keseluruhan telah terbiasa menggunakan tetikus kecuali satu orang responden dengan disabilitas daksa. Data responden dengan disabilitas daksa dapat dilihat pada Tabel 4.20.

4.2 Pengambilan Data

Pengambilan data dilakukan dengan perjanjian dengan para responden, lalu dilakukan pengujian di masing-masing tempat sesuai perjanjian, umumnya di Laboratorium Bill Gates. Para responden akan dipandu peneliti untuk menjelaskan jalannya evaluasi. Peneliti turut serta mengawasi saat evaluasi oleh para responden berlangsung. Sesuai pembahasan bab tiga, yaitu responden menjalankan 4 *mode(s)*, 3 *block(s)*, 50 *trial(s)*. Ditambahkan pula waktu jeda untuk setiap *mode* dan *block*, disini responden diharapkan untuk beristirahat sejenak, lalu diberikan kesempatan untuk mengisikan kuesioner.

4.2.1 Kuantitatif

Desain pengambilan data kuantitatif seperti pada Tabel 4.2 menggunakan Latin Square pada variabel independen dan Random Order (urutan acak) pada urut-urutan pengevaluasian berdasar mode, yang berlaku pada masing-masing 12 responden yang diujicobakan dengan cara *Within-Subjects* yaitu satu orang responden melakukan satu paket percobaan.

Tabel 4.2 Desain Pengambilan Data Kuantitatif

Grup	Urut-Urutan Perangkat yang Diujikan			Urut-Urutan Mode				Kode Responden
	I	II	III	I	II	III	IV	
I	Tetikus	Prototipe 1	Prototipe 2	1	2	4	3	1
				2	3	1	4	2
				3	4	2	1	3
				4	1	3	2	4
II		Prototipe 1	Prototipe 2	1	2	4	3	5
				2	3	1	4	6
				3	4	2	1	7
				4	1	3	2	8
III	Prototipe 2	Tetikus	Prototipe 1	1	2	4	3	9
				2	3	1	4	10
				3	4	2	1	11
				4	1	3	2	12

Konfigurasi tersebut bertujuan menghindari proses belajar pada pemakaian alat, sehingga data yang didapatkan lebih natural atau murni-tidak hasil belajar alat. Setelah data dari keseluruhan populasi responden terkumpul sehingga setiap responden didapatkan tabel data seperti pada Tabel 4.3, yang merupakan sampel data responden pertama untuk perangkat tetikus dengan jumlah masing-masing 10 untuk setiap arah (*direction*) horisontal dan vertikal dalam satu mode dengan ID = 2.81. Lalu diakhiri dengan perhitungan standar deviasi untuk masing-masing jarak koordinat *tapping* dengan koordinat pusat target seperti pada persamaan (3-8) dan (3-9), dan rerata waktu pergerakan (t_m).

Tabel 4.3 Contoh Hasil Pengambilan Data Kuantitatif dari Perangkat Tetikus

No	X (pixel)	Y (pixel)	Galat	t_m (ms)	Distance (pixel)	Width (pixel)	X Center (pixel)	Y Center (pixel)	ID (Index of Difficulties) (bits)
1	762	0	0	2076.251	350	50	3.00	770	0
2	426	0	0	2951.313	350	50	3.00	420	0
3	760	0	0	3825.77	350	50	3.00	770	0
4	432	0	0	4812.792	350	50	3.00	420	0
5	763	0	0	5684.533	350	50	3.00	770	0
6	429	0	0	6671.265	350	50	3.00	420	0
7	761	0	0	7551.444	350	50	3.00	770	0
8	429	0	0	8421.377	350	50	3.00	420	0
9	764	0	0	9404.055	350	50	3.00	770	0
10	420	0	0	10392.14	350	50	3.00	420	0
11	0	506	0	3722.298	350	50	3.00	0	517
12	0	181	0	5466.933	350	50	3.00	0	167
13	0	506	0	6561.221	350	50	3.00	0	517
14	0	174	0	7655.033	350	50	3.00	0	167
15	0	522	0	8750.75	350	50	3.00	0	517
16	0	173	0	10171.47	350	50	3.00	0	167
17	0	517	0	11268.67	350	50	3.00	0	517
18	0	179	0	12250.25	350	50	3.00	0	167
19	0	526	0	13235.62	350	50	3.00	0	517
20	0	168	0	14222.2	350	50	3.00	0	167
$\bar{x}_{t_m} =$ 897.088								$S_{x,y} = 6.01$	

Tabel 4.4 merupakan hasil perhitungan untuk rerata seluruh perangkat oleh seluruh responden. Baris pertama merupakan hasil perhitungan dari seluruh rerata populasi data Tabel 4.3 dan tabel serupa oleh responden lainnya. Perhitungan W_e , ID_e ,

Rerata *time of movement* (Avg. t_m) dalam satuan detik, dan *Throughput* (Tp), sesuai pembahasan pada bab dua pada persamaan (2-12), (2-11), dan (2-10). Setelah Tabel 4.4 dijalankan yang berlaku untuk semua responden, lalu dilanjutkan dengan perhitungan rata-rata keseluruhan data semua responden untuk setiap variabel *throughput* dan *time of movement* atau *task completion time* dalam satuan detik.

Tabel 4.4 Hasil Pengolahan Data Masing-Masing Perangkat

Perangkat	<i>block</i>	<i>mode</i>	D	W	W_e	ID_e	Avg. $t_m(s)$	Tp
Tetikus	I	1	350	50	34.36	3.48	0.82	4.27
		2	500	60	42.95	3.66	0.85	4.32
		3	600	20	17.24	5.16	1.07	4.80
		4	650	10	9.76	6.08	1.33	4.55
	II	1	350	50	37.24	3.38	0.79	4.26
		2	500	60	44.19	3.62	0.80	4.50
		3	600	20	16.46	5.23	1.05	5.00
		4	650	10	9.52	6.11	1.24	4.93
	III	1	350	50	37.74	3.36	0.79	4.25
		2	500	60	43.58	3.64	0.83	4.38
		3	600	20	16.82	5.20	1.06	4.93
		4	650	10	9.30	6.15	1.26	4.87
MEAN							0.99	4.59
Prototipe 1 (GY-951 + EMG)	I	1	350	50	38.84	3.32	1.45	2.29
		2	500	60	42.85	3.66	1.51	2.43
		3	600	20	21.58	4.85	1.77	2.73
		4	650	10	12.09	5.77	2.79	2.07
	II	1	350	50	38.54	3.33	1.43	2.34
		2	500	60	45.65	3.58	1.44	2.48
		3	600	20	20.81	4.90	2.16	2.26
		4	650	10	11.92	5.79	3.26	1.78
	III	1	350	50	38.94	3.32	1.34	2.47
		2	500	60	44.97	3.60	1.36	2.65
		3	600	20	20.09	4.95	2.14	2.32
		4	650	10	12.48	5.73	3.14	1.83
MEAN							1.98	2.30
Prototipe 2 (GY-951 + Flex)	I	1	350	50	39.59	3.30	1.83	1.80
		2	500	60	47.38	3.53	2.21	1.60
		3	600	20	21.03	4.88	2.66	1.84
		4	650	10	11.97	5.79	4.69	1.23
	II	1	350	50	41.40	3.24	1.73	1.88
		2	500	60	45.10	3.60	1.75	2.06
		3	600	20	20.85	4.90	2.97	1.65
		4	650	10	12.14	5.77	4.38	1.32
	III	1	350	50	38.10	3.35	1.67	2.01
		2	500	60	43.72	3.64	1.62	2.24
		3	600	20	20.71	4.91	2.61	1.88
		4	650	10	12.20	5.76	3.93	1.47
MEAN							2.67	1.75

Pada Tabel 4.4 didapatkan rerata nilai masing-masing variabel dependen yang akan distatistikkan yaitu *time of movement* atau waktu pergerakan yang diperlukan perangkat penunjuk dalam melakukan suatu tugas, dan nilai *throughput* atau laju transfer informasi ketika pengguna mengoperasikan perangkat masukan untuk mengontrol pointer pada layar. Diantaranya untuk rata-rata (mean) *time of movement* masing-masing perangkat yang diujicobakan pada responden, antara lain tetikus sebesar 0,99 detik, prototipe 1 sebesar 1,98 detik, dan prototipe 2 sebesar 2,67 detik. Dapat disimpulkan tetikus mempunyai keunggulan dalam hal penyelesaian tugas dalam waktu yang singkat daripada perangkat lainnya. Sedangkan prototipe 1 mempunyai kelebihan daripada prototipe 2 dalam hal penyelesaian tugas dalam waktu yang lebih singkat.

Pada nilai rata-rata (mean) *throughput* masing-masing perangkat yang diujicobakan antara lain tetikus sebesar 4,59 bits per detik (bps), prototipe 1 sebesar 2,3 bps, dan prototipe 2 sebesar 1,75 bps. Sehingga dapat disimpulkan tetikus memiliki laju transfer informasi yang lebih baik daripada prototipe 1 dan 2 saat responden mengoperasikan interaksi tersebut untuk mengontrol pointer pada layar. Prototipe 1 memiliki laju transfer informasi yang lebih baik daripada prototipe 2.

4.2.2 Kualitatif

Tabel 4.5 merupakan contoh *frame* pengambilan data kualitatif masing-masing perangkat dan jenis kuesioner, yang hasilnya merupakan rata-rata nilai jawaban keseluruhan soal sesuai kategori atau jenis kuesioner. Variabel ‘Nama Perangkat B’ hanya berlaku pada kuesioner *Assessment of Comfort – Dependent* karena kuesioner tersebut bertujuan untuk membandingkan dua alat. Pada masing-masing kuesioner, *assessment of comfort* yang terdiri atas 12 pertanyaan pada kuesioner independen terdiri atas tujuh skala *likert*, pada dependen terdiri atas lima skala *likert* pada variabel perangkat A dan tiga skala *likert* pada variabel B. Sedangkan *assessment of effort* satu pertanyaan (variabel) kuesioner *Borg* dan tiga pertanyaan (variabel) *Borg MVC* masing-masing terdiri atas 12 Skala *Borg (Borg Scale)*. Kuesioner Edinburgh Handedness yang terdiri atas dua bagian masing-masing 10 pertanyaan (variabel) yang sama (antar bagian) dengan dua skala *likert* yang memiliki perhitungannya sendiri sesuai pembahasan pada bab tiga subab

perhitungan kualitatif. Rincian sampel kuesioner dapat dilihat pada lampiran 2, 3, dan 4.

Tabel 4.5 Contoh Pengambilan Data Kualitatif Masing-Masing Perangkat

ID Responden	Umur	Jenis Kelamin (Utama)	Nama Perangkat A	Nama Perangkat B (Pembanding)	Assessment of Comfort - Dependent	Assessment of Effort - Independent	Edinburgh Handedness Inventory
A1			Tetikus	Tetikus			- Borg MVC
			Prototipe 1 (GY-951 + EMG)	Tetikus			Assessment of Effort - Borg
			Prototipe 2 (GY-951 + Flex)	Tetikus			

4.3 Analisis Statistik

Tujuan analisis statistik adalah mengetahui perbedaan secara statistik pada setiap mode dalam pengujian. Analisis statistik yang dilakukan pada data kuantitatif yang terbagi atas dua variabel terikat (*dependent*) yaitu *throughput* dan *time of movement* keseluruhan berlaku untuk setiap variabel bebas (*independent*) yang terdiri atas tetikus, prototipe 1, dan prototipe 2. Sedangkan analisis statistik yang dilakukan pada data kualitatif yang terbagi atas dua variabel terikat (*dependent*) yaitu *assessment of comfort* dan *assessment of effort* keseluruhan berlaku untuk setiap variabel bebas (*independent*) yang terdiri atas tetikus, prototipe 1, dan prototipe 2. Secara statistika yaitu perhitungan analisis varian atau ANOVA dan ANOVA non-parametrik khusus pengolahan data kualitatif ordinal (tingkatan) seperti *Borg scale* yang dikuantitatifkan, akan ditemukan perbedaan pada data-data dalam komponen (variabel) tersebut. Berikut adalah tiga syarat utama yang seluruhnya harus terpenuhi untuk menentukan perhitungan *parametric*, jika tidak maka dilanjutkan dengan perhitungan *non-parametric*.

1. Pengambilan data harus acak.
2. Data yang akan diolah harus berdistribusi normal.

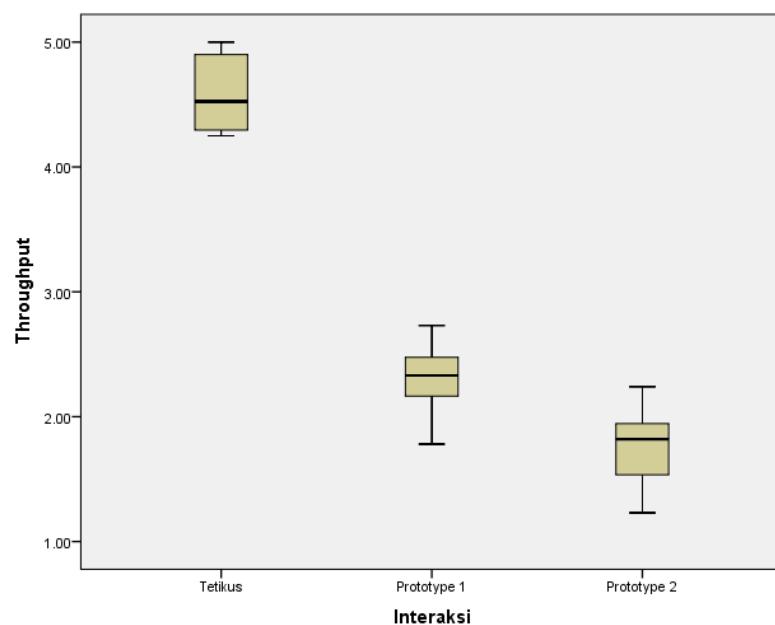
3. Data yang akan diolah harus bersifat homogenitas yang tinggi (*homogeneity*), yaitu data tidak sama dengan yang lainnya.

Keseluruhan data disajikan ke dalam grafik *boxplot*. *Boxplot* merupakan salah satu cara penyajian yang menerjemahkan data statistik numeris terurut menjadi statistik deskriptif dalam bentuk grafik. Terdapat lima komponen yang terdapat pada *boxplot*, masing-masing komponen diwakilkan dalam bentuk garis-garis pada grafik, lima komponen tersebut antara lain.

1. Nilai terkecil (minimum).
2. Kuartil pertama, batasan yang membagi 25 % data terurut.
3. Median atau nilai tengah atau kuartil kedua, batasan yang membagi 50% data terurut.
4. Kuartil ketiga, batasan yang membagi 75% data terurut.
5. Nilai terbesar (maksimum).

4.3.1 Analisis Kuantitatif *Throughput* (Tp)

Keluaran pertama dari analisis statistika kuantitatif berupa variabel *throughput*. Data *throughput* dapat dilihat pada *boxplot* pada Gambar 4.10, perlu diketahui nilai laju atau *throughput* semakin besar maka semakin ideal, karena diasumsikan dengan laju transfer imformasi yang cepat pengguna dapat menyelesaikan tugas dengan mengontrol kursor di layar.



Gambar 4.10 Boxplot data *throughput*

Pertama melakukan uji Shapiro-Wilk untuk mengetahui jika data *throughput* setiap interaksi berdistribusi normal atau tidak. Melalui Tabel 4.6 melalui uji Shapiro-Wilk, juga pembahasan pada bab dua bahwa hipotesis kosong (*null hypothesis*) Shapiro-Wilk adalah “Data yang dikumpulkan berdistribusi normal jika $P\ value \geq 0,05$ ”, maka dengan melihat dari nilai signifikansi (Sig.) atau $P\ value$ pada tabel tersebut hipotesis kosong pada tetikus ditolak, sedangkan prototipe 1 dan 2 diterima. Menandakan data *throughput* perangkat (*device*) atau interaksi tetikus berdistribusi tidak normal dan interaksi lainnya berdistribusi normal. Sehingga analisis statistik untuk *throughput* dilanjutkan dengan uji *non-parametric* karena tidak memenuhi syarat kedua di atas.

Tabel 4.6 Hasil Uji Shapiro-Wilk pada *Throughput*

Device (Interaksi)	Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.
Throughput	Tetikus	.860	.049
	Prototipe 1	.938	.478
	Prototipe 2	.971	.924

Tabel 4.7 merupakan hasil Uji Kruskall-Wallis dari *throughput*, yang merupakan uji *non-parametric* karena sebaran data setiap interaksi tidak berdistribusi normal untuk mengetahui adanya perbedaan rata-rata *throughput* yang signifikan untuk setiap interaksi yang diujikan. Mula-mula uji Kruskall-Wallis dengan hipotesis nol “Distribusi dari *throughput* adalah sama untuk semua kategori interaksi”. Hipotesis nol tersebut ditolak dikarenakan nilai signifikansi asimtotik (*asymptotic significances*) atau $P\ value$ tidak memenuhi syarat ≥ 0.05 . Sehingga ada perbedaan yang signifikan pada laju transfer informasi ketika responden menggunakan interaksi tersebut untuk mengontrol pointer pada layar dari data *throughput* yang dikumpulkan.

Tabel 4.7 Hasil Uji Kruskall-Wallis pada *Throughput*

Device (Interaksi)	N	Throughput		
		Mean Rank	Chi-Square	df
Throughput	Tetikus	12	30.5	2
	Prototipe 1	12	17.33	
	Prototipe 2	12	7.67	
Total		36	Asymp. Sig.	.000

Hasil uji *throughput* dengan Mann Whitney U, merupakan uji lanjutan Kruskall-Wallis atau uji *post hoc*, untuk mendetailkan perbedaan rata-rata *throughput* setiap kombinasi perangkat yang dibandingkan. Hipotesis nol dari pengujian Mann Whitney U pada *throughput* adalah “*Throughput* satu interaksi adalah sama dengan interaksi yang dibandingkan”, dengan ketetapan signifikansi (α) = 0,05.

1. Uji *throughput* dengan Mann Whitney U antara Tetikus dengan Prototipe 1

Tabel 4.8 Hasil Uji Mann Whitney U pada *Throughput* Perangkat Tetikus dan Prototipe 1

	Device	N	Mean Rank	Sum of Ranks	Throughput
Throughput	Tetikus	12	18.50	222.00	Mann-Whitney U 0.000
	Prototipe 1	12	6.50	78.00	Wilcoxon W 78.000
	Total	24		Z	-4.158
				Asymp. Sig. (2-tailed)	.000
				Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	.000*

*Not corrected for ties.

2. Uji *throughput* dengan Mann Whitney U antara Tetikus dengan Prototipe 2

Tabel 4.9 Hasil Uji Mann Whitney U pada *Throughput* Perangkat Tetikus dan Prototipe 2

	Device	N	Mean Rank	Sum of Ranks	Throughput
Throughput	Tetikus	12	18.50	222.00	Mann-Whitney U 0.000
	Prototipe 2	12	6.50	78.00	Wilcoxon W 78.000
	Total	24		Z	-4.159
				Asymp. Sig. (2-tailed)	.000
				Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	.000*

*Not corrected for ties.

3. Uji *throughput* dengan Mann Whitney U antara Prototipe 1 dengan Prototipe 2

Tabel 4.10 Hasil Uji Mann Whitney U pada *Throughput* Perangkat Prototipe 1 dan Prototipe 2

Device		N	Mean Rank	Sum of Ranks	Throughput
Throughput	Prototipe 1	12	17.33	208.00	Mann-Whitney U
	Prototipe 2	12	7.67	92.00	Wilcoxon W
	Total	24		Z	-3.349
				Asymp. Sig. (2-tailed)	.001
				Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	.000*

*Not corrected for ties.

Melalui uji Mann Whitney U pada *throughput* di atas dapat ditarik kesimpulan antara lain sebagai berikut.

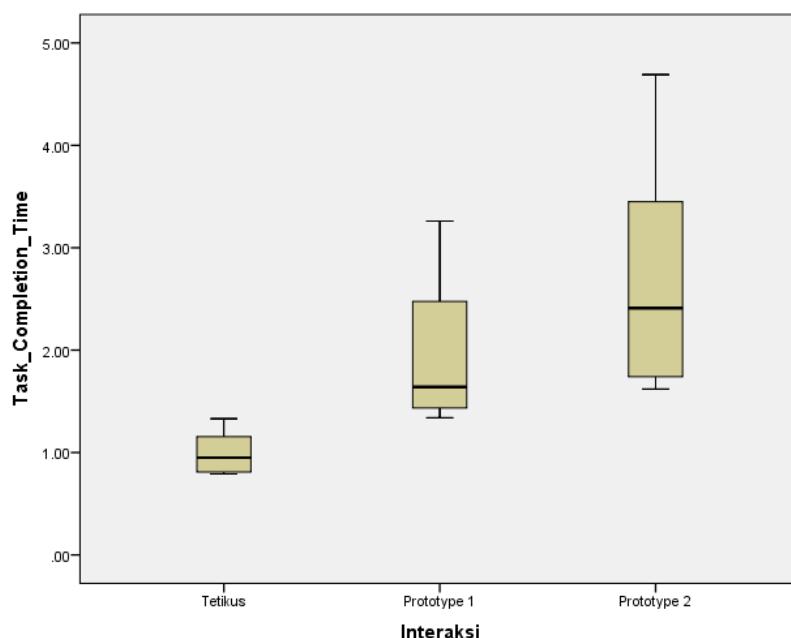
1. Nilai *throughput* perangkat tetikus lebih tinggi secara signifikan daripada perangkat prototipe satu ($U = 0,0005$, $P \text{ value} = 0,0005$). Sehingga dapat diartikan laju transfer informasi tetikus lebih besar atau lebih baik daripada prototipe satu secara signifikan, ketika responden menggunakan interaksi tersebut untuk mengontrol pointer pada layar.
2. Nilai *throughput* perangkat tetikus lebih tinggi secara signifikan daripada perangkat prototipe dua ($U = 0,0005$, $P \text{ value} = 0,0005$). Sehingga dapat diartikan laju transfer informasi tetikus lebih besar atau lebih baik daripada prototipe dua secara signifikan, ketika responden menggunakan interaksi tersebut untuk mengontrol pointer pada layar.
3. Nilai *throughput* perangkat prototipe satu lebih tinggi secara signifikan daripada perangkat prototipe dua ($U = 14$, $P \text{ value} = 0,001$). Sehingga dapat diartikan laju transfer informasi prototipe satu lebih besar atau lebih baik daripada prototipe dua secara signifikan, ketika responden menggunakan interaksi tersebut untuk mengontrol pointer pada layar.

Jadi dapat dikatakan masing-masing *throughput* interaksi terdapat perbedaan yang signifikan diantaranya *throughput* tetikus berbeda dengan prototipe 1 dan 2 secara statistik, dimana tetikus-prototipe 1 dan tetikus-prototipe 2 memiliki $P \text{ value} < 0,05$ yaitu menolak hipotesis nol dimana menganggap *throughput* satu interaksi sama dengan interaksi lain yang dibandingkan. *Throughput* prototipe 1 juga berbeda prototipe 2 secara statistik karena $P \text{ value} < 0,05$ yaitu menolak hipotesis nol (h_0), intinya terdapat perbedaan lebih tinggi secara signifikan untuk

laju transfer informasi setiap interaksi yang dibandingkan ketika responden menggunakan interaksi tersebut untuk mengontrol pointer pada layar.

4.3.2 Analisis Kuantitatif *Time of Movement* (t_m)

Keluaran kedua dari analisis statistika kuantitatif berupa variabel *time of movement* atau *task completion time*. Data *time of movement* dapat dilihat pada *boxplot* Gambar 4.11, dan perlu diketahui nilai *time of movement* semakin kecil maka semakin ideal, karena diasumsikan dengan waktu (t_m) yang singkat pengguna dapat menyelesaikan tugas dengan mengontrol kursor di layar. Melalui Tabel 4.11 nilai signifikansi (Sig.) atau *P value* pada tabel tersebut, hipotesis kosong pada data *time of movement* keseluruhan interaksi ditolak. Sehingga analisis statistik untuk *time of movement* juga dilanjutkan dengan uji *non-parametric* karena tidak memenuhi syarat kedua.



Gambar 4.11 *Boxplot* data *task completion time* atau *time of movement*

Tabel 4.11 Hasil Uji Shapiro-Wilk pada *Time of Movement*

Device (Interaksi)	Shapiro-Wilk			
	Statistic	df	Sig.	
Time of Movement	Tetikus	.849	12	.035
	Prototipe 1	.819	12	.016
	Prototipe 2	.851	12	.037

Tabel 4.12 merupakan hasil uji Kruskall-Wallis, uji *non-parametric* lanjutan untuk mengetahui adanya perbedaan rata-rata *time of movement* yang signifikan pada setiap interaksi, dengan hipotesis nol ‘Distribusi dari *task completion time* atau *time of movement* adalah sama untuk semua kategori interaksi’. Hipotesis nol tersebut ditolak dikarenakan nilai signifikansi asimtotik (*asymptotic significances*) atau P *value* tidak memenuhi syarat ≥ 0.05 . Sehingga ada perbedaan yang signifikan pada waktu yang ditempuh untuk menyelesaikan suatu tugas dari data *time of movement* setiap perangkat atau interaksi.

Tabel 4.12 Hasil Uji Kruskall-Wallis pada *Time of Movement*

Device (Interaksi)		N	Mean Rank	Time of Movement	
Time of Movement	Tetikus	12	6.5	Chi-Square	24.892
	Prototipe 1	12	21.83	df	2
	Prototipe 2	12	27.17	Asymp. Sig.	.000
	Total	36			

Hasil uji *time of movement* dengan Mann Whitney U, merupakan uji lanjutan Kruskall-Wallis atau uji *post hoc*, untuk mendetailkan perbedaan rata-rata *time of movement* setiap kombinasi perangkat yang dibandingkan. Hipotesis nol dari pengujian Mann Whitney U pada *time of movement* adalah “*Time of movement* satu interaksi adalah sama dengan interaksi yang dibandingkan”, dengan ketetapan signifikansi (α) = 0,05.

1. Uji *time of movement* dengan Mann Whitney U antara Tetikus dengan Prototipe 1

Tabel 4.13 Hasil Uji Mann Whitney U pada *Time of Movement* Perangkat Tetikus dan Prototipe 1

Device		N	Mean Rank	Sum of Ranks	Time of Movement
Time of Movement	Tetikus	12	6.50	78.00	Mann-Whitney U 0.000
	Prototipe 1	12	18.50	222.00	Wilcoxon W 78.000
	Total	24		Z -4.158	
				Asymp. Sig. (2-tailed) .000	
				Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)] .000*	

*Not corrected for ties.

2. Uji *time of movement* dengan Mann Whitney U antara Tetikus dengan Prototipe 2

Tabel 4.14 Hasil Uji Mann Whitney U pada *Time of Movement* Perangkat Tetikus dan Prototipe 2

Device		N	Mean Rank	Sum of Ranks	Time of Movement	
Time of Movement	Tetikus	12	6.50	78.00	Mann-Whitney U	0.000
	Prototipe 2	12	18.50	222.00	Wilcoxon W	78.000
	Total	24		Z		-4.158
				Asymp. Sig. (2-tailed)		.000
				Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]		.000*

*Not corrected for ties.

3. Uji *time of movement* dengan Mann Whitney U antara Prototipe 1 dengan Prototipe 2

Tabel 4.15 Hasil Uji Mann Whitney U pada *Time of Movement* Perangkat Prototipe 1 dan Prototipe 2

Device		N	Mean Rank	Sum of Ranks	Time of Movement	
Time of Movement	Prototipe 1	12	9.83	118.00	Mann-Whitney U	40.000
	Prototipe 2	12	15.17	182.00	Wilcoxon W	118.000
	Total	24		Z		-1.848
				Asymp. Sig. (2-tailed)		.065
				Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]		.068*

*Not corrected for ties.

Melalui uji Mann Whitney U pada *time of movement* di atas dapat ditarik kesimpulan antara lain sebagai berikut.

- Nilai *time of movement* perangkat tetikus lebih rendah secara signifikan daripada perangkat prototipe satu ($U = 0,0005$, $P value = 0,0005$). Sehingga dapat diartikan waktu yang dicapai tetikus lebih singkat atau lebih baik daripada prototipe dua secara signifikan, dalam menyelesaikan tugas (*task*) yaitu *tapping test* di layar.
- Nilai *time of movement* perangkat tetikus lebih rendah secara signifikan daripada perangkat prototipe dua ($U = 0,0005$, $P value = 0,0005$). Sehingga

dapat diartikan waktu yang dicapai tetikus lebih singkat atau lebih baik daripada prototipe dua secara signifikan, dalam menyelesaikan tugas (*task*) yaitu *tapping test* di layar.

3. Nilai *time of movement* perangkat prototipe satu tidak lebih tinggi secara signifikan daripada perangkat prototipe dua ($U = 40$, $P \text{ value} = 0,065$). Sehingga dapat diartikan waktu yang dicapai prototipe satu tidak lebih singkat daripada prototipe dua secara signifikan, dalam menyelesaikan tugas *task* yaitu *tapping test* di layar.

Jadi dapat dikatakan *time of movement* interaksi terdapat perbedaan yang signifikan diantaranya *time of movement* tetikus lebih besar daripada prototipe 1 dan 2 secara statistik, dimana tetikus-prototipe 1 dan tetikus-prototipe 2 memiliki $P \text{ value} < 0,05$ yaitu menolak hipotesis nol dimana menganggap *time of movement* satu interaksi sama dengan interaksi lain yang dibandingkan. Pengecualian pada *time of movement* prototipe 1 tidak jauh berbeda prototipe 2 secara statistik karena $P \text{ value} > 0,05$ yaitu menerima hipotesis nol (h_0), intinya terdapat perbedaan secara signifikan untuk waktu yang diperlukan setiap interaksi yang dibandingkan ketika responden menggunakan interaksi tersebut untuk menyelesaikan tugas *task* yaitu *tapping test* di layar.

4.3.3 Analisis Kualitatif *Assessment of Comfort*

Keluaran pertama dari analisis statistika kualitatif berupa variabel *assessment of comfort*. Kuesioner *assessment of comfort* terdiri dari dua macam independen dan dependen yang masing-masing terdapat 12 pertanyaan. Pada Tabel 4.16 yang merupakan hasil uji reliabilitas kuesioner *assessment of comfort* independen, uji reliabilitas dimana nilai Cronbach's Alpha dari *assessment of comfort* adalah 0.785, untuk penelitian ini tidak dapat direferensikan kadar reliabilitasnya karena penelitian sebelumnya belum dijumpai.

Tabel 4.16 Hasil Uji Reliabilitas Kuesioner *Assessment of Comfort Independent*

Cronbach's Alpha	Cronbach's Alpha Based on Standardized Items	N of Items
.785	.874	12

Melalui uji Mann Whitney U pada *assessment of comfort* dapat ditarik kesimpulan antara lain sebagai berikut.

1. Nilai *assessment of comfort* perangkat tetikus lebih tinggi secara signifikan daripada perangkat prototipe satu ($U = 3,5$, $P \text{ value} = 0,0005$). Sehingga dapat diartikan tingkat kenyamanan saat menggunakan tetikus lebih tinggi atau lebih baik daripada prototipe satu secara signifikan, dalam menyelesaikan tugas (*task*) yaitu *tapping test* di layar.
2. Nilai *assessment of comfort* perangkat tetikus lebih tinggi secara signifikan daripada perangkat prototipe dua ($U = 3,0$, $P \text{ value} = 0,0005$). Sehingga dapat diartikan tingkat kenyamanan saat menggunakan tetikus lebih tinggi atau lebih baik daripada prototipe dua secara signifikan, dalam menyelesaikan tugas (*task*) yaitu *tapping test* di layar.
3. Nilai *assessment of comfort* perangkat prototipe satu lebih tinggi secara signifikan daripada perangkat prototipe dua ($U = 20,5$, $P \text{ value} = 0,003$). Sehingga dapat diartikan tingkat kenyamanan saat menggunakan prototipe satu lebih tinggi atau lebih baik daripada prototipe dua secara signifikan, dalam menyelesaikan tugas (*task*) yaitu *tapping test* di layar.

Jadi dapat dikatakan nilai *assessment of comfort* antar masing-masing interaksi adalah berbeda satu dengan yang lainnya. Keseluruhan nilai $P \text{ value}$ yang dibandingkan $< 0,05$ sehingga menolak hipotesis nol dimana menganggap keseluruhan nilai kuesioner *assessment of comfort* satu interaksi sama dengan interaksi lain yang dibandingkan.

4.3.4 Analisis Kualitatif *Assessment of Effort*

Keluaran kedua dari analisis statistika kualitatif berupa variabel *assessment of effort*. Kuesioner *assessment of effort* terdiri dari dua *Borg Scale* dan *Borg Scale* untuk *MVC - Maximum Voluntary (Muscle) Contaction* yang masing-masing mewakili upaya pada otot besar seperti lengan, bahu, dan leher.

Tabel 4.17 Hasil Uji Reliabilitas Kuesioner *Assessment of Effort*

Cronbach's Alpha	Cronbach's Alpha Based on Standardized Items	N of Items
.596	.620	4

Pada Tabel 4.17 yang merupakan hasil uji reliabilitas rata-rata kedua kuesioner *assessment of effort*, dimana nilai Cronbach's Alpha dari *assessment of effort* adalah 0,596, untuk penelitian ini tidak dapat direferensikan kadar reliabilitasnya karena penelitian sebelumnya belum dijumpai. Pada pengisian pada kuesioner *assessment of effort* MVC pada lengan (*arm*) dinilai variabel yang menurunkan reliabilitas *assessment of effort*, sebab apabila variabel tersebut dihilangkan nilai Cronbach's Alpha naik menjadi 0,737.

Melalui uji Mann Whitney U pada *assessment of effort* dapat ditarik kesimpulan antara lain sebagai berikut.

1. Nilai *assessment of effort* perangkat tetikus lebih rendah secara signifikan daripada perangkat prototipe satu ($U = 31,0$, $P \text{ value} = 0,017$). Sehingga dapat diartikan tingkat upaya yang dikeluarkan saat menggunakan tetikus lebih rendah atau lebih baik daripada prototipe satu secara signifikan, dalam menyelesaikan tugas (*task*) yaitu *tapping test* di layar.
2. Nilai *assessment of effort* perangkat tetikus lebih rendah secara signifikan daripada perangkat prototipe dua ($U = 21,0$, $P \text{ value} = 0,003$). Sehingga dapat diartikan tingkat upaya yang dikeluarkan saat menggunakan tetikus lebih rendah atau lebih baik daripada prototipe dua secara signifikan, dalam menyelesaikan tugas (*task*) yaitu *tapping test* di layar.
3. Nilai *assessment of effort* perangkat prototipe satu lebih rendah secara signifikan daripada perangkat prototipe dua ($U = 23,5$, $P \text{ value} = 0,005$). Sehingga dapat diartikan tingkat upaya yang dikeluarkan saat menggunakan prototipe satu lebih rendah atau lebih baik daripada prototipe dua secara signifikan, dalam menyelesaikan tugas (*task*) yaitu *tapping test* di layar.

Jadi dapat dikatakan nilai *assessment of effort* antar masing-masing interaksi adalah berbeda satu dengan yang lainnya. Keseluruhan nilai $P \text{ value}$ yang dibandingkan $< 0,05$ sehingga menolak hipotesis nol dimana menganggap keseluruhan nilai kuesioner *assessment of effort* satu interaksi sama dengan interaksi lain yang dibandingkan.

4.3.5 Analisis Kualitatif *Edinburgh Handedness*

Keluaran ketiga dari analisis statistika kualitatif berupa variabel *Edinburgh Handedness*. Pertama menghitung jumlah masing-masing golongan seperti syarat

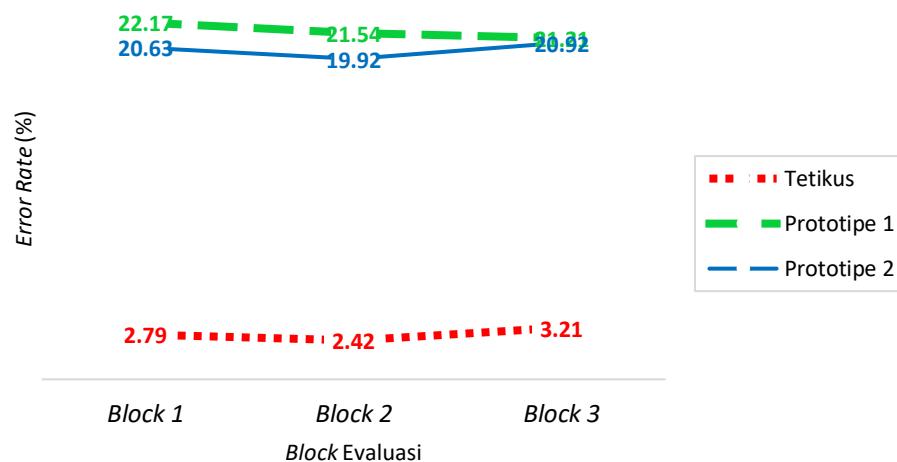
kategori nilai *result* pada bab tiga, yaitu untuk setiap golongan pengguna tangan kanan, kiri, dan keduanya. Dilanjutkan dengan perhitungan nilai rasio dari data kuesioner *edinburgh handedness* untuk masing-masing golongan tersebut.

4.4 Hasil dan Kesimpulan Pengujian

Berikut adalah hasil dan kesimpulan analisis statistik dari pengujian yang telah dilakukan secara kuantitatif maupun kualitatif.

4.4.1 Kuantitatif

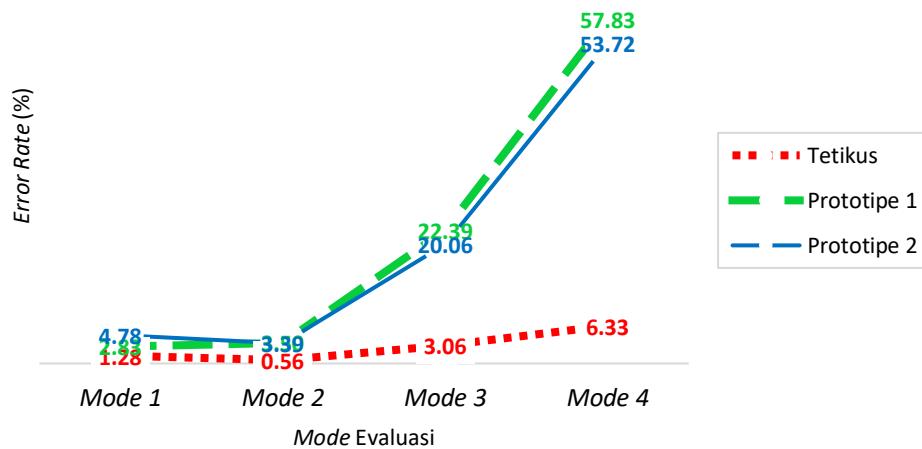
Dari hasil analisis statistik kuantitatif yang meliputi variabel *throughput* dan *time of movement*, juga perhitungan rata-rata *error rate* setiap *block* evaluasi. Perbedaan yang nampak pada *sum of ranks* dari *throughput* tetikus dengan prototipe 1 adalah 222,00 dan 78,00 dengan kata lain tetikus mengungguli prototipe 1 dalam hal nilai *throughput* yaitu laju transfer informasi yang cepat pada tetikus daripada prototipe 1 ketika responden mengoperasikan perangkat masukkan untuk mengontrol pointer pada layar, berlaku juga pada tetikus-prototipe 2. *Sum of ranks* dari *throughput* prototipe 1 lebih unggul 208,0 daripada prototipe 2 sebesar 92,0. Juga pada *sum of ranks* dari *time of movement* tetikus dengan prototipe 2 adalah 78,00 dan 222,00 dengan kata lain tetikus mengungguli prototipe 2 dalam hal *time of movement* yaitu tetikus memakan waktu yang singkat daripada prototipe 2 dalam hal menyelesaikan tugas (*task*) saat *tapping test*, juga berlaku pada tetikus-prototipe 2.



Gambar 4.12 Grafik *error rate* perangkat setiap *block*

Sedangkan *sum of ranks* dari *time of movement* prototipe 1 juga lebih unggul 118,0 daripada prototipe 2 sebesar 182,0. Melalui data yang dikumpulkan dari evaluasi terdapat galat atau *error* saat responden melakukan *tapping*, yaitu *miss tapping* dapat diketahui *error rate*.

Grafik *error rate* (Gambar 4.12) yang direpresentasikan ke dalam persentase untuk masing-masing *block* evaluasi dan perangkat yang diujikan. Melalui Gambar 4.12 Grafik *error rate* perangkat dapat diringkas melalui nilai rata-rata dari *error rate* keseluruhan *block* untuk masing-masing perangkat, sehingga *mean of error rate* tetikus $2,78\%$, prototipe 1 $\equiv 21,64\%$, dan prototipe 2 $\equiv 20,38\%$. *Error rate* berdasarkan *mode* tingkat kesulitan Fitts' *Law* atau *Index of Difficulty* dapat dilihat pada Gambar 4.13. Melalui data *error*, yang cenderung besar pada *mode* 3 dan 4 menyugestikan untuk memakai desain antarmuka yang lebar, untuk mampu beradaptasi dengan alat ini (prototipe 1 dan 2), seperti *button* atau tombol yang lebar dan berjarak satu dengan lainnya (seperti acuan mode 1 dan 2) pada monitor.



Gambar 4.13 Grafik *error rate* perangkat setiap *mode*

Memiliki makna bahwa tetikus mempunyai kecenderungan untuk *miss tapping* atau galat yang kecil daripada interaksi lainnya. Juga prototipe 2 mempunyai kecenderungan galat (*miss tapping*) yang lebih kecil daripada prototipe 1.

4.4.2 Kualitatif

Dari hasil analisis statistik kualitatif yang meliputi variabel *assessment of comfort*, *assessment of effort* dan Edinburgh Handedness. Melalui Tabel 4.18 diketahui rata-rata nilai *assessment of comfort* atau *mean of comfort* dari kuesioner *assessment of comfort independent*. Sedangkan *mean of effort* didapat dari rata-rata kedua kuesioner upaya atau *effort*.

Tabel 4.18 Hasil Perhitungan Data Kualitatif

<i>Assessment</i>	Perangkat (Interaksi)	Tetikus	Prototipe 1 (GY-951 + EMG)	Prototipe 2 (GY-951 + Flex)
<i>Mean of Comfort</i> ¹		6,458	5,472	4,847
<i>Mean of Effort</i> ²		0,917	1,385	2,260
<i>Mean of Fatigue</i> ¹		6,483	6,517	6,250

¹ Menggunakan skala *likert* [1,7] ² Menggunakan skala *Borg* [0,10]

Mean of fatigue di dapat dari rerata nilai kuesioner *assessment of comfort independent* untuk pertanyaan bernomor 8 sampai 12 mengenai *fatigueness* atau tingkat keletihan dalam menggunakan alat. Dari data pada Tabel 4.18 tersebut tingkat kenyamanan (*comfort*) tetikus mengungguli prototipe 1 dan 2, sedangkan prototipe 1 dinilai lebih nyaman daripada prototipe 2 menurut 12 responden, untuk tingkat upaya (*effort*), prototipe 2 dinilai memerlukan upaya berlebih dalam pengoperasiannya daripada tetikus dan prototipe 1, sedangkan tetikus masih mengungguli dikarenakan memerlukan upaya yang kecil menurut skala *Borg*. Tingkat keletihan (*fatigue*), penggunaan prototipe 2 dinilai lebih jenuh daripada interaksi atau perangkat lain, tetikus pada urutan kedua, dan prototipe 1 pada urutan ketiga, dimana tingkat kejemuhan paling rendah diantara interaksi lain. Khusus kuesioner *Edinburgh Handedness* setelah dirata-rata untuk setiap pertanyaan dan responden akan diketahui nilai yang mencirikan dominasi penggunaan tangan, kategori pengguna tangan kanan, kiri atau keduanya-yang sudah dibahas pada bab tiga. Dapat disimpulkan melalui analisis statistik kualitatif di atas bahwa sebagian besar responden adalah pengguna tangan kanan, yaitu dengan rincian sebanyak 91,67% pengguna tangan kanan dan 8,33% pengguna kedua tangan.

4.5 Penelitian dengan Subjek Penyandang Disabilitas

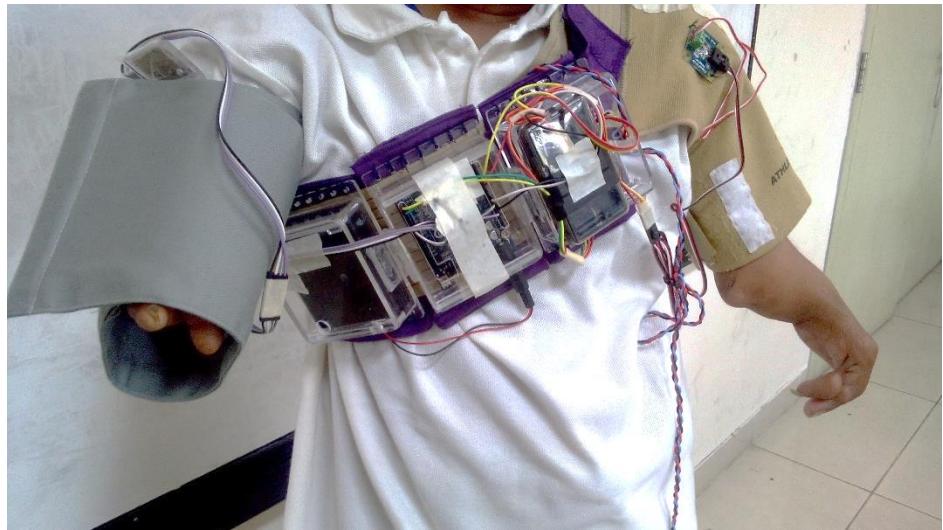
Terdapat satu responden dengan disabilitas daksa, dengan indikasi belum pernah menggunakan tetikus, data yang terkumpul hanya data kuantitatif dan kualitatif dari interaksi prototipe 2, sedangkan prototipe 1, subjek yang bersangkutan masih berhalangan. Data kuantitatif terkumpul tiga *block*, empat *mode*, dan 50 *trial*. Data kuantitatif tersebut terangkum pada Tabel 4.19 dapat diketahui rata-rata subjek menyelesaikan setiap *mode* dalam *block* evaluasi selama 4,4 detik, jumlah tersebut lebih buruk dari rerata *time of movement* pada Tabel 4.4, dengan kata lain subjek penyandang disabilitas memakan waktu yang lebih lama dalam menyelesaikan tugas *tapping test* daripada rata-rata 12 responden lain yang terbiasa menggunakan tetikus. Lalu nilai rerata *throughput* penyandang disabilitas sebesar 1,05 bits per detik (bps), yaitu juga dibawah rata-rata 12 responden lain yang terbiasa menggunakan tetikus yaitu 1,75 bps, dengan kata lain laju subjek penyandang disabilitas dalam mengontrol pointer 0,7 bps lebih buruk daripada rata-rata 12 responden lainnya. Gambar 4.14 merupakan prototipe alat yang terpasang pada tubuh penyandang disabilitas daksa.

Tabel 4.19 Hasil Pengolahan Data Kuantitatif Prototipe 2

<i>block</i>	<i>mode</i>	D (pixels)	W (pixels)	ID (bits)	Prototipe 2			
					We (pixel)	IDe (bits)	Avg. <i>t_m</i> (s)	Tp (bits/s)
I	1	350	50	3.00	54.04	2.90	3.63	0.80
	2	500	60	3.22	67.74	3.07	3.24	0.95
	3	600	20	4.95	21.73	4.84	5.47	0.88
	4	650	10	6.04	12.10	5.77	7.33	0.79
II	1	350	50	3.00	46.00	3.11	2.75	1.13
	2	500	60	3.22	51.80	3.41	2.66	1.28
	3	600	20	4.95	18.61	5.06	4.70	1.07
	4	650	10	6.04	11.90	5.80	8.97	0.65
III	1	350	50	3.00	39.15	3.31	2.56	1.29
	2	500	60	3.22	59.93	3.22	2.43	1.33
	3	600	20	4.95	21.46	4.86	3.41	1.42
	4	650	10	6.04	12.50	5.73	5.68	1.01
					MEAN		4.40	1.05

Data kualitatif terangkum pada Tabel 4.20 didapatkan rerata nilai dari kuesioner *assessment of comfort independent* sebesar 5,67 berdasarkan skala *likert* antara 1

sampai 7, sehingga rasio kenyamanan 81,0%, angka tersebut diatas rata-rata tingkat kenyamanan prototipe 2 sebesar 4,85 skala *likert*.



Gambar 4.14 Tampilan prototipe alat pada penyandang disabilitas daksa

Disimpulkan secara garis besar prototipe 2 cukup nyaman untuk digunakan. Menurut data *assessment of effort* memiliki rerata sebesar 2,00 berdasarkan skala *Borg* antara 1 sampai 10, sehingga dengan kata lain 20,0 % upaya yang diperlukan untuk mengoperasikan alat, dengan upaya terberat pada bahu dengan rasio sebesar 50%.

Tabel 4.20 Hasil Pengolahan Data Kualitatif Prototipe 2

	Umur : 34						
	Jenis Kelamin : Laki-laki						
	Interaksi (<i>device</i>): A: Prototipe 2 B: Prototipe 2						
	<i>Comfort</i>	1.	6	5.	6	9.	7
	<i>Independent:</i>	2.	6	6.	6	10.	7
		3.	6	7.	4	11.	2
		4.	4	8.	7	12.	7
Assessment	<i>Comfort</i>	1.	A	-	5.	A	-
	<i>Dependent:</i>	B	-	B	-	B	-
		2.	A	-	6.	A	-
		B	-	B	-	B	-
		3.	A	-	7.	A	-
		B	-	B	-	B	-
		4.	A	-	8.	A	-
		B	-	B	-	B	-

Tabel 4.21 Lanjutan Hasil Pengolahan Data Kualitatif Prototipe 2

<i>Effort (Borg Scale):</i>	3		
<i>Effort (Borg Scale) MVC:</i>	Lengan 0	Bahu 5	Leher 0
<i>Edinburgh Handedness:</i>	100	Kategori : Tangan kanan	

Nilai upaya tersebut sedikit di bawah rata-rata nilai tingkat upaya yaitu 22,6 % (2,26 skala *likert*). Data komentar setelah wawancara kepada subjek yang terkait adalah penggunaan alat sudah nyaman untuk digunakan hanya diperlukan pembelajaran dan penyesuaian alat terlebih dahulu, diharapkan ada pengembangan lebih lanjut agar semakin mudah dan nyaman untuk digunakan.

4.6 Diskusi

Berikut adalah diskusi menimbang penelitian ini dengan penelitian sebelumnya seperti penelitian (Forbes, 2013). Seluruh responden dalam penelitian ini merupakan orang normal, sehingga penelitian masih kurang dalam memenuhi subjek utama yaitu penyandang disabilitas. Telah diujicobakan kepada satu subjek dengan penyandang disabilitas hanya data prototipe 1 belum terpenuhi sehingga tidak dapat disimpulkan lebih lanjut. Juga pada penyandang disabilitas tersebut merupakan kelainan sejak lahir sehingga belum terbiasa menggunakan tetikus, sehingga data yang berhasil terkumpul akan berbeda jika orang tersebut pernah menggunakan tetikus dan terjadi kelainan akibat kecelakaan atau amputasi. Melihat penelitian Forbes yang juga menggunakan kombinasi perangkat IMU dan EMG, yang membedakan dengan penelitian ini adalah peletakan alat dan pendekripsi klik, dimana dalam penelitian ini memiliki latar belakang menggantikan tetikus, sehingga perangkat penunjuk dapat dijalankan tanpa harus menggunakan tangan sehingga dapat dipakai oleh penyandang disabilitas daksa (siku ke bawah), sehingga peletakan alat berada pada lengan atas dan bahu, sedangkan penelitian Forbes berada di lengan bawah dan pergelangan tangan sehingga kurang cocok dengan latar belakang dan batasan penelitian ini.

Pendekripsi klik oleh Forbes menggunakan Algoritma Jaringan Saraf Tiruan (JST) atau *Artificial Neural Network* (ANN) karena peletakan alat dalam satu lengan sehingga perlu pengenalan untuk memisahkan data kontraksi otot untuk

operasi klik dan menggerakkan perangkat IMU (sensor inersia) untuk operasi kursor, oleh EMG. Penelitian ini menggunakan *threshold* yang sudah dijelaskan pada bab tiga, tanpa menggunakan ANN. Penelitian ini, tepatnya pada prototipe dua yang menggunakan sensor tekuk (*bend sensor*), menjadi masalah ketika ikut bergeraknya bahu lainnya yang sedang mengoperasikan sensor inersia untuk menggerakkan kursor, sehingga kursor bergerak tidak sesuai kehendak sehingga menyebabkan sebagian besar *miss tapping* saat evaluasi, berlaku juga saat menggunakan prototipe 1, dimana pengoperasiannya menggunakan kontraksi otot *bicep*, dengan cara menggerakkan (melipat dan meluruskan siku) lengan bawah.

Jika melihat penelitian (Amrizal, 2018) yang meneliti perbedaan mode genggam dan non-genggam yang diorientasikan untuk penyandang disabilitas yang tidak memungkinkan kemampuan untuk menggenggam tetikus sehingga digantikan dengan sensor inersia berstandar industri yang memungkinkan diaplikasikan ke dalam perangkat penunjuk tanpa menggunakan tangan atau mode non-genggam. Penelitian Amrizal merupakan aras penelitian ini bahwa perangkat penunjuk yang menggunakan sensor inersia, dapat dilakukan tanpa harus menggunakan genggaman tangan. Perangkat keras yang digunakan Amrizal berstandar industri memiliki galat yang sangat kecil atau tidak sama sekali dan keluaran sensor yang stabil dan akurat, jika dibandingkan dengan penelitian ini yang menggunakan sensor inersia GY-951, yang diperkirakan juga menyertai dalam terjadinya *miss tapping* saat evaluasi meskipun data sudah disaring dengan *moving average* bernilai tiga.

Bab 5

Penutup

5.1 Simpulan

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan, maka dapat ditarik simpulan antara lain.

1. Prototipe alat yang telah dibuat memungkinkan dapat digunakan sebagai jalan alternatif pengganti tetikus bagi penyandang disabilitas sesuai dengan wawancara yang dilakukan dengan syarat pengembangan lebih lanjut, dikarenakan tetikus masih mengungguli dalam nilai kuantitatif *mean of throughput*, *mean of time of movement* dan *mean of error rate*, dan nilai kualitatif *mean of comfort*, *mean of effort*, dan *mean of fatigue*, yang didapatkan dari rerata keseluruhan data instrumen penelitian ISO 9241-411 yang terkumpul.
2. Secara statistika tetikus lebih baik secara signifikan dalam indikator *throughput*, *time of movement*, tingkat kenyamanan dan tingkat upaya, daripada prototipe 1 dan 2, sedangkan prototipe 1 juga lebih baik secara signifikan daripada prototipe 2.
3. Pemetaan sumbu kartesius 3 dimensi dari data sensor inersia (kontrol) ke monitor (tampilan) dengan sumbu 2 dimensi, beserta sensor otot (EMG) yang berguna sebagai pengganti tombol klik, dapat berjalan dengan baik.
4. Interaksi tetikus mempunyai nilai kenyamanan 92,26% nyaman (*comfort*) dan dengan 9,17% upaya (*effort*) yang dikeluarkan, prototipe 1 mempunyai nilai kenyamanan 78,17% nyaman dan dengan 13,85% upaya yang dikeluarkan, prototipe 2 mempunyai nilai kenyamanan 69,24% nyaman dan dengan 22,6% upaya yang dikeluarkan, keseluruhan didapatkan dari 12 responden yang didominasi pengguna tangan kanan yang diperoleh dari pengisian kuesioner.

5.2 Saran

Terdapat saran untuk penelitian dan pengembangan prototipe alat selanjutnya, antara lain.

1. Menggunakan perangkat yang lebih canggih, yaitu peningkatan kualitas perangkat sensor inersia dan EMG maupun *bend sensor* dalam menerima data, sehingga galat semakin kecil.
2. Penggunaan metode lain, dalam penyaringan data sebagai perbaikan dan pengenalan pola data dari EMG, sehingga pendeksi klik semakin akurat.
3. Mengumpulkan responden minimal 15 orang, diharapkan dengan penyandang disabilitas daksia.
4. Metode EMG seperti prototipe 1 lebih disarankan untuk diteliti lebih lanjut daripada prototipe 2 yang menggunakan sensor tekuk (*bend sensor*).

DAFTAR PUSTAKA

- Bluetooth SIG, Inc., 2018. *Technology*. [Online] Available at: <https://www.bluetooth.com/bluetooth-technology/radio-versions> [Diakses 14 April 2018].
- Amrizal, S., 2018. *Perbandingan Mode Genggam dan Non Genggam pada Interaksi Manusia Komputer untuk Penggantian Kursor Mouse Bagi Difabel*, Malang, Indonesia: Ma Chung University.
- Andi Dharmawan, S. P., 2015. Penerapan Sistem Kendali PID untuk Kestabilan Twin Tiltrotor dengan Metode DCM. *IJEIS (Indonesian Journal of Electronics and Instrumentation Systems)*, 5(2), pp. 145-154.
- Angus Stevenson, C. S., 2010. *Oxford English Dictionary*. Oxford: Oxford University Press.
- Anon., 2013. *Portable finger hand held 4D USB mini trackball mouse*. [Online] Available at: <http://www.ebuyeshop.com/de/portable-finger-hand-held-4dusb-mini-trackball-mouse-computer-maus-laptop-maus-notebook-maus-17128.html>
- Arduino, 2018. *What is Degrees Of Freedom, 6DOF, 9DOF, 10DOF, 11DOF*. [Online] Available at: <https://playground.arduino.cc/Main/WhatIsDegreesOfFreedom6DOF9DOF10DOF11DOF> [Diakses Januari 2018].
- Biedenharn, L. C., 1981. *Angular Momentum in Quantum Physics: Theory and Application*. s.l.:Longman Higher Education.
- Booth, E. G., Mount, J. F. & Viers, J. H., 2006. Hydrologic Variability of the Cosumnes River Floodplain. *SAN FRANCISCO ESTUARY & WATERSHED SCIENCE*, 4(2), pp. 1-19.
- Calvo, A. A. & Perugini, S., 2014. Pointing Devices for Wearable Computers. *Advances in Human-Computer Interaction*, Volume 2014, p. 10.
- Calvo, A., Burnett, G., Finomore, V. & Perugini, S., 2012. *The design, implementation, and evaluation of a pointing device for a wearable computer*. Santa Monica, Calif, USA, Human Factors and Ergonomics Society, p. 521–525.

- Carlos G. Pinheiro, J. & Andrade, A. O., 2012. The simulation of Click and double-click through EMG signals. *34th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, pp. 1984–1987.
- Chatterjee, R. & Matsuno, F., 2008. *Capacitive touch sensor based user-interface: generic design considerations and development of an wearable input device*. Tokyo, Japan, IEEE Computer Society, p. 2299–2303.
- Davis, L. L., 2001. 2-d pointing while walking. *CHI Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems*, p. 125–126.
- Doorenbosch, C. A., Harlaar, J. & Veeger, D. H., 2003. The globe system: An unambiguous description of shoulder positions in daily life movements. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Volume 40, p. 147–155.
- EasyCat, 2013. *EasyCat touchpad*. [Online] Available at: <http://www.cirque.com/desktoptouchpad/productsandorders/easycat.aspx>
- Fitts, P., 1954. The Information Capacity of The Human Motor System in Controlling The Amplitude of Movement. *Journal of Experimental Psychology*, 47(6), p. 381–391.
- Forbes, T., 2013. *Mouse HCI Through Combined EMG and IMU*, Kingston, US: University of Rhode Island.
- Foxlin, E. & Harrington, M., 2000. *WearTrack: a self-referenced head and hand tracker for wearable computers and portable*. Washington, DC, USA, IEEE, p. 155–162.
- Gates, D. H. et al., 2016. Range of Motion Requirements for Upper-Limb Activities of Daily Living. *The American Journal of Occupational Therapy*, Januari/Februari.70(1).
- Gordon, D. et al., 2014. *Electromyographic Kinesiology*. 2 penyunt. Bursa, Turki: Dept. of Sports Medicine, Medical Faculty of Uludag University.
- Gyration, 2013. *Gyration*. [Online] Available at: <http://www.gyration.com/>
- Hale, L. C., 1999. *Principles and Techniques for Designing Precision Machines*, s.l.: s.n.

- Hebblethwaite, J., 2013. *Twiddler2: for those with too much time on their hands.* [Online] Available at: <http://www.wap.org/journal/twiddler/>
- Iannizzotto, G., Villari, M. & Vita, L., 2001. *Hand tracking for human-computer interaction with graylevel visualglove: turning back to the simple way.* New York, NY, USA, ACM Press, pp. 1-7.
- ISO, 2012. *Evaluation Methods for The Design of Physical Input Device.* s.l.:ISO.
- Kabai, S., 2007. *Gyroscope.* [Online] Available at: <http://demonstrations.wolfram.com/Gyroscope/> [Diakses 31 Januari 2018].
- Kementrian Kesehatan RI, 2014. *Situasi Penyandang Disabilitas,* Jakarta: Kementrian Kesehatan RI.
- Kirkham, J., 2010. *Inertial Sensors for Virtualization Control,* Manchester : University of Manchester.
- Loviscach, J., 2009. Playing with all senses: human-computer interface devices for games. *Advances in Computers*, Volume 77, p. 79–115.
- MacKenzie, S. I. & Jusoh, S., 2001. *An evaluation of two input devices for remote pointing.* Springer, Berlin, Germany, s.n., p. 235–249.
- Oakley, I., Sunwoo, J. & Cho, I.-Y., 2008. *Pointing with fingers, hands and arms for wearable computing.* New York, NY, USA, ACM Press, p. 3255–3260.
- Oldfield, R. C., 1971. THE ASSESSMENT AND ANALYSIS OF HANDEDNESS: THE EDINBURGH INVENTORY. *Neuropsychologia*, Volume 9, pp. 97-113.
- Perl, T., 2012. *Cross-Platform Tracking of a 6DoF Motion Controller,* Vienna, Austria: University of Vienna.
- Ribas-Xirgo, L. & López-Varquiel, F., 2017. Accelerometer-Based Computer Mouse for People with Special Needs. *Journal of Accessibility and Design for All*, 7(1), pp. 1-21.
- Rice University, 2018. *OpenStax CNX: Anatomy & Physiology - 9.5 Types of Body Movements.* [Online] Available at: <https://cnx.org/contents/FPtK1zmh@8.108:qCnsYyus@3/Types-of-Body-Movements> [Diakses 31 Januari 2018].

- Santos, F. S., Pimentel, M. G. & Teixeira, C. A. C., 2006. *Customization of sensor-based input devices*. Natal, Brazil, ACM Press, pp. 5-8.
- SEER, 2006. *ANATOMICAL TERMINOLOGY*. [Online] Available at: <https://training.seer.cancer.gov/anatomy/body/terminology.html> [Diakses 31 Januari 2018].
- Tim Penyusun, 2016. *Kamus Besar Bahasa Indonesia Edisi Kelima*. Jakarta: Balai Pustaka.
- Tinder, R. F., 2007. Dalam: *Relativistic Flight Mechanics and Space Travel: A Primer for Students*. s.l.:Engineers and Scientists. Morgan & Claypool Publishers, p. 33.
- Tokoro, Y., Terada, T. & Tsukamoto, M., 2009. *A pointing method using two accelerometers for wearable computing*. New York, NY, USA, ACM Press, p. 136–141.
- Y.S.Kim, B.S.Soh & S.-G.Lee, 2005. A new wearable input device: SCURRY. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 52(6), p. 1490–1499.

LAMPIRAN

Lampiran 1 – Sampel Percobaan Gestur *Circumduction* Searah Jarum Jam

No	<i>Yaw</i> (°)	<i>Pitch</i> (°)	<i>Roll</i> (°)	No	<i>Yaw</i> (°)	<i>Pitch</i> (°)	<i>Roll</i> (°)
1.	-62.04	53.46	-1.97	41.	-57.14	47.69	0.2
2.	-62.16	53.49	-2.14	42.	-55.59	48.16	1.21
3.	-62.19	53.49	-2.2	43.	-54.43	48.67	1.96
4.	-62.21	53.48	-2.24	44.	-53.87	49.11	2.42
5.	-62.18	53.46	-2.21	45.	-53.55	49.76	2.85
6.	-62.1	53.46	-2.15	46.	-53.79	50.41	2.96
7.	-62.06	53.44	-2.14	47.	-54.6	50.97	2.55
8.	-62.07	53.48	-2.19	48.	-55.67	51.4	1.85
9.	-62.08	53.52	-2.25	49.	-56.61	51.72	1.33
10.	-62.08	53.53	-2.27	50.	-57.87	52.1	0.52
11.	-62.13	53.52	-2.33	51.	-58.96	52.6	-0.09
12.	-62.11	53.55	-2.29	52.	-59.55	53.29	-0.29
13.	-62.04	53.52	-2.2	53.	-59.62	53.87	-0.04
14.	-62.03	53.51	-2.18	54.	-59.53	54.33	0.43
15.	-61.94	53.5	-2.08	55.	-59.69	54.61	0.73
16.	-61.86	53.53	-2.01	56.	-59.96	54.8	1.07
17.	-61.8	53.55	-1.96	57.	-60.12	54.96	1.53
18.	-61.73	53.56	-1.85	58.	-60.6	55.08	1.54
19.	-61.63	53.53	-1.73	59.	-61.46	55.08	1.07
20.	-61.62	53.47	-1.7	60.	-62.65	55.17	0.4
21.	-61.56	53.44	-1.58	61.	-63.83	55.38	-0.16
22.	-61.52	53.41	-1.5	62.	-65.07	55.53	-0.66
23.	-61.42	53.42	-1.38	63.	-66.04	55.61	-0.96
24.	-61.33	53.41	-1.3	64.	-66.83	55.9	-1.17
25.	-61.12	53.36	-1.07	65.	-67.53	56.32	-1.32
26.	-60.76	53.23	-0.72	66.	-68.53	56.81	-1.56
27.	-60.56	53.11	-0.55	67.	-69.66	57.34	-2.07
28.	-60.44	53.08	-0.5	68.	-71.3	57.77	-3.01
29.	-60.33	53.01	-0.61	69.	-73.43	58.21	-4.38
30.	-60.35	52.9	-0.93	70.	-75.38	58.87	-5.83
31.	-60.6	52.75	-1.56	71.	-77.85	59.84	-8.02
32.	-60.67	52.68	-2.05	72.	-80.77	61.02	-10.62
33.	-61.02	52.35	-2.9	73.	-84.35	62.14	-13.41
34.	-61.76	51.95	-4.03	74.	-87.21	62.77	-15.16
35.	-62.44	51.61	-4.91	75.	-89.16	62.87	-16.03
36.	-62.71	50.99	-4.62	76.	-90.52	62.53	-16.54
37.	-62.22	49.93	-3.48	77.	-91.7	61.91	-17.16
38.	-61.33	48.55	-2.56	78.	-92.69	61.54	-17.79
39.	-60.29	47.51	-1.89	79.	-92.28	61.53	-17.26
40.	-58.9	47.32	-0.98	80.	-91.18	61.47	-16.33

Lampiran 2 – Sampel Kuesioner Penilaian Bebas

ID	Umur	J. Kelamin ¹	Perangkat ²	Pertanyaan											
				1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
1	21	P	I	6	6	7	5	6	6	7	7	3	4	4	7
2	44	L	I	6	6	6	6	5	5	6	6	5	6	6	6
3	21	L	I	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7
4	18	P	I	5	6	3	7	7	6	7	7	7	7	7	7
5	22	L	I	3	7	6	6	6	6	7	6	4	5	7	7
1	21	P	II	5	6	4	5	6	5	4	7	7	6	6	7
2	44	L	II	3	3	3	3	4	3	4	7	7	5	6	7
3	21	L	II	5	4	4	4	5	5	5	7	7	5	7	7
4	18	P	II	5	5	5	4	5	4	5	7	7	5	7	7
5	22	L	II	6	5	5	4	5	5	5	7	7	5	7	7
1	21	P	III	3	3	4	2	3	2	4	7	7	6	4	6
2	44	L	III	4	3	3	4	5	3	4	7	7	7	3	7
3	21	L	III	4	6	4	7	7	7	5	7	7	7	4	7
4	34	L	III	6	6	6	4	6	6	4	7	7	7	2	7
5	22	L	III	5	5	3	5	5	2	6	7	7	5	4	6

¹[L=Laki-laki,P=Perempuan], ²[I=Tetikus,II=Prototipe 1,III=Prototipe 2]

Lampiran 3 – Sampel Kuesioner Penilaian Terikat

ID	Umur	J. Kelamin ¹	Perangkat ² A	Pertanyaan																																			
				1			2			3			4			5			6			7			8			9			10			11			12		
				A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B								
1	21	P	I	4	1	4	0	3	0	4	0	4	0	3	1	4	0	5	-1	5	-1	4	0	4	0	5	0	5	0	0									
2	44	L	II	1	4	1	3	0	2	1	2	1	4	0	3	1	4	0	5	-1	5	-1	4	0	5	0	5	0	0										
3	21	L	II	1	4	1	3	1	3	1	2	1	4	0	4	1	4	1	5	0	5	-1	3	1	4	1	5	0	0										
4	18	P	II	1	4	1	3	1	3	1	3	1	4	1	4	1	3	1	5	0	5	-1	3	0	4	1	5	0	0										
5	22	L	II	1	4	1	4	1	4	1	4	1	4	1	4	1	4	1	4	1	4	1	4	0	5	0	5	0	0										
1	21	P	III	1	4	1	3	0	3	1	3	1	4	0	3	1	3	0	5	0	5	0	5	-1	5	0	3	1	5	0									
2	44	L	III	1	3	1	3	1	3	1	4	1	4	1	3	1	3	1	5	1	5	1	5	1	5	1	2	1	5	1									
3	21	L	III	1	4	1	5	1	4	1	5	1	5	1	4	1	5	1	5	1	5	1	5	1	5	1	3	1	5	1									
4	34	L	III	1	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-										
5	22	L	III	1	4	0	4	0	3	1	4	0	4	-1	2	1	4	0	5	-1	5	-1	4	1	3	1	4	1	1										

¹[L=Laki-laki,P=Perempuan], ²[I=Tetikus,II=Prototipe 1,III=Prototipe 2]

Lampiran 4 – Sampel Kuesioner Borg, Borg MVC dan Edinburgh

Handedness

ID	Umur	J. Kelamin ¹	Perangkat ²	Borg	Borg MVC			Edinburgh Handedness	
					Lengan	Bahu	Leher	Result	Kategori
1	21	P	I	1	0.5	0	0	39.13	<i>Ambidextrous</i>
2	44	L	I	2	4	3	2	100	<i>Right-Handed</i>
3	21	L	I	0.5	0	0	0	100	<i>Right-Handed</i>
4	18	P	I	5	7	4	0	80	<i>Right-Handed</i>
5	22	L	I	3	2	0.5	0	100	<i>Right-Handed</i>
1	21	P	II	1	2	0.5	0	39.13	<i>Ambidextrous</i>
2	44	L	II	3	3	0.5	0	100	<i>Right-Handed</i>
3	21	L	II	3	2	1	0	100	<i>Right-Handed</i>
4	18	P	II	3	3	0.5	0	80	<i>Right-Handed</i>
5	22	L	II	2	2	0.5	0	100	<i>Right-Handed</i>
1	21	P	III	3	0.5	3	0	39.13	<i>Ambidextrous</i>
2	44	L	III	4	0	5	0	100	<i>Right-Handed</i>
3	21	L	III	4	0	6	0	100	<i>Right-Handed</i>
4	34	L	III	3	0	5	0	100	<i>Right-Handed</i>
5	22	L	III	3	0.5	3	0	39.13	<i>Ambidextrous</i>

¹[L=Laki-laki,P=Perempuan], ²[I=Tetikus,II=Prototipe 1,III=Prototipe 2]

Lampiran 5 – *Source Code* pada Arduino (C++)

Berikut adalah *source code* pada Arduino Uno. Mengimpor *library* untuk serial UART dan mendeklarasi setiap perangkat UART yang terhubung yaitu Bluetooth, dan perangkat GY-951.

```
#include <SoftwareSerial.h>
SoftwareSerial module_bluetooth(0, 1); // pin RX | TX bluetooth
SoftwareSerial module_inertia(5, 6); // pin RX | TX inertia sensor GY-951
```

Mendeklarasi pin untuk perangkat analog, dan variabel *string* untuk data sensor inersia.

```
#define module_flex A1 // pin bend sensor
#define module_EMG A2 // pin muscle sensor
String inertia_value = "";
```

Pengaturan setiap *baud rate* pada perangkat serial.

```
void setup() {
    // put your setup code here, to run once:
    Serial.begin(57600); // baud rate: 57600 bits per second
    module_bluetooth.begin(57600); // Baudrate module Bluetooth
    module_inertia.begin(57600); // Baudrate module GY-951
```

```
    module_inertia.write("#ot");//Command GY-951 to send String of data
}
```

Pengulangan untuk menerima data dari sensor untuk dikirim melalui Bluetooth secara serial.

```
void loop() {
    // manage the data and send using serial Bluetooth
    int EMG_value = analogRead(module_EMG);
    int flex_value = analogRead(module_flex);
    inertia_value = module_inertia.readStringUntil('\n');
    Serial.print("#EFV=");
    Serial.print(EMG_value);
    Serial.print(",");
    Serial.print(flex_value);
    Serial.print(",");
    Serial.println(inertia_value);
    if (Serial.available()){
        module_bluetooth.write(Serial.read());
    }
}
```

Lampiran 6 – *Source Code* pada Metode Klik (C#)

Berikut adalah *source code* pada program, berupa kelas untuk menangani proses klik, dengan menerima data sensor EMG dan tekuk. Mengimpor *library* yang dibutuhkan.

```
using System;
using System.Linq;
using System.Runtime.InteropServices;

namespace Essay311410001
{
    static class ClickMap
    {
```

Mendeklarasi variabel untuk *threshold* EMG dan *flex*, juga *boolean* untuk indikator *event* klik.

```
    private static Thresher EMG_Thres = new Thresher();
    private static Thresher Flex_Thres = new Thresher();
    private static bool EMGClickOpen = true;
    private static bool FlexClickOpen = true;
```

Inisiasi rentang pembacaan data berderet dari EMG dan *flex*.

```
    /// <summary>
    /// Initialize 'click' sensor kernel
    /// </summary>
    /// <param name="RangeEMG">EMG signal kernel, null if using
default (10)</param>
    /// <param name="RangeFlex">Flex signal kernel, null if using
default (10)</param>
    public static void Initialize(int? RangeEMG, int? RangeFlex)
    {
```

```

        EMG_Thres.Initialize(RangeEMG);
        Flex_Thres.Initialize(RangeFlex);
    }
}

```

Method untuk deteksi klik dari pembacaan data yang masuk.

```

/// <summary>
/// To do (simulation) click operation
/// </summary>
/// <param name="Data">current value</param>
/// <param name="ClickMode">click mode enumeration
select</param>
    /// <param name="Threshold">current mode threshold value</param>
    public static void Click(int Data, Resources.ClickMode
ClickMode, int Threshold)
{
}

```

Operasi klik jika pengguna memilih mode klik dengan EMG.

```

if (ClickMode == Resources.ClickMode.EMG)
{
    EMG_Thres.AddValue(Data);
    FlexClickOpen = true;
    if (EMG_Thres.Value() > Threshold && EMGClickOpen)
    {
        DoMouseClick();
        Console.WriteLine("EMG Click Event");
        EMGClickOpen = false;
    }
    if (EMG_Thres.Value() < Threshold)
    {
        EMGClickOpen = true;
    }
}

```

Operasi klik jika pengguna memilih mode klik dengan *flex* atau *bend sensor*.

```

if (ClickMode == Resources.ClickMode.FLEX)
{
    Flex_Thres.AddValue(Data);
    EMGClickOpen = true;
    if (Flex_Thres.Value() < Threshold && FlexClickOpen)
    {
        DoMouseClick();
        Console.WriteLine("Flex Click Event");
        FlexClickOpen = false;
    }
    if (Flex_Thres.Value() > Threshold)
    {
        FlexClickOpen = true;
    }
}

```

Mengembalikan keadaan *event* untuk klik dengan EMG dan *flex* menjadi *true* apabila pengguna menggunakan mode klik secara *default* yaitu dengan tetikus.

```

if(ClickMode == Resources.ClickMode.MOUSE)
{
    EMGClickOpen = true;
}

```

```

        FlexClickOpen = true;
    }
}

```

Membuat *method-virtual* klik untuk melakukan operasi klik pada layar.

```

#region Embeded Mouse Click Override
[DllImport("user32.dll", CharSet = CharSet.Auto,
 CallingConvention = CallingConvention.Winapi)]
public static extern void mouse_event(int dwFlags, int dx, int
dy, int cButtons, int dwExtraInfo);
private const int MOUSEEVENTF_LEFTDOWN = 0x02;
private const int MOUSEEVENTF_LEFTUP = 0x04;
public static void DoMouseClick()
{
    try {
        mouse_event(MOUSEEVENTF_LEFTDOWN | MOUSEEVENTF_LEFTUP,
0, 0, 0, 0);

    }
    catch(Exception e)
    {
        Console.WriteLine(e.ToString());
    }
}
#endregion
}

```

Membuat kelas *Thresherder* untuk menangani data-data yang masuk dan membuat *threshold* dari nilai maksimum dari panjang *kernel* atau rentang pembacaan tertentu (*default* mempunyai rentang 10 deret senarai).

```

/// <summary>
/// Make Thresherder from Array as Kernel
/// </summary>
public class Thresherder
{
    private int range = 10;//default
    private bool isbase = true;
    private int[] memory_value;

```

Method untuk menginisiasi panjang *kernel* yang digunakan dalam *threshold*.

```

public void Initialize(int? Range)
{
    this.Range = (Range == null ? this.Range : (int)Range);
    memory_value = new int[this.Range + 1];
}
public void AddValue(int new_value)
{
    if (isbase)
    {
        for (int i = 0; i < memory_value.Length; i++)
        {
            memory_value[i] = new_value;
        }
    }
}

```

```

        isbase = false;
    }
    Shift();
    memory_value[Range] = new_value;
}

```

Mengambil data terkini dari nilai maksimum senarai *kernel*.

```

public double Value()
{
    return memory_value.Max();
}

```

Method untuk mengindikasikan bahwa awal dari pembacaan oleh *kernel*, yaitu akan mengisikan seluruh deretan data *kernel* dengan nilai yang akan masuk, untuk menghindari angka nol dari awal deklarasi senarai *kernel* dan menggantikannya dengan nilai yang pertama masuk.

```

public void ResetBase()
{
    isbase = true;
}

```

Method *setter* dan *getter* menentukan atau mengambil nilai *range* atau panjang *kernel*.

```

public int Range
{
    get
    {
        return range;
    }

    set
    {
        memory_value = new int[value];
        range = value;
    }
}

```

Menggeser nilai senarai pada *kernel*, sehingga menyediakan ruang pada indeks terakhir untuk diisi dengan nilai atau data yang baru.

```

private void Shift()
{
    for (int i = 0; i < Range; i++)
    {
        memory_value[i] = memory_value[i + 1];
    }
}

```

Lampiran 7 – *Source Code* pada Metode Gerak Kursor (C#)

Berikut adalah *source code* pada program, berupa kelas untuk menangani proses menggerakkan kursor, dengan menerima data sensor inersia GY-951.

Mengimpor *library* yang dibutuhkan.

```
using System;
using System.Windows.Forms;
using System.Drawing;

namespace Essay311410001
{
    static class CursorMap
    {
```

Mendeklarasikan variabel untuk mengambil resolusi layar terkini.

```
    static Rectangle resolution = Screen.PrimaryScreen.Bounds;
```

Method untuk menggerakkan kursor.

```
    /// <summary>
    /// Default Move cursor method
    /// </summary>
    /// <param name="x">cursor X position</param>
    /// <param name="y">cursor Y position</param>
    public static void Move(int x, int y)
    {
        Cursor.Position = new Point(x,y);
    }
```

Method untuk menggerakkan kursor dari data *pitch* dan *roll* yang masuk.

```
    /// <summary>
    /// Move cursor
    /// </summary>
    /// <param name="degX">roll value</param>
    /// <param name="degY">pitch value </param>
    public static void Move(double degX, double degY)
    {
        double X = Map(degY, 10, /*40*/70, 0,
resolution.Width); //right-handed
        //double X = MapInverse(degY, 10, /*40*/70, 0,
resolution.Width); //left-handed
        double Y = MapInverse(degX, 10, 40/*70*/, 0,
resolution.Height);
        Move(Math.Abs(Convert.ToInt32(X)),
Math.Abs(Convert.ToInt32(Y)));
        //Console.WriteLine("X:{0:f2} ({1:f2})\tY:{2:f2} ({3:f2})", 
Cursor.Position.X, degY, Cursor.Position.Y, -degX);
    }
```

Method pembantu untuk fungsi *mapping* atau pemetaan searah atau berbanding lurus maupun berbanding terbalik.

```
    /// <summary>
    /// Map function
    /// </summary>
```

```

    ///<param name="x">current roll or pitch value</param>
    ///<param name="in_min">min roll or pitch value</param>
    ///<param name="in_max">max roll or pitch value</param>
    ///<param name="out_min">min screen value (default is zero)</param>
        ///<param name="out_max">max screen value</param>
        ///<returns>expected position</returns>
    public static double Map(double x, double in_min, double in_max,
double out_min, double out_max)
    {
        return (x - in_min) * (out_max - out_min) / (in_max -
in_min) + out_min;
    }
    ///<summary>
    ///<Map Inverse Function
    ///</summary>
    ///<param name="x">current roll or pitch value</param>
    ///<param name="in_min">min roll or pitch value</param>
    ///<param name="in_max">max roll or pitch value</param>
    ///<param name="out_min">min screen value (default is zero)</param>
        ///<param name="out_max">max screen value</param>
        ///<returns>expected position</returns>
    public static double MapInverse(double x, double in_min, double
in_max, double out_min, double out_max)
    {
        return (in_max - x) * (out_max - out_min) / (in_max -
in_min) + out_min;
    }
}

```

Lampiran 8 – *Source Code* pada Moving Average Filter (C#)

Berikut adalah *source code* pada program, berupa kelas untuk menangani proses *filter* yaitu dengan metode *moving average*.

```

namespace Essay311410001
{
    static class Filter
    {
        public class Kalman
        {

        }
        public class MovingAverage
        {

```

Mendeklarasikan variabel yang dibutuhkan dalam operasi *moving average filter*.

```

    private int range = 3;//default
    private bool isbase = true;
    private double new_value = 0;
    private double new_filtered = 0;
    private double [] memory_value;

```

Menginisiasi rentang *kernel* atau senarai atau parameter *n* pada *moving average*.

```

/// <summary>
/// Initiate moving average kernel range
/// </summary>
/// <param name="Range"></param>
public void Initialize(int? Range)
{
    this.Range = (Range == null ? this.Range : (int)Range);
    memory_value = new double[this.Range];
}

```

Method untuk menambah atau memasukkan nilai baru.

```

/// <summary>
/// Add new value
/// </summary>
/// <param name="new_value"></param>
public void AddValue(double new_value)
{
    var a = this.new_value = new_value;
    if (isbase)
    {
        new_filtered = a;
        for(int i=0;i< memory_value.Length/*this.Range*/;
i++)
        {
            memory_value[i] = a;
        }
        isbase = false;
    }
    Shift();
    memory_value[Range-1] = a;
    Averaging();
}

```

Method untuk mengambil nilai hasil *moving average*.

```

/// <summary>
/// Get moving average value
/// </summary>
/// <returns></returns>
public double Value()
{
    return new_filtered;
}

```

Method untuk deklarasi awal senarai *kernel* atau menggantikan seluruh nilai *kernel* dengan nilai yang pertama masuk, untuk menghindari angka nol.

```

/// <summary>
/// Enable array initiation with last value to avoid zero
base averaging exception
/// </summary>
public void ResetBase()
{
    isbase = true;
}

```

Method *setter* dan *getter* menentukan atau mengambil nilai *range* atau panjang *kernel*.

```

/// <summary>
/// Setter and getter for kernel array range
/// </summary>
public int Range
{
    get
    {
        return range;
    }

    set
    {
        //memory_value = new double[value];
        range = value;
    }
}

```

Menggeser nilai senarai pada *kernel*, sehingga menyediakan ruang pada indeks terakhir untuk diisi dengan nilai atau data yang baru.

```

/// <summary>
/// Shifting array method
/// </summary>
private void Shift()
{
    for (int i = 0; i < Range-1; i++)
    {
        memory_value[i] = memory_value[i + 1];
    }
}

```

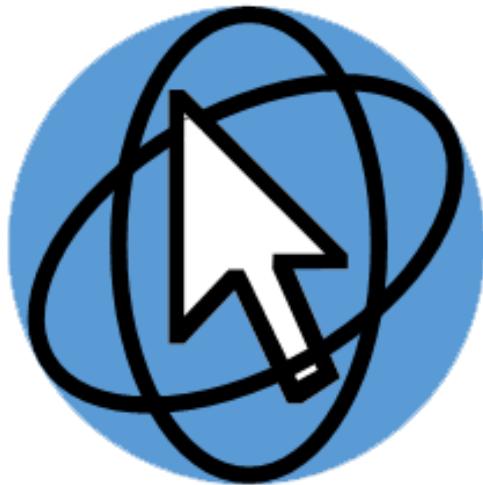
Method untuk meratakan nilai sesuai tata cara perhitungan rata-rata *moving average* pada deret nilai *kernel* terkini.

```

/// <summary>
/// Averaging moving (continum) array method
/// </summary>
private void Averaging()
{
    new_filtered = new_filtered +(memory_value[Range-1] -
memory_value[0]) /2;
}
}

```

Lampiran 9 – *User Guide* atau Panduan Pengguna Program



PANDUAN PENGGUNA

InertiaMouse

AGUSTINUS BOHASWARA HARYASENA

JUNI 2018

DAFTAR ISI

DAFTAR ISI	i
1.0 IKHTISAR	1
1.1 Subjek Utama	1
1.2 Dokumen Tambahan	1
1.3 Persyaratan Minimum Aparatus	1
1.4 Perangkat Lunak InertiaMouse	2
2.0 KONFIGURASI	3
2.1 Pemasangan Git pada Visual Studio	3
2.2 Pengunduhan Perangkat Lunak dengan Git	4
2.3 Perancangan Alat	4
2.3.1 Konfigurasi HC-05	4
2.3.2 Pemasangan Keseluruhan Alat	9
2.4 Kalibrasi Sistem Perangkat Lunak InertiaMouse	12
2.4.1 Penyesuaian Layar pada Jendela (<i>Panel</i>) Evaluasi ISO 9241-411	13
2.4.2 Penyesuaian Layar pada Desain Evaluasi ISO 9241-411	14
2.4.3 Penyesuaian Batasan Sudut saat <i>Mapping</i> Kursor	14
2.4.4 Penyesuaian Batasan atau <i>Threshold</i> saat Deteksi Klik	15
3.0 PANDUAN MEMULAI	16
3.1 Perangkat Lunak InertiaMouse	16
3.2 Menghubungkan Alat dengan InertiaMouse	22
LAMPIRAN	25
A. <i>Source Code</i> pada Arduino (C++)	25
B. <i>Screenshots</i>	26

1.0 IKHTISAR

1.1 Subjek Utama

Subjek utama pada panduan pengguna ini adalah para pengembang atau penerus penelitian yang berjudul “Rancang Bangun Prototipe Perangkat Penunjuk Menggunakan Sensor Inersia”, oleh Agustinus Bohaswara Haryasena pada tahun 2018, yang diharapkan dibaca terlebih dahulu. Perangkat lunak yang dibangun dapat diunduh melalui repositori git https://gitlab.com/Augustine_Sena/InertiaMouse.git, untuk cara pengunduhannya, pastikan memiliki akun GitLab, jika belum, daftar di sini https://gitlab.com/users/sign_in#register-pane. Lalu mengautentifikasi akun dengan mengirim surel perijinan akses repositori di 311410001@student.machung.ac.id atau bohaswarasena@gmail.com, tidak lupa dengan tautan pengguna GitLab-untuk diberikan akses. Petunjuk penggunaan git ada pada subab 2.1 dan 2.2 pada dokumen ini.

1.2 Dokumen Tambahan

- Detail perancangan prototipe.
- Cara menggunakan repositori git.
- Pengaturan perangkat HC-05.

Dokumen ini dapat diunduh pada

https://gitlab.com/Augustine_Sena/InertiaMouse.git.

1.3 Persyaratan Minimum Aparatus

- Windows® 7, Windows® 8, Windows® 8.1 dan Windows® 10, dan lainnya yang dapat berintegrasi dengan Microsoft® Visual Studio Express 2012, atau diatasnya, dengan basis sistem 32-bit maupun 64-bit.
- Microsoft® Visual Studio Express 2012, atau diatasnya (32-bit maupun 64-bit).
- Microsoft® .NET Framework 4.5 atau versi di atasnya, (32-bit maupun 64-bit).

- Arduino IDE yang dapat diunduh pada tautan ini
<https://www.arduino.cc/en/Main/Software?>.
- Resolusi layar 1366x768, jika berbeda ada pengaturan adaptasi pada dokumen ini yaitu pada subab 2.4.1.
- Adapun perangkat-perangkat yang dibutuhkan untuk perakitan prototipe.
 1. GY-951.
 2. MyoWare, kabel CAB12970 (opsional), dan *electrode pads* 24 mm.
 3. *Bend sensor*.
 4. HC-05.
 5. Arduino Uno dan kabel USB2.0 Type A Male *to* Type B Male.
 6. 2.1mm *center positive barrel jack*.
 7. 4x AA *Battery case*.
 8. Resistor 10kΩ atau 1120 FlexiForce Adapter
 9. Dupont *wires*.
 10. Solder dan timah.
 11. *Shoulder support* dan *manset* dewasa.
 12. Bluetooth versi 4.0 *dongle* jika alat belum tersedia modul transmisi atau *transmitter* Bluetooth.

1.4 Perangkat Lunak InertiaMouse

Merupakan perangkat lunak tahap pengembangan untuk komunikasi serial antara prototipe yang dirancang, juga menyediakan fungsi sebagai logika pengoperasian kursor dan klik pada monitor, yang keseluruhan dikembangkan menggunakan bahasa pemrograman C#, dengan IDE milik Microsoft® yaitu Visual Studio. Beberapa fitur lain antara lain instrumen penelitian pengumpulan data kuantitatif dari ISO 9241-411 (<https://www.iso.org/standard/54106.html>) tentang “Metode Evaluasi untuk Desain Perangkat Masukkan Secara Fisik”, dan kualitatif dari kuesioner oleh ISO 9241-411 ditambah Edinburgh *Handedness*.

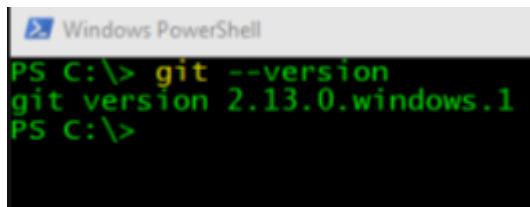
2.0 KONFIGURASI

2.1 Pemasangan Git pada Visual Studio

Memastikan git sudah terpasang, jika belum maka unduh di sini : <https://git-scm.com/downloads>. Jika sudah terunduh dan terpasang dengan mengetik komen berikut pada *command prompt* atau Windows PowerShell.

```
git --version
```

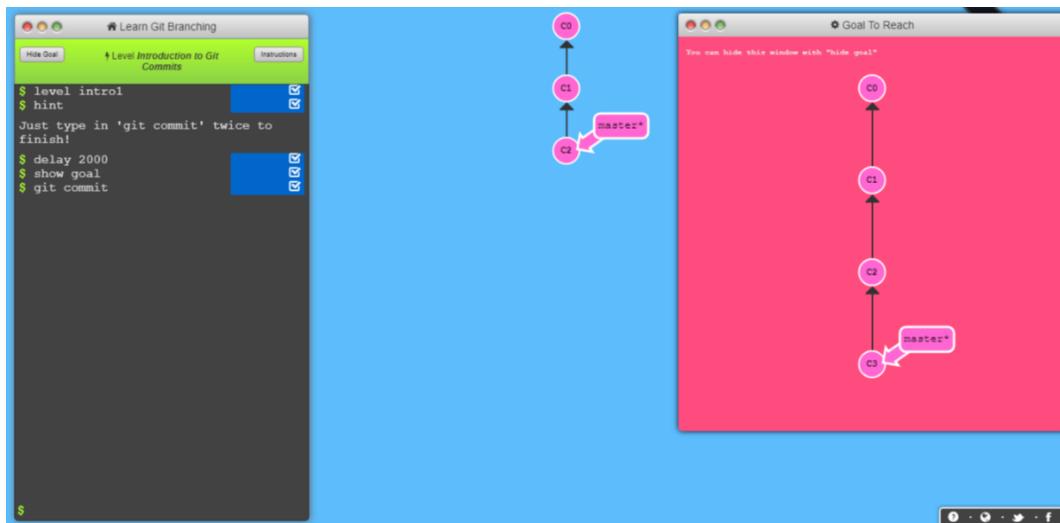
Akan mengetahui versi terkini git yang terpasang seperti pada Gambar 15.



```
PS C:\> git --version
git version 2.13.0.windows.1
PS C:\>
```

Gambar 15

Tautan berikut adalah tatacara penggunaan git pada Visual Studio : <https://git-scm.com/book/en/v2/Appendix-A%3A-Git-in-Other-Environments-Git-in-Visual-Studio>. Sedangkan pengenalan dan tutorial git dengan *command*, ada pada tautan ini : <http://try.github.io/> atau pada tepatnya pada pembelajaran mengenai *branching*: <https://learngitbranching.js.org/> (Gambar 16 – tampilan depan pada *browser*). Desain interaktif membuat tutorial mudah dimengerti. Perlu diingat tautan-tautan di atas dapat berganti sewaktu-waktu.



Gambar 16

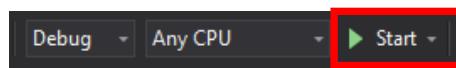
2.2 Pengunduhan Perangkat Lunak dengan Git

Berikut adalah petunjuk pengunduhan perangkat lunak InertiaMouse dengan Git. Pertama-tama setelah tahapan pada subab 2.1 terlewati, lalu pastikan terhubung dengan internet dan ikuti tahapan-tahapan berikut.

1. Buka *command prompt* atau PowerShell.
2. Pastikan *pointer* pada posisi folder atau direktori tempat yang disediakan untuk mengunduh perangkat lunak.
3. Lalu ketik ini.

```
git clone https://gitlab.com/Augustine_Sena/InertiaMouse.git -b master
```

4. Setelah terunduh buka folder Essay311410001.sln dengan Visual Studio, dan coba jalankan dengan tombol start seperti pada Gambar 17.



Gambar 17

5. Jika mengubah mengupdate diharapkan mennggunakan *branch* 'development'

```
git checkout -b development
```

6. Membuat *branch* baru, dengan nama fitur yang ingin ditambah misalnya *login*

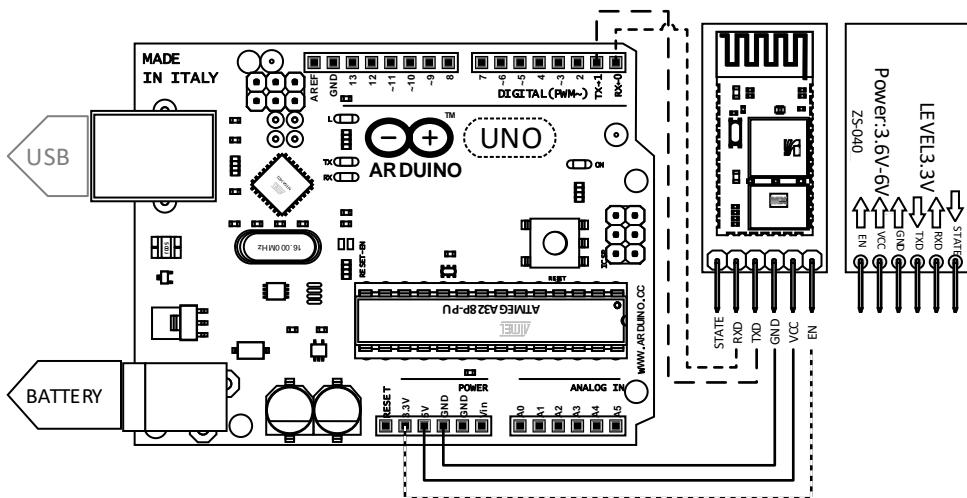
```
git branch nama_fitur
```

7. Juga dapat dengan mudah dengan tampilan antarmuka interaktif dapat menggunakan GitKraken atau SourceTree.

2.3 Perancangan Alat

2.3.1 Konfigurasi HC-05

Berikut adalah konfigurasi HC-05 untuk mengatur nama, *baud rate*, dan pengaturan mengenai koneksi Bluetoooh HC-05. Pada Gambar 18 pin-pin tersebut saling terhubung dengan Dupont *wires*.



Gambar 18 Pemasangan secara *straight* HC-05 pada Arduino Uno

Port USB Arduino terhubung dengan PC atau aparatus dengan kabel USB2.0 Type A Male *to* Type B Male. Lalu untuk pengaturan HC-05 buka Arduino IDE yang terunduh dan terpasang pada komputer aparatus. Ketikan *code* berikut,

```
void setup() {}

void loop() {}
```

lalu unggah ke Arduino Uno dengan pin Tx dan Rx HC-05 dilepas sementara.

Setelah selesai hubungkan kembali pin-pin tersebut sehingga sesuai Gambar 18 atau petunjuk berikut.

Arduino Uno	HC-05
Rx (pin 0)	⇒ RXD
Tx (pin 1)	⇒ TXD
5V	⇒ VCC
GND	⇒ GND
3.3V	⇒ KEY(EN)

Lalu pada *toolbar* Arduino IDE Tools > Serial Monitor atau tekan Ctrl+Shift+M. Maka akan keluar jendela seperti Gambar 19. Pada Gambar 19 juga ditampilkan contoh dari *command* atau komen AT panduan dapat dilihat di http://www.linotux.ch/arduino/HC-0305_serial_module_AT_command_set_201104_revised.pdf. Pada panel bawah jendela terdapat pilihan pengaturan, dalam dua *combobox* pilih “Both NL & CR” dan “38400 baud” seperti pada gambar. Secara umum untuk penyetelan basis pada InertiaMouse adalah pengaturan nama alat (tampil sebagai

nama perangkat Bluetooth), *password*, dan *baud rate*. Untuk mengetahui nama perangkat saat ini ketik,

AT+NAME?

lalu klik ‘Send’-akan menampilkan nama perangkat saat ini, untuk ubah nama misalnya ke ‘ESSAY311410001’, ketik

AT+NAME=ESSAY311410001, atau AT+NAME="ESSAY311410001"\r\n

lalu klik ‘Send’. Sedangkan untuk *password* secara *default* menggunakan 1234, apabila ingin memastikan *password* terkini ketik,

AT+PSWD?

lalu klik ‘Send’ untuk menampilkannya, untuk mengganti *password* misalnya menggunakan ‘admin’, maka ketik,

AT+PSWD="admin"\r\n

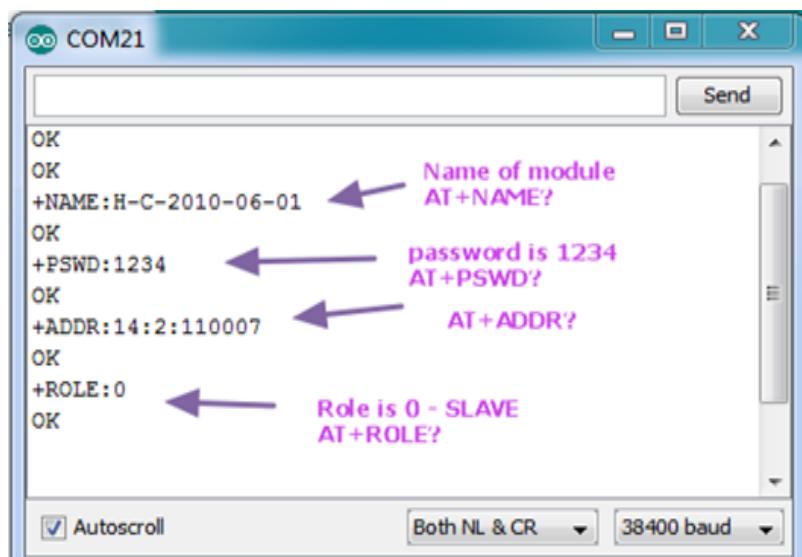
Mengetahui *baud rate* terkini dapat menggunakan komen, setelan *default* adalah 9600,0,0,

AT+UART?

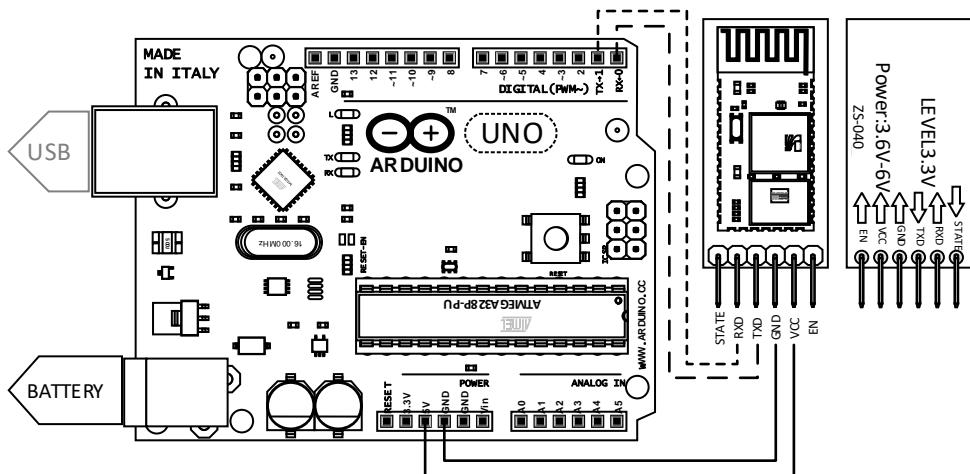
sedangkan menyetel *baud rate* menjadi 57600 (setelan basis InertiaMouse) dapat menggunakan komen.

AT+UART=57600,1,0

Angka 1 di atas menandakan *stop bit* menggunakan 2 bits dan 0 pada komen di atas menandakan *parity bit* 0 atau *none* atau tanpa *parity bit*.



Gambar 19



Gambar 20 Pemasangan secara *cross* HC-05 pada Arduino Uno

Setelah konfigurasi selesai, interkoneksi HC-05 dengan Arduino Uno dapat dilihat pada Gambar 20 atau petunjuk di bawah, yaitu HC-05 dengan Arduino Uno terhubung secara *cross*.

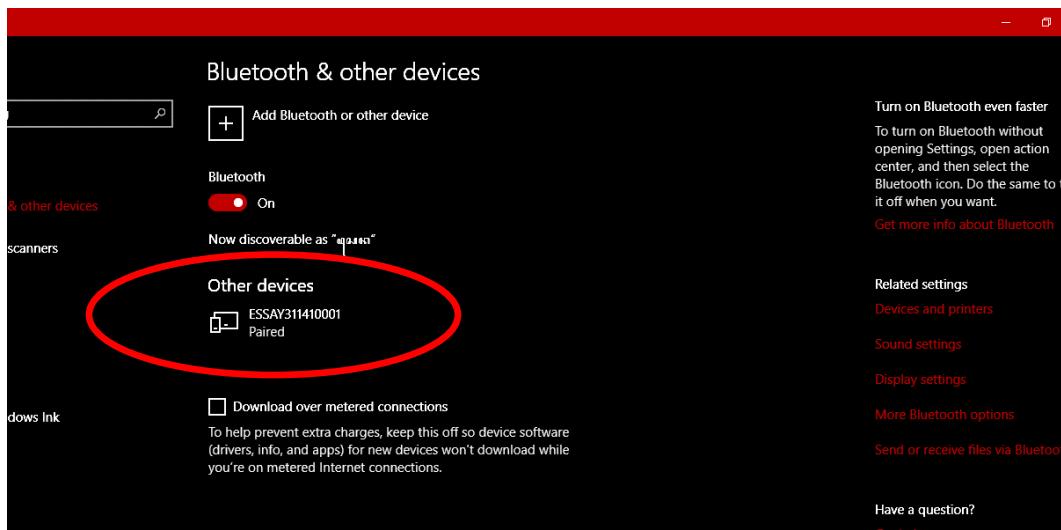
Arduino Uno	HC-05
Rx (pin 0)	⇒ TXD
Tx (pin 1)	⇒ RXD
5V	⇒ VCC
GND	⇒ GND

Code untuk mengirimkan kata “Hello World !” sebagai pengetesan, adalah sebagai berikut.

```
#include <SoftwareSerial.h>
SoftwareSerial module_bluetooth(0, 1); // pin RX | TX
bluetooth
void setup() {
    // put your setup code here, to run once:
    Serial.begin(57600); //baud rate: 57600 bits per second
    module_bluetooth.begin(57600); //Baudrate module Bluetooth
}
void loop() {
    // manage the data and send using serial Bluetooth
    Serial.println("Hello World!");
    if (Serial.available()){
        module_bluetooth.write(Serial.read());
    }
}
```

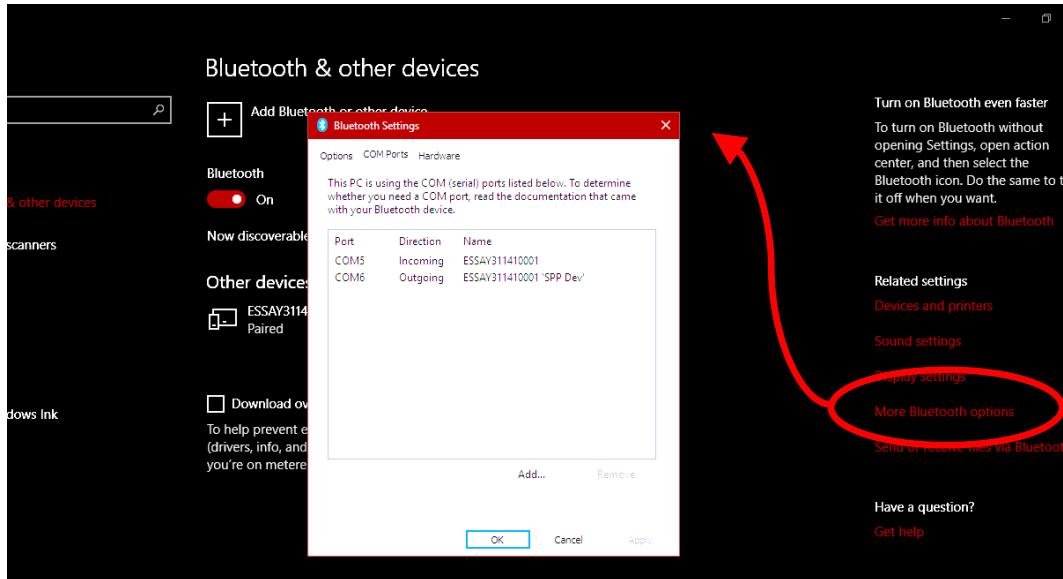
}

Peunggahan *code* di atas juga dengan prosedur pin Tx dan Rx HC-05 dilepas sementara, lalu jika proses eksekusi selesai pin Tx dan Rx di hubungkan kembali. Jika ingin mengetahui data yang dikirimkan melalui Bluetooth, pertama-tama menghubungkan terlebih dahulu perangkat HC-05 dengan cara *pairing* seperti biasa (disesuaikan dengan aparatus) dengan memasukkan *password* yang sudah dikonfigurasi atau *default*, jika sudah terhubung akan muncul seperti pada lingkaran merah Gambar 21. Tahap berikutnya adalah memastikan komunikasi serial tersedia yaitu pada pilihan ‘More Bluetooth options’ pada sisi kanan jendela (lihat lingkaran pada Gambar 22), klik menu tersebut maka akan muncul jendela pengaturan Bluetooth (ditunjuk panah pada Gambar 22) lalu pilih tab ‘COM Ports’, perhatikan pada *list Port* yang ditampilkan, port yang nantinya akan digunakan adalah dengan nama indikator ‘SPP Dev’, dengan status ‘Direction’ = ‘Outgoing’, pada aparatus yang sedang digunakan (disesuaikan) yaitu COM6.

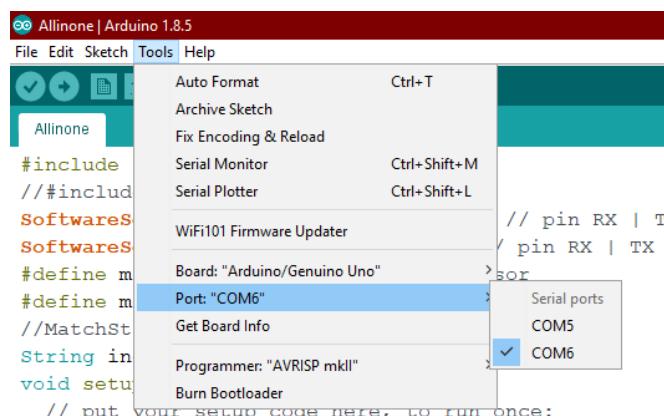


Gambar 21

Apabila dibuka dengan Arduino IDE, akan muncul seperti pada Gambar 23, dan pilih pada menu Tools > Port > COM6 (disesuaikan). Setelah itu munculkan Serial Monitor (Menu Tools > Serial Monitor atau Ctrl+Shift+M), pastikan pada menu di bawah jendela Serial Monitor dengan pilihan “No line ending” dan “57600 baud”. Maka pesan “Hello World!” akan diterima.



Gambar 22

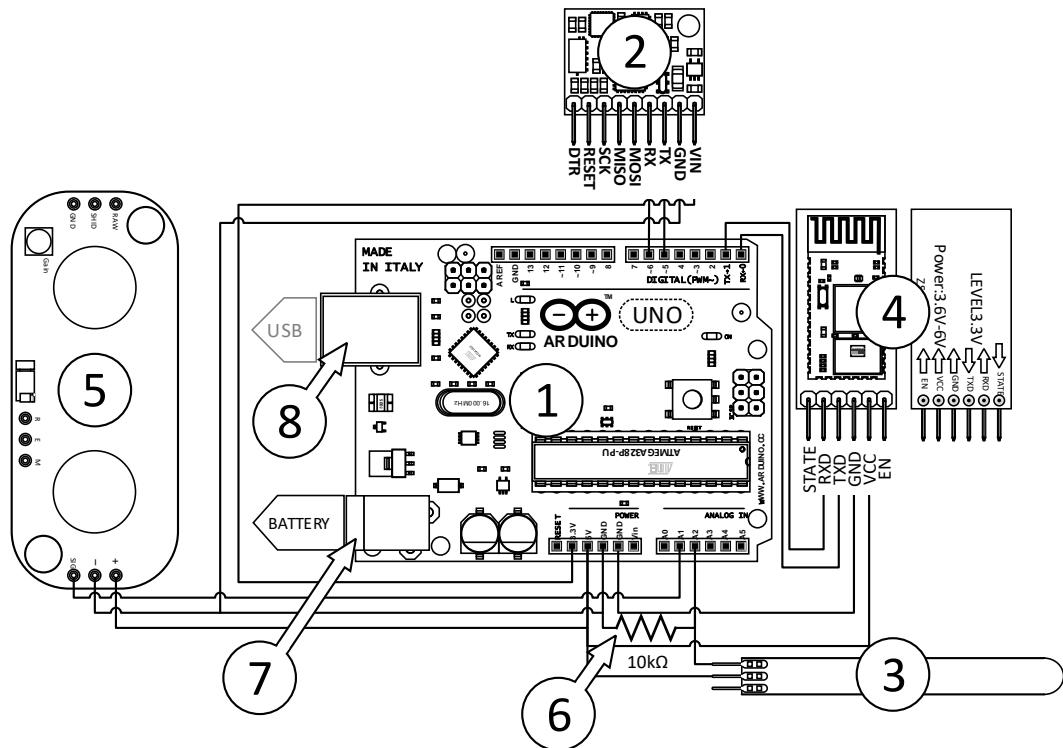


Gambar 23

2.3.2 Pemasangan Keseluruhan Alat

Berikut adalah konfigurasi keseluruhan alat yang terpasang pada Arduino Uno ikuti garis-garis yang terhubung untuk mengoneksikan pin-pin tersebut dengan Dupont wires. Penjelasan pada Gambar 24 adalah sebagai berikut.

1. *Board* dari Arduino Uno.
2. GY-951.
3. Sensor tekuk atau *bend sensor*.
4. HC-05 yang dipasang secara *cross* seperti pada Gambar 20.
5. MyoWare yaitu sensor otot atau EMG (*Electromyography*).



Gambar 24

6. Resistor $10\text{k}\Omega$ atau 1120 FlexiForce Adapter, berikut keterangan kabel yang terhubung jika menggunakan FlexiForce Adapter, lihat Gambar 25 pin Data kabel FlexiForce Adapter akan terhubung pada pin A2 Arduino Uno, untuk pin Power kabel FlexiForce Adapter akan terhubung pada pin 5V Arduino Uno dan pin Ground kabel FlexiForce Adapter akan terhubung pada pin GND Arduino Uno.

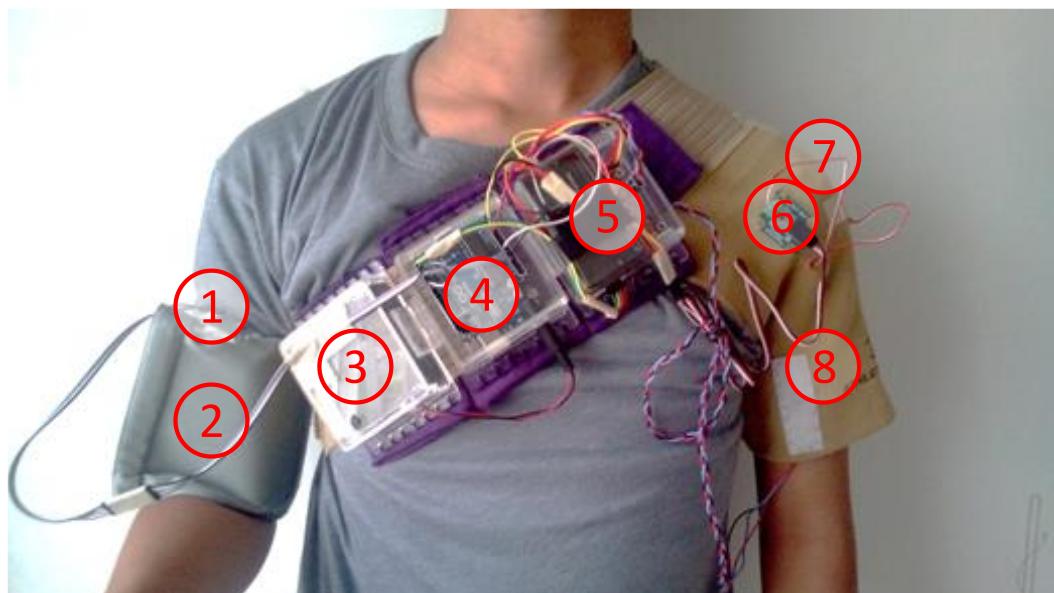


Gambar 25

7. Sumber daya dengan 4 baterai AA pada 4x AA Battery case yang terhubung dengan 2.1mm center positive barrel jack.
8. Kabel USB2.0 Type A Male *to* Type B Male, USB 2.0 Type A Male terkoneksi dengan PC dan USB 2.0 Type A Male pada Arduino Uno. Koneksi ini digunakan untuk memrogram Arduino Uno. Perhatian: Apabila

koneksi ini masih terhubung pastikan *port* sumber daya dengan baterai terputus (pada Gambar 24 nomor 7).

9. Memogram Arduino dengan *code* pada Lampiran A atau pada repositori dalam folder Arduino > Allinone dan buka berkas Allinone.ino, unggah *code* tersebut menggunakan Arduino IDE yang terpasang atau secara daring pada <https://create.arduino.cc/editor>. Perlu diperhatikan seperti pada proses unggah saat mengonfigurasi HC-05, pin Tx dan Rx HC-05 dilepas sementara terlebih dahulu. Setelah proses unggah selesai hubungkan kembali pin-pin tersebut.



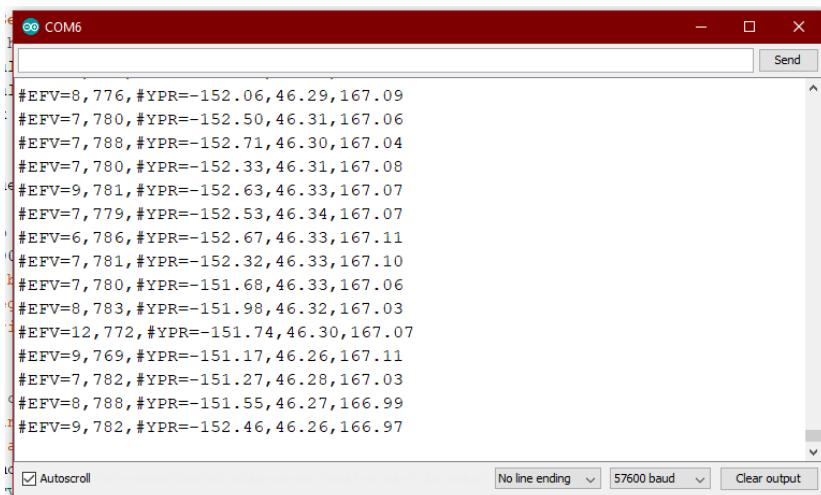
Gambar 26

Pada Gambar 26 merupakan hasil keseluruhan perakitan alat, agar mudah dipakai, menggunakan kombinasi bahan kain dan pakaian berupa manset, *shoulder support*, dan atau *velcro*-yang keseluruhan sebaiknya disatukan dengan cara dijahit, dapat diprototipekan dengan desain akrilik seperti pada gambar, yang bertujuan melindungi dan menahan posisi pada perangkat-perangkat, penomoran pada gambar tersebut menunjukkan posisi alat-alat yang terpasang pada tubuh pemakai, keterangannya adalah sebagai berikut.

1. GY-951 yang terpasang tegak lurus (dapat dipadukan dengan penopang akrilik), dan pin-pin perangkat tersebut mengarah pada sisi kanan pengguna.

2. *Manset* atau bahan lain yang dapat dipakai pada lengan atas, dan mampu menahan posisi GY-951.
3. Tempat baterai, 4x AA *Battery case*.
4. Arduino Uno.
5. EMG MyoWare dan HC-05.
6. Resistor 10kΩ atau 1120 FlexiForce Adapter.
7. *Flex* atau *bend sensor* yang terpasang pada bahu.
8. *Shoulder support*.

Setelah keseluruhan tahap di atas dilakukan, dengan cara yang sama seperti pada subab 2.3.1, melalui Arduino IDE dapat dimunculkan data yang dipancarkan alat melalui sinyal radio Bluetooth, dari jendela Serial Monitor, seperti pada Gambar 27. Dapat dilihat juga format data *default* InertiaMouse yaitu '#EFV=<data_EMG>, <data_flex>,#YPR=<data_yaw>,<data_pitch>,<data_roll>.



```
#EFV=8, 776, #YPR=-152.06,46.29,167.09
#EFV=7, 780, #YPR=-152.50,46.31,167.06
#EFV=7, 788, #YPR=-152.71,46.30,167.04
#EFV=7, 780, #YPR=-152.33,46.31,167.08
#EFV=9, 781, #YPR=-152.63,46.33,167.07
#EFV=7, 779, #YPR=-152.53,46.34,167.07
#EFV=6, 786, #YPR=-152.67,46.33,167.11
#EFV=7, 781, #YPR=-152.32,46.33,167.10
#EFV=7, 780, #YPR=-151.68,46.33,167.06
#EFV=8, 783, #YPR=-151.98,46.32,167.03
#EFV=12, 772, #YPR=-151.74,46.30,167.07
#EFV=9, 769, #YPR=-151.17,46.26,167.11
#EFV=7, 782, #YPR=-151.27,46.28,167.03
#EFV=8, 788, #YPR=-151.55,46.27,166.99
#EFV=9, 782, #YPR=-152.46,46.26,166.97
```

Gambar 27

Keterangan format tersebut antara lain <data_EMG> merupakan data dari sensor EMG MyoWare, <data_flex> merupakan data dari sensor tekuk atau *bend sensor*, dan <data_yaw>, <data_pitch>, dan <data_roll> adalah data masing-masing *yaw*, *pitch*, dan *roll* dari sensor inersia GY-951.

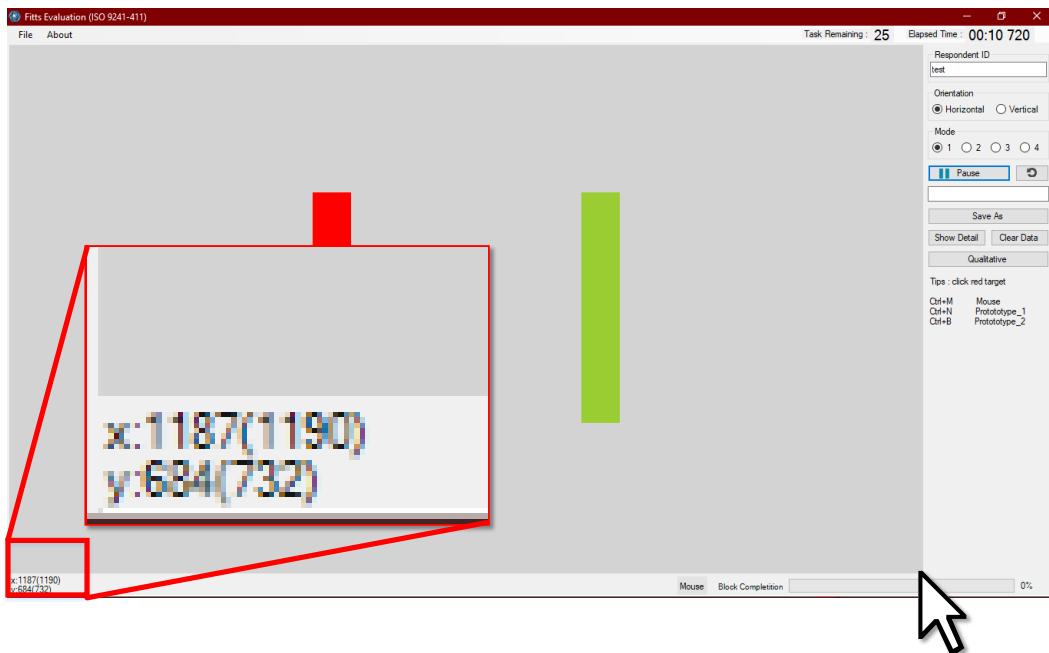
2.4 Kalibrasi Sistem Perangkat Lunak InertiaMouse

Kalibrasi sistem perangkat lunak InertiaMouse adalah penyesuaian perangkat lunak dengan sistem aparatus yang menjalankan.

2.4.1 Penyesuaian Layar pada Jendela (*Panel*) Evaluasi ISO 9241-411

Penyesuaian layar pada jendela evaluasi yaitu dilakukan pada *code form* evaluasi yaitu pada *file* FittsEval.cs yang terletak pada *folder* ‘Forms’ yaitu pada *line* 359 sampai 360, seperti yang ditunjuk pada tulisan dalam kotak berikut.

```
/// <summary>
/// Buat gambar Bitmap Canvas sesuaikan dengan layar => 1190 x 685
/// </summary>
private void CreateBitmap()
{
    image = new Bitmap(/*pictureBoxFittsTrain.ClientSize.Width*/1190,
                      /*pictureBoxFittsTrain.ClientSize.Height*/685,
                      PixelFormat.Format32bppArgb);
}
```



Gambar 28

Mengganti angka dalam kotak dengan resolusi optimal yang disesuaikan dengan alat. Resolusi optimal dapat diketahui dengan mencoba evaluasi (menjalankan program) dan dengan mengisi kolom ‘Respondent ID’ terlebih dahulu. Lalu memaksimalkan jendela dengan mengeklik ikon ‘kotak’ pada pojok kanan atas jendela yaitu tombol *maximize* atau *resize*, (sebelah tanda silang - *close*) sehingga jendela evaluasi menjadi mode layer penuh. Lalu mengeklik tombol ‘start’  . Lalu mengarahkan kursor pada pojok kanan bawah *panel*

evaluasi dan lihat koordinat optimal pada pojok kiri bawah x dan y *panel* evaluasi (lihat Gambar 28), pada gambar tersebut terlihat titik optimal x atau *width* - 1187 piksel dan y atau *height* - 684 piksel, sehingga resolusi optimal *panel* evaluasi 1187 x 684 (*width* x *height*). Simpan atau catat resolusi optimal tersebut dan pada *code* di atas ganti 1190 menjadi 1187 dan 685 menjadi 684, dapat kemungkinan angka angka tersebut ditambah agar sewaktu evaluasi dijalankan mencapai resolusi yang optimal disesuaikan dengan resolusi layar aparatus.

2.4.2 Penyesuaian Layar pada Desain Evaluasi ISO 9241-411

Penyesuaian layar pada desain evaluasi (mengikuti Fitts' *Law*) yaitu dilakukan pada *code file* ISO9241-411.cs yang terletak pada *folder* 'Misc' yaitu pada *line* 21 sampai 24, seperti yang ditunjuk pada tulisan dalam kotak berikut.

```
#region ISO9241_411 Enumeration
    /// <summary>
    /// Enumerisasi Index Difficulty berdasarkan tingkat kesulitan
    /// </summary>
    public enum Difficulty
    {
        [IndexDifficulty(10, 650)]HIGH,
        [IndexDifficulty(20, 600)]MEDIUM,
        [IndexDifficulty(60, 500)]LOW,
        [IndexDifficulty(50, 350)]VERYLOW
    }
```

Format desain evaluasi ISO 9241-411 pada blok *code* di atas adalah sebagai berikut, `[IndexDifficulty(<width>,<distance>)]<kategori_mode>`, sehingga variabel *<width>* mewakili variabel *width* (w) pada hukum Fitts' *Law*, *<distance>* mewakili variabel *distance* (d) pada hukum Fitts' *Law*, dan *<kategori_mode>* mewakili tingkat kesulitan atau *mode* yang didesain sesuai ISO 9241-411 dan layar pengguna (lihat subab sebelum ini untuk mengetahui resolusi optimal *panel* evaluasi). Sehingga variabel *<width>* dikalikan 2 ditambah dengan variabel *<distance>* tidak akan melebihi *width* dari resolusi layar (*panel*) evaluasi seperti keterangan subab 2.4.1.

2.4.3 Penyesuaian Batasan Sudut saat *Mapping* Kursor

Pada *folder* 'Map' *file* 'CursorMap.cs' *line* 90 dan 91, seperti yang ditunjuk pada tulisan dalam kotak berikut.

```
if(method == METHOD.NORMAL)
{
    double X = Map(degY, 10, /*40*/70, 0, resolution.Width); //right-handed
```

```

    //double X = MapInverse(degY, 10, /*40*/70, 0, resolution.Width); //left-
    handed
    double Y = MapInverse(degX, [10], [40]/*70*/, 0, resolution.Height);
    Move(Math.Abs(Convert.ToInt32(X)), Math.Abs(Convert.ToInt32(Y)));
}

```

Perlu diketahui melalui penelitian perancang, pada variabel *double* x akan mengatur koordinat x kursor pada layar dan *double* y akan mengatur koordinat y kursor pada layar, dan variabel *double* x akan diatur keluaran sensor inersia yaitu nilai *roll* sedangkan *double* y akan diatur keluaran sensor inersia yaitu nilai *pitch*. Pada variabel *double* x dengan berfokus pada angka dalam kotak pada *code* di atas dapat diketahui bahwa batasan minimum sudut yang digunakan adalah 10 derajat, dan batasan maksimum sudut yang digunakan adalah 70 derajat, ketentuan tersebut juga berlaku pada variabel *double* y. Melalui penelitian perancang, batasan sudut saat pemetaan yang terpakai khusus orang normal pada *roll* dan *pitch* adalah antara 10 sampai 70 dan 10 sampai 40, sedangkan khusus penyandang disabilitas daksa 10 sampai 40 dan 10 sampai 40. Angka-angka tersebut dapat disesuaikan ulang sesuai batasan nyaman sudut-sudut Euler (*roll* dan *pitch*) saat melakukan gerakan dengan alat yang sudah dirancang.

2.4.4 Penyesuaian Batasan atau *Threshold* saat Deteksi Klik

Pada folder ‘Misc’ file COMConsole.cs line 250, seperti yang ditunjuk pada tulisan dalam kotak berikut.

```

Parallel.Invoke("//Buat tugas paralel klik sekaligus menggerakan kursor
() =>
{
    if (CursorMode == Resources.CursorMode.INERTIA)
    {
        CursorMap.Move(p_filtered.Value(), r_filtered.Value(), 100, 100);
    }
},
() => ClickMap.Click(ClickMode == Resources.ClickMode.EMG ? int.Parse(EMG) :
int.Parse(Flex), ClickMode, ClickMode == Resources.ClickMode.EMG ? [700] : [50])
);

```

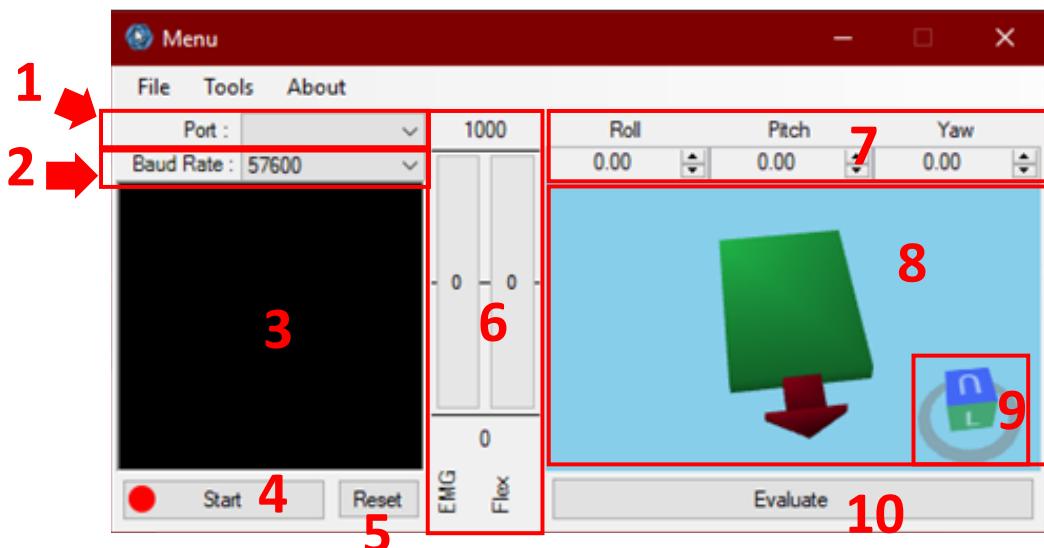
Pada *code* (dalam kotak) tersebut angka 700 merupakan *threshold* sensor EMG untuk mendeteksi klik dan 50 merupakan *threshold* sensor tekuk. Angka-angka tersebut sewaktu-waktu dapat berubah tergantung kenyamanan pengguna dalam menggunakan alat terutama pada penggunaan EMG dan *flex*.

3.0 PANDUAN MEMULAI

3.1 Perangkat Lunak InertiaMouse

Keterangan pada menu utama seperti pada Gambar 29 (yang ditandai dengan nomor) adalah sebagai berikut.

1. Combobox untuk pengaturan *port* koneksi Bluetooth, untuk mengetahui *port serial* (nomor COM) dapat dilihat saat konfigurasi HC-05 (subbab 2.3.1), yang perlu diperhatikan nomor COM dapat berubah sewaktu-waktu.
2. Combobox untuk pengaturan *baud rate* koneksi Bluetooth, secara *default* menggunakan *baud rate* 57600.



Gambar 29 Tampilan jendela utama sistem

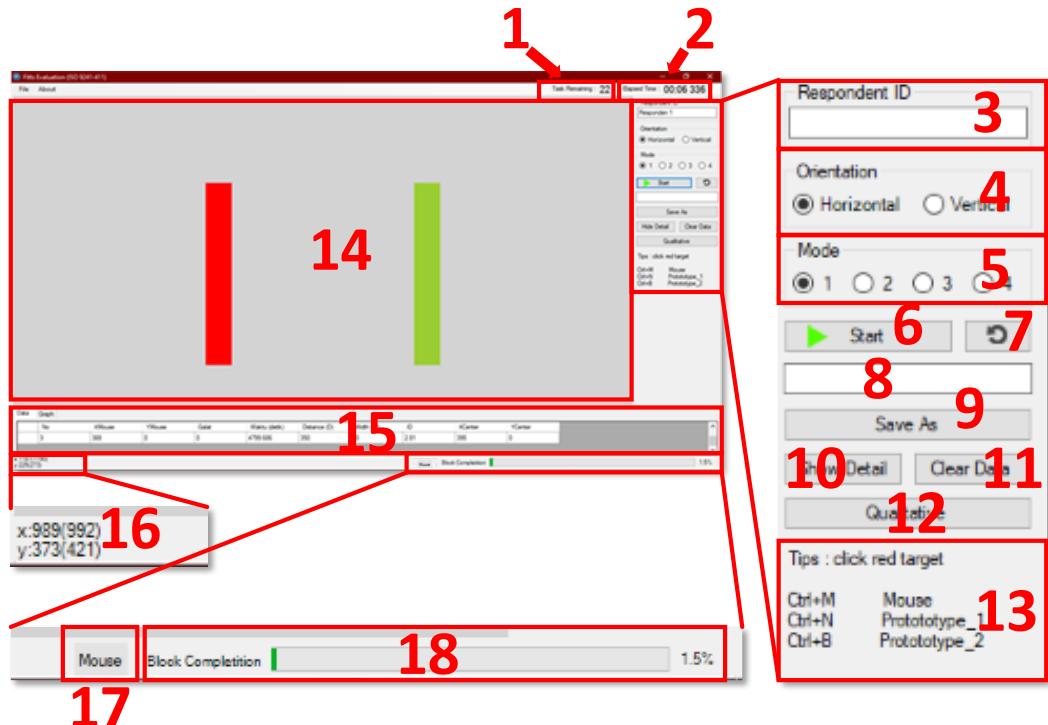
3. *Console* untuk mengetahui informasi setiap pengeksekusian atau koneksi (status dan info galat).
4. Tombol ‘Start/Stop’ untuk memulai koneksi dengan perangkat dan *baud rate* yang terpilih.
5. Tombol ‘Reset’ untuk mereset koneksi apabila terjadi galat, perlu diketahui detail operasi tombol ini adalah memulai koneksi seperti layaknya Tombol ‘Start/Stop’ apabila koneksi belum dimulai atau keadaan *disconnected*. Juga memulai ulang koneksi apabila koneksi sudah dimulai atau keadaan *connected* dan atau koneksi sudah dimulai dan terjadi galat.

6. Indikator sensor EMG dan *flex*, yang mempunyai rentang 0 sampai 1000 merupakan indikator masing-masing sensor yang beroperasi sebagai klik (sesuai *threshold* yang ditetapkan) yaitu sensor EMG dan Flex (*bend sensor*) atau sensor tekuk.
7. Indikator sensor inersia, yang terdiri dari tiga variabel keluaran sensor inersia (*roll*, *pitch*, dan *yaw*).
8. *Panel* visualisasi 3D, yang bertujuan untuk menyimulasikan posisi sensor dalam bentuk model tiga dimensi.
9. Kontrol kamera, untuk memposisikan *viewport* atau sisi tampilan dari model 3D yang mempresentasikan posisi sensor.
10. Tombol ‘Evaluate’, yang bertujuan memanggil jendela evaluasi atau pelatihan dengan ISO 9241-411 (Gambar 30).



Gambar 30 Tampilan jendela pelatihan dengan ISO 9241-411

Keterangan nama pada jendela evaluasi ISO 9241-411 seperti pada Gambar 30 adalah pada Gambar 31 (yang ditandai dengan nomor) untuk beberapa penjelasan fungsi akan dijelaskan lebih lanjut dalam proses pengumpulan data. Keterangan tersebut antara lain sebagai berikut.



Gambar 31 Detail jendela pelatihan dengan ISO 9241-411

1. Indikator ‘*Task Remaining*’, yaitu indikator penghitung mundur evaluasi *one direction tapping* sesuai kesepakatan penelitian yang terdiri dari 25 kali *tapping test*.
2. Indikator ‘*Elapsed Time*’, yaitu indikator penghitung waktu atau *stopwatch* yang berjalan selama proses evaluasi berlangsung.
3. Kolom ‘Respondent ID’
4. Grup variabel ‘*Orientation*’
5. Grup variabel ‘*Mode*’
6. Tombol ‘Start’
7. Tombol ‘Reset’
8. Kolom lokasi atau direktori penyimpanan terakhir
9. Tombol ‘Save As’
10. Tombol ‘Show/Hide Detail’
11. Tombol ‘Clear Data’
12. Tombol ‘Qualitative’
13. Tombol ‘Mouse Prototype_1’
14. Tombol ‘Block Completion’
15. Tombol ‘Graph’
16. Tombol ‘Help’
17. Tombol ‘File’
18. Status bar

13. Keterangan petunjuk singkat cara evaluasi dan *shorcut* untuk beralih perangkat penunjuk antara menggunakan tetikus, atau prototipe 1 atau prototipe 2.
14. Panel evaluasi *tapping* ISO 9241-411.
15. *Tabs* visualisasi data *buffer*.
16. Indikator koordinar kursor dengan format <res_panel_eval>(<res_screen>), <res_panel_eval> koordinat kursor pada panel evaluasi (Gambar 31 nomor14),
17. Indikator perangkat penunjuk yang sekarang dipakai.
18. *Progressbar* indikator progres penyelesaian 1 *block* percobaan.

Proses pengumpulan data hingga penyimpanan data kuantitatif dari proses evaluasi dengan ISO 9241-411 antara lain.

1. Responden diminta mengisikan terlebih dahulu kolom ‘Respondent ID’ dengan ID responden yang dapat berupa nama unik atau kode yang mencirikan responden yang akan melakukan evaluasi, dengan menambahkan ‘_<block_number>’ sehingga dimisalkan, isian menjadi ‘John_1’, yang berarti ID responden ‘John’ dengan percobaan evaluasi yang pertama atau ‘1’, karena sesuai kesepakatan penelitian yang terdiri dari 3 *block* percobaan evaluasi, sehingga nantinya ‘John’ memiliki tiga ID yaitu ‘John_1’, ‘John_2’, dan ‘John_3’.
2. Memilih variabel ‘Orientation’ dan ‘Mode’, pastikan keseluruhan kombinasi telah dilakukan dalam 1 *block* pengujian atau evaluasi alat. Kombinasi tersebut dapat dirancang sesuai kebutuhan pengguna, jika dalam penelitian perancang menggunakan konsep penelitian Random Order (urutan acak) pada urut-urutan pengevaluasian berdasar mode (yang sudah termasuk *orientattion* atau orientasi dengan urutan horisontal atau *horizontal* lalu dilanjutkan vertikal atau *vertical*).
3. Tekan tombol ‘Start’.
4. Lakukan evaluasi *one direction tapping* dengan mengeklik target balok berwarna merah.
5. Jika selesai, tekan tombol reset.

6. Data dalam *buffer* dapat dilihat dengan meneklik tombol ‘Show/Hide Detail’, maka panel bawah akan tampil dengan *tabs*, *tab* ‘Data’ adalah data dalam *buffer* yang disajikan dalam bentuk tabel , *tab* ‘Graph’ adalah data dalam *buffer* yang disajikan dalam bentuk grafik, klik lagi untuk menyematkan.
7. Simpan data dengan format CSV, dengan meneklik tombol ‘Save As’, pilih direktori, ganti nama *file* jika dibutuhkan (nama file disesuaikan ‘Respondent ID’), lalu klik ‘Save’, tunggu hingga muncul notifikasi jika data berhasil disimpan, lalu klik ‘Ok’.
8. Klik ‘Clear Data’, untuk menghapus data dalam *buffer*, setelah berhasil menyimpan data dalam bentuk format CSV, lalu muncul notifikasi untuk persetujuan hapus data, jika ya klik ‘Ok’, klik ‘Cancel’ untuk membatalkan.
9. Tahapan-tahapan di atas diulang sebanyak 3 kali sesuai kesepakatan penelitian yang terdiri dari 3 *block* percobaan evaluasi.
10. Lalu dilanjutkan dengan pengisian kuesioner dengan meneklik tombol ‘Qualitative’ (Gambar 31 nomor 12), yang akan menampilkan jendela kuesioner pada Gambar 32.

1 → Res.ID: Responden 1 2 → Age: 12 3 → 4 → Sex: Male 5 → E. H. Result: Unknown 6 → 7 → 8 → 9 → 10 → 11 →

Gambar 32 Tampilan jendela kuesioner

Sedangkan keterangan fungsi setiap kontrol pada jendela kuesioner seperti pada Gambar 32 (yang ditandai dengan nomor) untuk beberapa penjelasan fungsi akan dijelaskan lebih lanjut dalam proses pengumpulan data. Keterangan tersebut antara lain sebagai berikut.

1. Kolom ‘Res. ID’
2. Grup kolom ‘Device’ yaitu terdiri dari kolom ‘Device A’ dan kolom ‘Device B’, pada kolom ‘Device A’ terdapat indikator bertuliskan ‘(main)’, yang berarti *device* atau perangkat penunjuk yang ingin dievaluasi dengan kuesioner, untuk kolom ‘Device B’ *device* atau perangkat penunjuk yang ingin dibandingkan dengan ‘Device A’ sehingga apabila ‘Device A’ berbeda isian dengan ‘Device B’ yang dibandingkan maka kuesioner *assessment of comfort dependent* akan otomatis dimunculkan, yaitu pada *tab* ‘Assessment of Comfort’ lalu *tab* ‘Dependent’.
3. Kolom numerik ‘Age’
4. Grup kolom jenis kelamin atau kolom ‘Sex’
5. Kolom ‘Edinburgh Handedness Result’
6. Kolom direktori penyimpanan
7. Tombol ‘Save As’
8. Tombol ‘Check/Preview’
9. Tombol ‘Save/Add’ untuk menyimpan data, dengan cara menambahkannya pada direktori yang teralamatkan oleh kolom direktori penyimpanan.
10. Tombol ‘Reset’
11. *Tabs* kuesioner, di dalam *tab* ‘Assessment of Comfort’ terdapat *tabs* ‘Independent’ dan ‘Dependent’, di dalam *tab* ‘Assessment of Effort’ terdapat *tabs* ‘Borg Scale’ dan ‘Borg Scale (MVC)’, dan *tab* Edinburgh Handedness, keseluruhan *screenshot* dapat dilihat pada lampiran B (*Screenshots*).

Proses pengumpulan data hingga penyimpanan data kualitatif dari proses pengisian kuesioner beserta keterangan identitas responden dengan ISO 9241-411 pada jendela kuesioner (Gambar 32) antara lain.

1. Pada kolom ‘Res. ID’ atau ID Responden akan secara otomatis terisi setelah responden mengisi kolom ID responen pada jendela evaluasi atau pelatihan dengan ISO 9241-411, yang dijalankan sebelumnya.
2. Mengisi umur responden pada kolom numerik ‘Age’ dan memilih jenis kelamin pada kolom ‘Sex’.
3. Memilih pada kolom ‘Device A’ pada interaksi atau *device* yang ingin dinilai dengan kuesioner, dan kolom ‘Device B’ pada interaksi atau *device* yang ingin dibandingkan, jika tidak ada diisikan atau pilih sama dengan ‘Device A’.
4. Mengisi keseluruhan kuesioner, keseluruhan kuesioner adalah wajib diisi kecuali kuesioner Edinburgh Handedness, lalu apabila sudah selesai tekan tombol ‘Check/Preview’ untuk melakukan pengecekan, atau langsung mengeklik tombol ‘Save As’, secara otomatis melakukan pengecekan sebelum menyimpan, proses pengecekan akan menampilkan informasi jika ada kolom pertanyaan pada setiap kuesioner yang belum terisi.
5. Jika proses pengecekan berhasil akan menampilkan
6. Jika ingin menambahakan data yang sudah pernah ada dengan data baru klik tombol ‘Save/Add’, dengan memastikan alamat direktori data pada kolom direktori penyimpanan sudah benar.
7. Setiap pengevaluasian setiap *device* oleh responden memastikan kuesioner dalam keadaan kosong dengan mengeklik tombol ‘Reset’ lalu klik ‘Ok’, sehingga pilihan benar-benar riil, tidak terpengaruh dengan penilaian sebelumnya.
8. Cara di atas diulang untuk setiap evaluasi *device* oleh responden.

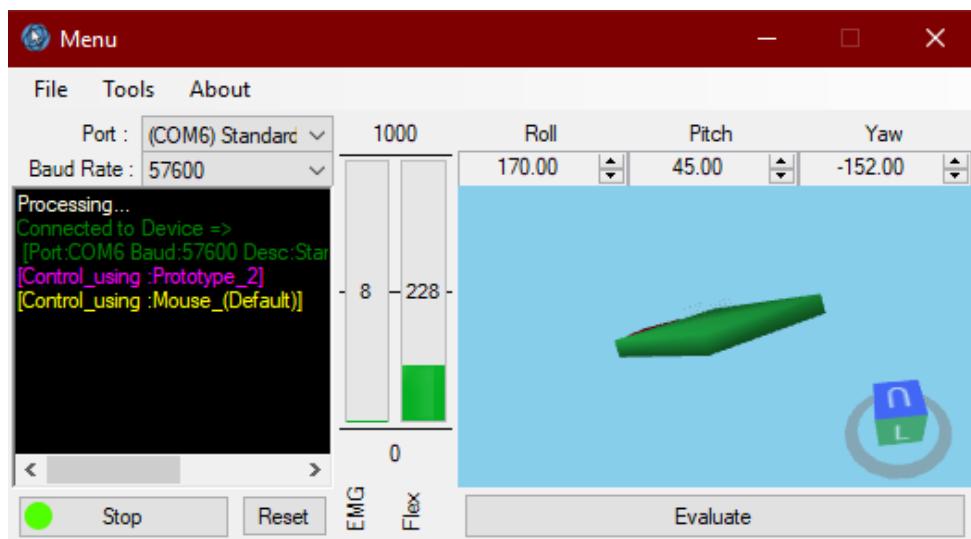
3.2 Menghubungkan Alat dengan InertiaMouse

Berikut adalah cara-cara atau tahapan-tahapan beserta keterangan saat pengguna menjalankan alat dan perangkat lunak tahap pengembangan InertiaMouse.

Sehingga secara keseluruhan tahapan yang dilakukan antara lain.

1. Memastikan koneksi Bluetooth dan alat dalam keadaan menyala.

2. Nama alat (*Bluetooth Device*) sudah dalam posisi ‘*paired*’ jika belum ikuti langkah-langkah pada subab 2.3.1 paragraf akhir-untuk mengetahui cara *pairing*.
3. Menjalankan perangkat lunak InertiaMouse dengan Visual Studio.
4. Memastikan kolom ‘Port’ (disesuaikan) dan ‘Baud Rate’ sesuai, lalu tekan tombol ‘Start’ (lihat Gambar 29 dan keterangan nomor 1, 2, dan 4).
5. Tunggu sejenak, waktu tunggu dapat diketahui dari lingkaran indikator tombol ‘Start’ yang berkedip (merah lalu mati dan berulang). Juga pada jendela *console* (Gambar 29 nomor 3) terdapat teks ‘Processing...’, yang berarti sedang memproses.

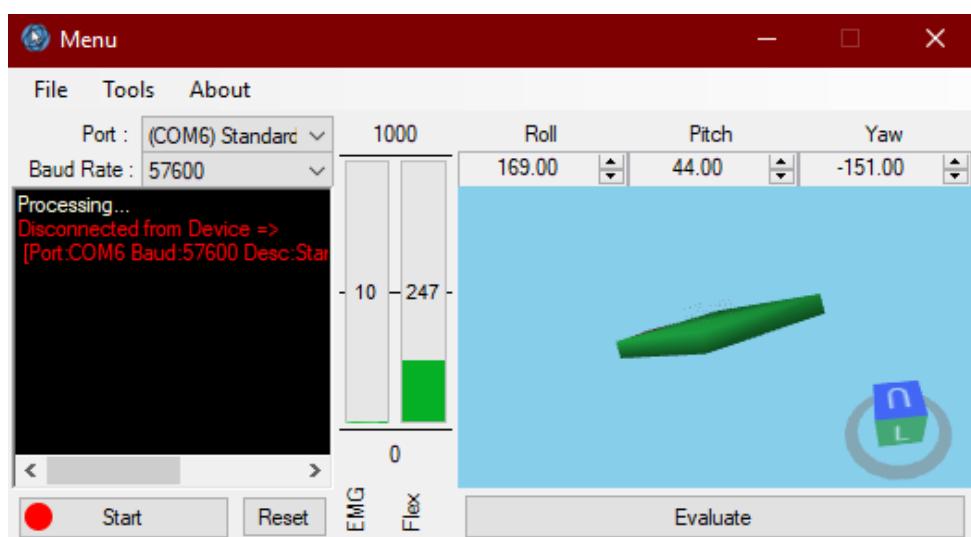


Gambar 33

6. Jika berhasil lingkaran indikator tombol ‘Start’ akan berwarna hijau, dan pada jendela *console* terdapat teks hijau ‘Connected to Device’ (seperti pada Gambar 33). Jika gagal lingkaran indikator tombol ‘Start’ akan berwarna merah, dan pada jendela *console* terdapat teks keterangan galat (berwarna putih) yang disertai teks merah ‘Disconnected to Device’, yang menandakan eksekusi dibatalkan dan koneksi diputus (lihat Gambar 34).
7. Apabila koneksi berhasil maka lingkaran indikator tombol ‘Start’ akan berwarna hijau, dan pada jendela *console* terdapat teks hijau ‘Connected to

Device'. Sehingga seluruh indikator dan visualisasi 3D, akan berubah-berubah sesuai kondisi keluaran sensor-sensor terkini.

8. Tekan Ctrl+M, untuk beralih pada mode perangkat penunjuk *default* yaitu tetikus dan pada jendela *console* terdapat teks keterangan berwarna kuning '[Control_using : Mouse_(Default)]' seperti pada Gambar 33. Beserta pada jendela evaluasi (Gambar 31 nomor 17) yaitu indikator perangkat penunjuk yang dipakai, akan berganti atau tetap berstatus 'Mouse'.
9. Tekan Ctrl+N, untuk beralih pada mode perangkat penunjuk prototipe 1 yaitu kombinasi sensor inersia dan sensor EMG MyoWare, sesuai kesepakatan penelitian dan pada jendela *console* terdapat teks keterangan berwarna magenta '[Control_using : Prototipe_2]' seperti pada Gambar 33. Beserta pada jendela evaluasi (Gambar 31 nomor 17) yaitu indikator perangkat penunjuk yang dipakai, akan berganti atau tetap berstatus 'Prototype_1'.
10. Tekan Ctrl+B, untuk beralih pada mode perangkat penunjuk prototipe 2 yaitu kombinasi sensor inersia dan sensor tekuk atau *bend sensor* atau *flex*, sesuai kesepakatan penelitian dan pada jendela *console* terdapat teks keterangan berwarna sian '[Control_using : Prototipe_2]'. Beserta pada jendela evaluasi (Gambar 31 nomor 17) yaitu indikator perangkat penunjuk yang dipakai, akan berganti atau tetap berstatus 'Prototype_2'.



Gambar 34

LAMPIRAN

A. *Source Code pada Arduino (C++)*

```
#include <SoftwareSerial.h>
SoftwareSerial module_bluetooth(0, 1); // pin RX | TX bluetooth
SoftwareSerial module_inertia(5, 6); // pin RX | TX inertia sensor GY-
951
#define module_flex A1 // pin bend sensor
#define module_EMG A2 // pin muscle sensor
String inertia_value = "";
void setup() {
    // put your setup code here, to run once:
    Serial.begin(57600); //baud rate: 57600 bits per second
    module_bluetooth.begin(57600); //Baudrate module Bluetooth
    module_inertia.begin(57600); //Baudrate module GY-951
    module_inertia.write("#ot"); //Command GY-951 to send String of data
}
void loop() {
    // manage the data and send using serial Bluetooth
    int EMG_value = analogRead(module_EMG);
    int flex_value = analogRead(module_flex);
    inertia_value = module_inertia.readStringUntil('\n');
    Serial.print("#EFV=");
    Serial.print(EMG_value);
    Serial.print(",");
    Serial.print(flex_value);
    Serial.print(",");
    Serial.println(inertia_value);
    if (Serial.available()){
        module_bluetooth.write(Serial.read());
    }
}
```

B. Screenshots

Jendela kuesioner setiap *tab* setelah Gambar 32:

General indices	Phase 1: First input device (A)					Phase 2: Second input device (B)		
	Most negative		Most positive			Worse	Same	Better
	1	2	3	4	5	-1	0	+1
1. Actuation force	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
2. Operation smoothness	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
3. Operation effort	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
4. Accuracy	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
5. Operation speed	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
6. General comfort	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
7. Overall operation	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

Fatigue indices	First input device (A)					Second input device (B)		
	Extreme		None			Worse	Same	Better
	1	2	3	4	5	-1	0	+1
Extreme	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
None	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

Tampilan jendela kuesioner *assessment of comfort dependent*

Points	Effort representation
<input type="radio"/> 10	Very, very strong (almost max.)
<input type="radio"/> 9	
<input type="radio"/> 8	
<input type="radio"/> 7	Very strong
<input type="radio"/> 6	
<input type="radio"/> 5	Strong (heavy)
<input type="radio"/> 4	Somewhat strong
<input type="radio"/> 3	Moderate
<input type="radio"/> 2	Weak (light)
<input type="radio"/> 1	Very weak
<input type="radio"/> 0.5	Very, very weak (just noticeable)
<input type="radio"/> 0	Nothing at all

Tampilan jendela kuesioner assessment of effort – Borg

Questionnaire (ISO 9241-411)

Res.ID:	Responden 1	Age:	12	Sex:	<input checked="" type="radio"/> Male	<input type="radio"/> Female	C:\Users\SENA\	Save As
Device A (main):	Mouse	Device B:	Mouse	E. H Result:	≈ unknown		Check / Preview	Save/Add
Assessment of Comfort			Assessment of Effort			Edinburgh Handedness		
Borg Scale			Borg Scale (MVC)			Reset		
Effort			Effort					
Arm	Shoulder	Neck						
<input type="radio"/> 10	<input type="radio"/> 10	<input type="radio"/> 10	Very, very strong (almost max.)					
<input type="radio"/> 9	<input type="radio"/> 9	<input type="radio"/> 9						
<input type="radio"/> 8	<input type="radio"/> 8	<input type="radio"/> 8						
<input type="radio"/> 7	<input type="radio"/> 7	<input type="radio"/> 7	Very strong					
<input type="radio"/> 6	<input type="radio"/> 6	<input type="radio"/> 6						
<input type="radio"/> 5	<input type="radio"/> 5	<input type="radio"/> 5	Strong (heavy)					
<input type="radio"/> 4	<input type="radio"/> 4	<input type="radio"/> 4	Somewhat strong					
<input type="radio"/> 3	<input type="radio"/> 3	<input type="radio"/> 3	Moderate					
<input type="radio"/> 2	<input type="radio"/> 2	<input type="radio"/> 2	Weak (light)					
<input type="radio"/> 1	<input type="radio"/> 1	<input type="radio"/> 1	Very weak					
<input type="radio"/> 0.5	<input type="radio"/> 0.5	<input type="radio"/> 0.5	Very, very weak (just noticeable)					
<input type="radio"/> 0	<input type="radio"/> 0	<input type="radio"/> 0	Nothing at all					

Tampilan jendela kuesioner *assessment of effort – Borg lengan, bahu, & leher*

Questionnaire (ISO 9241-411)

Res.ID:	Responden 1	Age:	12	Sex:	<input checked="" type="radio"/> Male	<input type="radio"/> Female	C:\Users\SENA\	Save As
Device A (main):	Mouse	Device B:	Mouse	E. H Result:	≈ unknown		Check / Preview	Save/Add
Assessment of Comfort			Assessment of Effort			Edinburgh Handedness		
No.			Acts			Left	Right	
1.	Writing		<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
2.	Drawing		<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
3.	Throwing		<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
4.	Scissors		<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
5.	Toothbrush		<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
6.	Knife (without fork)		<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
7.	Spoon		<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
8.	Broom (upper hand)		<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
9.	Striking a match		<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
10.	Open box (lid)		<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	

Instructions

Mark boxes as follows:

<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	preference
<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	strong preference
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	no preference

Tampilan jendela kuesioner *Edinburgh handedness*

Jendela ‘tentang’ (*about*):

