TUGAS AKHIR - TM184635

RANCANG BANGUN *CERVICAL TRACTION* UNTUK TERAPI PASIEN *CERVICAL ROOT SYNDROME*

ARIYAN KARLINO
02111340000159

Dosen Pembimbing
Prof. Dr. Ing. I Made Londen Batan, M. Eng

DEPARTEMEN TEKNIK MESIN
Fakultas Teknologi Industri dan Rekayasa Sistem
Institut teknologi sepuluh nopember
Surabaya 2020

TUGAS AKHIR - TM184635

RANCANG BANGUN *CERVICAL TRACTION* UNTUK TERAPI PASIEN *CERVICAL ROOT SYNDROME*

ARIYAN KARLINO
02111340000159

Dosen Pembimbing
Prof. Dr. Ing. I Made Londen Batan, M. Eng

DEPARTEMEN TEKNIK MESIN
Fakultas Teknologi Industri dan Rekayasa Sistem
Institut teknologi sepuluh nopember
Surabaya 2020

FINAL PROJECT - TM184635

CERVICAL TRACTION DESIGN FOR CERVICAL ROOT SYNDROME PATIENT THERAPY

ARIYAN KARLINO
02111340000159

Academic Advisor
Prof. Dr. Ing. I Made Londen Batan, M. Eng

DEPARTMENT OF MECHANICAL ENGINEERING
Faculty Of Industrial Technology and Systems Engineering
Sepuluh Nopember Institute of Technology
Surabaya 2020

HALAMAN PENGESAHAN

RANCANG BANGUN *CERVICAL TRACTION* UNTUK TERAPI PASIEN *CERVICAL ROOT SYNDROME*

TUGAS AKHIR

Diajukan Untuk Memenuhi Salah Satu Syarat
Memperoleh Gelar Sarjana Teknik
Program Studi S1 Departemen Teknik Mesin
Fakultas Teknologi Industri dan Rekayasa Sistem
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh :

Ariyan Karlino
NRP. 02111340000159

Disetujui oleh :

1. Prof. Dr. Ing. Ir. I Made Londen Batan, M.Eng.
   NIP. 195811061986011001..... (Pembimbing)
2. Arif Wahjudi, S.T., M.T., Ph.D.
   NIP. 197303222001121001..... (Penguji I)
3. Dinny Harnany, S.T., M.Sc.
   NIP. 2100201405001..... (Penguji II)
4. M Khoirul Effendi, S.T., M.Sc.Eng., Ph.D.
   NIP. 198204142010121001..... (Penguji III)

SURABAYA
AGUSTUS, 2020

KEMENTERIAN PENDIDIKAN DAN KEBUDAYAAN
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI DAN REKAYASA SISTEM
DEPARTEMEN TEKNIK MESIN

RANCANG BANGUN *CERVICAL TRACTION* UNTUK TERAPI PASIEN *CERVICAL ROOT SYNDROME*

Nama : Ariyan Karlino
NRP : 02111340000159
Departemen : Teknik Mesin
Dosen Pembibing : Prof. Dr. Ing. I Made Londen Batan, M. Eng

ABSTRAK

Kondisi sekarang ini telah membuat pola aktivitas manusia berubah. Salah satu bentuk perubahan yang paling berpengaruh adalah penggunaan gadget. Bahkan begitu banyak aktivitas yang mengharuskan manusia berada di depan komputer atau smartphone untuk waktu yang cukup lama dan statis. Efek dari kondisi tersebut adalah banyak orang mulai mengeluhkan rasa tidak enak di leher, dengan gejala nya adalah nyeri leher yang menyebar ke bahu, lengan atas, atau lengan bawah, parasthesia, dan kelemahan atau spasme otot. Kumpulan dari gejala ini selanjutnya disebut cervical root syndrome. Dari kondisi di lapangan tepatnya di RSU Haji Surabaya didapatkan data bahwa setiap minggu ada 4 sampai 8 pasien yang menjalani terapi cervical traction secara terjadwal.

Dalam pengembangan cervical traction dilakukan studi pustaka dan lapangan untuk mengetahui prinsip kerja traksi, khususnya traksi otot servikal, lalu dilakukan kajian produk eksiting terhadap mesin traksi RSU Haji Surabaya dan Comfortac Cervical Traction produksi Amerika. Selanjutnya dibuat perumusan masalah dari hasil kajian tersebut. Setelah itu dirancang desain prototype Cervical Traction multifungsi yang sesuai dengan List of Requirement yang sudah dibuat. Tahap selanjutnya adalah analisa RULA yang dilanjutkan dengan proses manufaktur dan perakitan prototype. Dan terakhir dilakukan uji fungsi prototype.

Dari hasil rancangan diperoleh desain cervical traction yang dapat digunakan pada posisi tidur terlentang dengan nilai RULA 1 dan pada posisi duduk dengan nilai RULA 1. Dan diperoleh sebuah prototype cervical traction yang nyaman dan aman digunakan laki – laki dan perempuan pada posisi tidur terlentang maupun duduk. Setelah dilakukan uji fungsi diketahui bahwa semua bagian utama prototype dapat berfungsi dengan cukup baik seperti rangka pengatur kemiringan, penggerak sandara kepala, dan sistem penjepit leher.

Kata kunci : Cervical Traction, cervical root syndrome, rangka pengatur kemiringan, penggerak sandaran kepala, sistem penjepit leher

CERVICAL TRACTION DESIGN FOR CERVICAL ROOT SYNDROME PATIENT THERAPY

Name	**:**	**Ariyan Karlino**
NRP	**:**	**02111340000159**
Department	**:**	**Teknik Mesin**
Academic Advisor	**:**	**Prof. Dr. Ing. I Made Londen Batan, M. Eng**

ABSTRACT

Current conditions have changed the pattern of human activity. One of the most influential forms of change is the use of gadgets. Even so many activities that require humans to be in front of a computer or smartphone for quite a long time and static. The effect of this condition is that many people begin to complain of discomfort in the neck, with symptoms of neck pain that spreads to the shoulders, upper arms or forearms, paresthesia, and muscle weakness or spasm. This collection of symptoms is called cervical root syndrome. From the conditions in the field precisely at the Surabaya Haji Hospital it was found that every week there were 4 to 8 patients undergoing scheduled cervical traction therapy.

In developing cervical traction, literature and field studies were conducted to find out the working principle of traction, especially cervical muscle traction, then study of exciting products on the traction machine of RSU Haji Surabaya and American Comfortrac Cervical Traction. Then the problem formulation is made from the results of the study. After that, a Multifunctional Cervical Traction prototype designed by following the List of Requirements that have been made. The next step is RULA analysis followed by the manufacturing and prototype assembly process. And finally, the prototype function test is performed.

The design results obtained cervical traction design that can be used in the supine sleeping position with a value of RULA 1 and in a sitting position with a value of RULA 1. And obtained a prototype cervical traction that is comfortable and safe for use by men and women in sleep or sitting position. After the functional test, it is known that all the main parts of the prototype can function quite well such as the slope regulating frame, headrest drive, and neck brace system.

Keywords : Cervical Traction, cervical root syndrome, slope regulating frame, head rest drive, neck brace system

KATA PENGANTAR

Alhamdulillah, puji syukur saya haturkan kehadirat Allah SWT karena dengan karunia-Nya, akhirnya penulis dapat menyelesaikan Tugas Akhir yang berjudu "RANCANG BANGUN *CERVICAL TRACTION* UNTUK TERAPI PASIEN *CERVICAL ROOT SYNDROME*". Tugas Akhir ini disusun untuk memenuhi salah satu persyaratan kelulusan pendidikan sarjana S-1 di Departemen Teknik Mesin, Fakultas Teknologi Industri dan Rekayasa Sistem, Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya.

Pada kesempatan ini saya selaku penulis ingin mengucapkan banya terima kasih kepada :

1. Allah SWT yang telah memberi semua anugerah, berkah dan hidayan kepada penulis.
2. Bapak Drs. Hariyanto dan Ibu Mudji Mariati selaku bapak dan ibu penulis, mampu mengantarkan penulis menuntut ilmu hingga perguruan tinggi dengan segala keterbatasan yang dimiliki.
3. Ariyan Karlina selaku adik dan Ibu Mudji Yuniati, Ibu Mudji Astuti, Niko Canggih Anggara selaku saudara terdekat penulis yang senantiasa mendukung serta mendoakan penulis dalam menyelesaikan pendidikan S-1 ini.
4. Prof. Dr.Ing. Ir. I Made Londen Batan, M.Eng selaku dosen pembibing yang telah membimbing dan mengarahkan penulis dalam menyelesaikan Tugas Akhir ini.
5. Arif Wahjudi, ST., MT., PhD.; M. Khoirul Effendi, ST, Msc.Eng.; Dinny Harnany, ST., Msc., sebagai dosen penguji tugas akhir yang telah memberikan saran dan masukan kepada penulis.
6. Achmad Syaifudin, ST., Meng., Phd. Dan Ika Dewi Wijayanti, ST., M.Sc., selaku dosen wali yang telah membimbing dan memotivasi penulis dalam menyelesaikan studi di Departemen Teknik Mesin.

7. CV. Smartech yang telah membantu penulis dalam proses pembuatan *prototype Cervical Traction.*
8. Seluruh teman – teman M56, khususnya saudara Bintang, Aam, Hanggara, Jarwo, Firman, Afif, Aip, Dipta, Maul, Welly, Mz, Ade, Ipin, beserta teman – teman warkop ijo dan juga Cak Bowo atas segala bentuk dukungan yang telah diberikan kepada penulis selama menempuh studi S-1 ini.
9. Anindya Cahya Agustri yang senantiasa membantu, memotivasi, dan memberikan dukungan kepada penulis dalam menyelesaikan Tugas Akhir ini.
10. Seluruh keluarga P3 : Awan, Jamal, Hanief, Arfi, Syamsul, Lukman, Rosa, Mas Rado, Brili, Hasan dan juga kawan P3 lainyan yang tidak dapat penulis sebutkan satu – persatu.
11. Keluarga Besar ITS EXPO, khususnya panitia inti ITS EXPO 2016 atas pengalaman dan juga dukungan yang diberikan.
12. Serta semua pihak yang tidak dapat penulis sebutkan satu persatu.

Sekalipun Tugas Akhir ini selesai melalui proses yang panjang dengan segala bentuk keterbatasan kemampuan dan pengetahuan penulis, tidak menutup kemungkinan tugas akhir ini jauh dari sempurna. Oleh karena itu penulis bersedia menerima segala bentuk kritik dan saran untuk penyempurnaan lebih lanjut. Penulis juga berharap semoga hasil penulisan Tugas Akhir ini dapat bermanfaat bagi semua pihak.

Madiun, 21 Juli 2020

Penulis

DAFTAR ISI

COVER.....i

ABSTRAK.....iv

KATA PENGANTAR.....viii

DAFTAR ISI.....x

DAFTAR GAMBAR.....xii

DAFTAR TABEL.....xiv

BAB I PENDAHULUAN.....1

1.1 Latar Belakang.....1
1.2 Perumusan Masalah.....3
1.3 Tujuan.....3
1.4 Batasan Masalah.....3
1.5 Manfaat.....4

BAB II TINJAUAN PUSTAKA.....5

2.1 Fisioterapi.....5
2.2 Sistem Pneumatik.....10
2.3 Teori Kegagalan.....11
2.4 Analisa RULA.....13

BAB III METODOLOGTI PENELITIAN.....19

3.1 Diagram Alir Penelitian.....19
3.2 Langkah – Langkah Penelitian.....20

BAB IV PENGEMBANGAN CERVICAL TRACTION.....25

4.1 Daftar Kebutuhan (List Of Requirement).....25
4.2 Kajian Produk Eksisting.....27
4.3 Rancangan Cervical *Traction Device*.....28

BAB V PEMBUATAN, PERAKITAN, DAN PENGUJIAN CERVICAL TRACTION 53

5.1 Rencana Manufaktur *Cervical Traction* 53
5.2 Pembuatan Sistem Rangka Utama *Cervical Traction*. 55
5.3 Pembuatan Sistem Penggerak Kepala 59
5.4 Pembuatan Rangka *Support* 65
5.5 Perakitan *Cervical Traction* 67
5.6 Evaluasi Pemenuhan Kriteria *Prototype Cervical Traction* 74
5.7 Evaluasi Menyeluruh 83

BAB VI KESIMPULAN DAN SARAN 85

6.1 Kesimpulan 85
6.2 Saran 87

DAFTAR PUSTAKA 89

LAMPIRAN 91

BIODATA PENULIS 105

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Terapi *Massage* 6
Gambar 2.2 Mesin Traksi di RS Haji Surabaya 7
Gambar 2.3 *Comfortac Cervical Traction* 8
Gambar 2.4 *Air Cervical Traction* 9
Gambar 2.5 Ilustrasi pemakaian Cervical Traction Berbasis Hidro [1] 10
Gambar 2.6 Pneumatik Jenis *Single Acting Cylinder* [5] 10
Gambar 2.7 Penentuan nilai RULA untuk grup A [8] 14
Gambar 2.8 Skoring untuk RULA 18
Gambar 3.1 Diagram alir penelitian 20
Gambar 4.1 *Comfortac Cervical Traction* 27
Gambar 4.2 *Cervical Traction* 28
Gambar 4.3 Geometri dan Ukuran *Cervical Traction* 31
Gambar 4.4 Analisa RULA pada posisi tidur 33
Gambar 4.5 Analisa RULA pada posisi duduk 34
Gambar 4.6 Rangka Utama *Cervical Traction* 36
Gambar 4.7 Pengatur Kemiringan 37
Gambar 4.8 Sketsa Susunan Rangka Utama 10° 37
Gambar 4.9 Sketsa Susunan Rangka Utama 20° 38
Gambar 4.10 *Free Body* Diagram Rangka Utama 39
Gambar 4.11 Analisa Kekuatan Material Rangka Cervical Traction Kemiringan 10° 40
Gambar 4.12 Analisa Kekuatan Material Rangka Cervical Traction Kemiringan 20° 41
Gambar 4.13 *Cushion Bracket Cervical Traction* 43
Gambar 4.14 Penjepit Leher *Cervical Traction* 44
Gambar 4.15 *Pneumatic System* 45
Gambar 4.16 *Free Body Diagram* Sistem Penggerak Kepala ... 46
Gambar 4.17 Spesifikasi *Actuator SACHIO MA6432 Series Stainless Steel Mini Cylinder* 47

Gambar 4.18 *Heavy Duty Air Compressor* 48
Gambar 4.19 Rangka Support Punggung..... 49
Gambar 4.20 *Free Body* Diagram pada rangka *support* 49
Gambar 4.21 Analisa kekuatan material Rangka *Support* 51
Gambar 5.1 *Vertical Milling Machine* 54
Gambar 5.2 Daerah Pengerjaan *Main Frame* 56
Gambar 5.3 Hasil Pembuatan Rangka Utama..... 57
Gambar 5.4 Daerah Pengerjaan Rangka Pengatur Kemiringan58
Gambar 5.5 Daerah Pengerjaan *Cushion Bracket*..... 60
Gambar 5.6 Hasil Pembuatan *Cushion Bracket*..... 61
Gambar 5.7 Daerah Pengerjaan Penjepit Leher 62
Gambar 5.8 Daerah Pengerjaan *Clamp Lock* 64
Gambar 5.9 Hasil Pembuatan Bagian – bagian Penyusun Sistem Penjepit Leher 65
Gambar 5.10 Daerah Pengerjaan Rangka Support..... 66
Gambar 5.11 Hasil Pembuatan Rangka *Support*..... 67
Gambar 5.12 Rancangan *Cervical Traction* 68
Gambar 5.13 Diagram Perakitan *Main Frame* 70
Gambar 5.14 Diagram Perakitan Pengatur Kemiringan 70
Gambar 5.15 Diagram Perakitan *Cushion Bracket*..... 71
Gambar 5.16 Diagram Perakitan Sistem Penjepit Leher 71
Gambar 5.17 Diagram Perakitan *Clamp Lock* 71
Gambar 5.18 Diagram Perakitan Rangka *Support*..... 72
Gambar 5.19 Diagram Alir Perakitan *Cervical Traction*..... 72
Gambar 5.20 *Prototype Cervical Traction* 73
Gambar 5.21 Perubahan Posisi Rangka Pengatur Kemiringan.. 76
Gambar 5.22 Perubahan Posisi Sandaran Kepala (a)Resting Position, (b)Max Stroke 5cm 78
Gambar 5.23 Perubahan Posisi Penjepit Leher..... 79
Gambar 5.24 Pemakaian Tidur dengan Kemiringan 10° 81
Gambar 5.25 Pemakaian Tidur dengan Kemiringan 20° 82
Gambar 5.26 Pemakaian Duduk di Kursi 83

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Tegangan tarik dan tekan pada berbagai material... 12
Tabel 2.2 Tahapan aplikasi metode RULA [8] 13
Tabel 2.3 Tabel RULA bagian A [8] 15
Tabel 2.4 Tabel RULA bagian B [8] 16
Tabel 2.5 Tabel RULA bagian C [8] 17
Tabel 2.6 Nilai tingkat resiko cedera 17
Tabel 4.1 List Of Requirement Cervical Traction.....25
Tabel 4.2 Keterangan bagian – bagian pada cervical traction device 27
Tabel 4.3 Bagian – bagian *cervical traction* beserta keterangan..... 28
Tabel 4.4 Bagian – bagian Rangka Utama *Cervical Traction* 36
Tabel 4.5 Bagian – bagian Pengatur Kemiringan 37
Tabel 4.6 Bagian – bagian Cushion Bracket..... 43
Tabel 4.7 Bagian – bagian Penjepit Leher 44
Tabel 4.8 Bagian – bagian *Pneumatic System* 45

BAB I
PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Kondisi sekarang ini dengan segala bentuk kemajuan teknologinya telah membuat pola aktivitas manusia berubah, mulai dari anak – anak hingga orang dewasa. Salah satu bentuk teknologi yang paling berpengaruh adalah penggunaan *smartphone* dan laptop atau computer. Bahkan begitu banyak aktivitas yang mengharuskan manusia berada di depan komputer atau *smartphone* untuk waktu yang cukup lama dan statis, salah satunya *online game*. Efek dari kondisi tersebut adalah banyak orang mulai mengeluhkan rasa tidak enak di leher, dengan gejala nya adalah nyeri leher yang menyebar ke bahu, lengan atas, atau lengan bawah, parasthesia, dan kelemahan atau spasme otot. Kumpulan dari gejala ini selanjutnya disebut *cervical root syndrome.* Selain *cervical root syndrome* atau selanjutnya dapat disebut CRS, masih terdapat keluhan – keluhan lain yang terjadi di area leher seperti HNP *Cervical*, *Muscle Spasm*, dan Spondilosis Servikal.

Dari penelitian Prayoga pada tahun 2014 di Indonesia setiap tahun sekitar 16,6% populasi orang dewasa mengeluhkan rasa tidak enak di leher, bahkan 0,6% bermula dari rasa tidak enak di leher menjadi nyeri leher yang berat. Insidensi nyeri leher meningkat dengan bertambahnya usia, dimana lebih sering mengenai wanita daripada laki-laki dengan perbandingan 1,67:1 [1]. Pada tahun 2010 Eubanks melakukan penelitian mengenai penyebab dari *CRS* 21,9% karena trauma dan *overuse* sedangkan 70% pasien dikarenakan adanya proses seperti spondylosis, *hernia nucleus pulposus* pada area *cervical*. Dari penelitianya Eubanks juga menyatakan 83 per 100.000 dari populasi manusia mengalami *CRS* dan biasanya terjadi sekitar umur 13 – 91 tahun. Dan laki – laki lebih sedikit mengalami *CRS* dibanding wanita [2].

Di dalam dunia fisioterapi untuk mengatasi permasalahan sejenis *CRS* yang banyak terjadi tidak hanya pada area leher, namun juga pada tulang belakang, hingga kaki, dan proses memulihkan kondisi tersebut dikenal dengan istilah traksi. Traksi merupakan salah satu teknik fisioterapi, dimana teknik ini dilakukan untuk menarik dan memberikan tahanan yang diaplikasikan pada bagian tubuh yaitu pada bagian tungkai, tulang belakang. Aplikasi ini bekerja dengan tujuan untuk menarik dan memberikan tahanan dengan arah berlawanan yang disebut dengan counter traction. Traksi telah digunakan sebagai salah satu alat terapi sejak 3000 tahun yang lalu. Traksi telah ditetapkan sebagai salah satu management dalam ortopedi sampai dengan tahun 1940 ketika masih digunakan *nail*, pin dan *plate* sebagai fiksasi internal yang sering digunakan dalam praktek. Traksi dapat mengurangi rasa sakit dengan memberikan relaksasi pada otot. Penggunaan traksi telah didokumentasikan melalui banyak literatur, traksi banyak digunakan pada waktu istirahat atau imobilisasi, dimana membuat struktur tulang menjadi lurus. Pada tahun 2011 Triyono mengembangkan traksi servikal berbasis hidro, dengan prinsip kerja berupa tarikan dan tahanan yang menggunakan beban berupa zat cair berupa air. Traksi berbasis hidro ini memiliki keefektifan cukup tinggi, dimana tercatat 80% dari 30 responden merasakan efek yang signifikan setelah menjalani terapi [3].

Dari kondisi di lapangan tepatnya di RSU Haji Surabaya didapatkan data bahwa setiap minggu ada 4 sampai 8 pasien yang menjalani terapi *cervical traction* secara terjadwal. Di RSU Haji memiliki sebuah mesin traksi untuk menangani terapi traksi mulai dari *cervical traction* hingga *lumbal traction* yang mana penggunaanya harus dilakukan secara bergantian, sehingga dibutuhkan alat terapi khusus untuk menangani pasien CRS. Selain itu kondisi mesin traksi sendiri sudah rusak dan membutuhkan perawatan dengan biaya yang tidak murah. Maka dari itu, untuk mengatasi hal tersebut pada tugas akhir ini akan dilakukan pengembangan terhadap *cervical traction* dengan menggunakan traksi berbasis fluida udara. Dari perubahan dan pengembangan

konsep traksi, diharapkan diperoleh sebuah alat berupa traksi cervical yang lebih praktis, nyaman, aman, dan multifungsi sehingga bermanfaat bagi penderita CRS dan penyakit leher lainnya.

1.2 Perumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang diatas, maka ditarik perumusan masalah sebagai berikut :

1. Bagaimana merancang *cervical traction* yang sesuai ukuran tubuh orang Indonesia ?
2. Bagaimana memverifikasi *cervical traction* yang aman dan nyaman digunakan laki – laki dan perempuan ?
3. Bagaimana merancang *cervical traction*, yang dapat digunakan baik pada posisi duduk, maupun pada saat berbaring ?

1.3 Tujuan

Adapun tujuan yang ingin dicapai dari tugas akhir ini adalah :

1. Merancang *cervical traction* yang sesuai ukuran tubuh orang Indonesia
2. Merancang *cervical traction* yang aman dan nyaman bagi laki – laki dan perempuan.
3. Merancang *cervical traction* yang dapat digunakan pada posisi duduk atau berbaring.

1.4 Batasan Masalah

Batasan masalah yang ditetapkan agar tugas akhir ini terarah dan sesuai tujuan yang telah ditentukan adalah :

1. Rancangan *cervical traction* dibuat untuk pengguna semua usia mulai dari usia sekolah yakni usia 7 tahun, dan tidak untuk pasien dengan kondisi khusus seperti obesitas dan binaragawan.
2. *Cervical traction* dirancang untuk pengguna orang Indonesia.

3. *Cervical traction* dirancang multifungsi hanya untuk 2 posisi pemakaian, tidur terlentang dan duduk di kursi.
4. Analisa untuk menentukan posisi terapi yang nyaman dan ergonomis dilakukan dengan metode RULA (*Rapid Upper Limb Assessment).*
5. Proses manufaktur dan perakitan difokuskan pada mekanisme pada sandaran kepala dan penahan leher.
6. Beberapa komponen menggunakan komponen standar di pasaran.
7. Prosedur pengujian hanya sebatas uji pemakaian alat dikarenakan penelitian ini belum sampai ke tahap uji coba secara massal.

1.5 Manfaat

Manfaat yang diharapkan dari tugas akhir ini adalah :

1. Sebagai dasar ilmu pengetahuan terutama dalam hal perancangan alat bantu kesehatan.
2. Dapat menghasilkan *cervical traction* untuk terapi pasien dengan keluhan pada area leher (servikal) serta membantu menormalkan kondisi leher.

BAB II
TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Fisioterapi

Fisioterapi menurut *World Confederation for Phsical Therapy (WCPT)* merupakan salah satu profesi kesehatan yang menyediakan perawatan (treatment) untuk mengembangkan, memelihara, dan memaksimalkan gerak dan fungsi gerak dalam kehidupan seseorang, terutama saat terjadi gangguan gerak dan fungsi gerak akibat penuaan cedera atau trauma fisik, penyakit, dan faktor lingkungan lainnya. Fisioterapi memiliki modalitas yang bertujuan mengurangi nyeri, meningkatkan ROM, mengurangi spasme salah satu modalitas yang dapat diberikan pada kasus *cervical root syndrome* yaitu *Short Wave Diathermy* (SWD), *Transcutaneus Electrical Nerve Stimulation* (TENS), dan Terapi Latihan.

2.1.1 *Massage* dan Terapi Latihan

Menurut studi terbaru, program latihan teratur yang disertai dengan terapi *massage* dapat menurunkan rasa nyeri dan meningkatkan gerak fungsional leher. Studi ini juga memperoleh hasil bahwa pasien penderita *cervical syndrome* mengalami peningkatan gerak sendi yang cukup signifikan. Pada penelitian ini pasien diberikan terapi berupa *massage* dan pola latihan dari *Mc Kenzie Exercise*. Dari 6 kali rangkaian proses terapi diperoleh hasil yakni pasien mengalami penurunan rasa nyeri dari skala 5 (nyeri cukup berat) menjadi skala 3 (nyeri ringan). Penelitian yang dilakukan oleh Candra pada salah satu pasien di RSUD Dr. Moewardi Surakarta ini juga memperoleh hasil berupa kenaikan lingkup gerak sendi dari yang hanya 5 cm menjadi 9 cm pada terapi terakhir.

Menurut Candra penelitian yang dia lakukan memperoleh beberapa kesimpulan yaitu (1) penurunan nyeri setelah diberikan *massage* dan terapi latihan (2) terjadi peningkatan LGS pada leher pasien (3) terdapat peningkatan aktifitas fungsional pada leher pasien.

Gambar 2. 1 Terapi *Massage*
[https://physioworks.com.au/massage (akses 15 Februari 2019)]

2.1.2 Traksi

Traksi adalah tahanan yang dipakai dengan berat atau alat lain untuk menangani kerusakan atau gangguan pada tulang dan otot. Tujuan dari traksi adalah untuk menangani fraktur, dislokasi atau spasme otot dalam usaha untuk memperbaiki deformitas dan mmpercepat penyembuhan. Ada dua tipe utama dari traksi : traksi skeletal dan traksi kulit, dimana didalamnya terdapat sejumlah penanganan.

Prinsip Traksi adalah menarik tahanan yang diaplikasikan pada bagian tubuh, tungkai, pelvis atau tulang belakang dan menarik tahanan yang diaplikasikan pada arah yang berlawanan yang disebut dengan countertraksi. Tahanan dalam traksi didasari pada hukum ketiga (Footner, 1992 and Dave, 1995). Traksi dapat dicapai melalui tangan sebagai traksi manual, penggunaan tali splint, dan berat sebagaimana pada traksi kulit serta melalui pin, wire, dan tongs yang dimasukkan kedalam tulang sebagai traksi skeletal (Taylor, 1987 and Osmond, 1999).

Gambar 2. 2 Mesin Traksi di RS Haji Surabaya

2.1.3 *Cervical Traction*

Cervical Traction adalah konsep sederhana dari traksi, yang mana traksi ini hanya dibuat khusus untuk otot bagian *cervical,* sehingga lebih praktis jika dibandingkan dengan alat terapi traksi secara keseluruhan. Pada tahun 2011 Akinbo dkk. melakukan sebuah penelitian untuk menginvestigasi efek dari 3 jenis pembebanan cervical traction terhadap pengurangan rasa nyeri di leher, serta peningkatan mobilitas atau gerak. Dimana diketahui bahwa penggunaan traksi 7,5% dari total berat badan memiliki reaksi paling kecil dan reaksi tertinggi untuk traksi sebesar 15% dari total berat badan, serta tercatat traksi 10% dari total berat badan menjadi yang paling signifikan dalam mengurangi nyeri leher serta meningkatkan fleksibilitas / mobilitas. Studi ini menetapkan 10% TBW CT sebagai berat badan ideal dengan efek samping minimal dan dengan kemanjuran terapeutik tertinggi. Oleh karena itu dokter dapat mengadopsi berat ini dalam mengelola gangguan leher yang membutuhkan traksi [9].

Dari penelitian Congcong dkk pada tahun 2011 diperoleh data bahwa metode traksi leher distandarisasi dengan menggunakan kekuatan traksi 10-15% dari total berat badan. Untuk metode terapi, pasien diberikan pembebanan tarikan sebesar 0,5 kg setiap tarikan dan terus berlanjut hingga mencapai beban traksi maksimum yaitu 10% total berat badan, dimana ketika

mencapai beban maksimum tuas penarik akan terkunci agar pasien dapat merasakan efek traksi dan beban tidak bertambah atau berkurang. Selain itu pasien diwajibkan melihat meteran gaya, sehingga besarnya gaya traksi dapat dikontrol [10].

Gambar 2. 3 *Comfortac Cervical Traction*
[http://comfortrac.net/cervical-traction (akses 30 Agustus 2018)]

2.1.4 *Air Cervical Traction*

Air Cervical Traction adalah salah satu konsep *cervical traction* yang cukup sederhana, bahkan dapat dikatakan sebagai *cervical traction* dengan konsep paling minimalis. Prinsip kerja *air cervical traction* adalah dengan memanfaatkan tekanan udara yang dipompakan kedalam sebuah balon udara dimana terdapat dua hingga empat layer balon. Sistem traksi ini bekerja dengan memompakan udara kedalam balon yang kemudian balon yang berisi udara akan mengembang dan menekan leher pengguna, sehingga terjadi penekanan di area otot servikal. Bentuk dari *air cervical traction* kurang lebih seperti pada Gambar 2.4.

Gambar 2. 4 *Air Cervical Traction*
[http://www.chisoftnecktraction.com/product.php (akses 2 Mei 2018)]

2.1.5 Penelitian Terdahulu

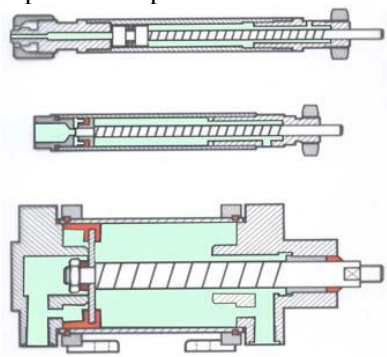
Pada tahun 2011, Triyono merancang sistem traksi cervical berbasis hidro dengan konsep pemberian beban. Konsep pembebanan yang dimaksud ini adalah dengan memberikan beban berupa air yang dibebankan pada leher pasien melalui sebuah strap pengikat yang dirancang sedemikian rupa sehingga nyaman digunakan. Pada sistem pembebanan ini pasien berada dalam posisi tidur terlentang dengan beban tergantung di belakan kepala sehingga menarik leher ke arah pembebanan. Dalam hal ini untuk mengurangi dan menambahkan beban dilakukan penambahan dan pengurangan volume air pada kantung beban. Menurut Triyono dari 30 responden yang diberikan terapi, 83% responden merasa nyaman saat menggunakan servikal traksi berbasis hidro, dan 80% responden merasakan alat ini bekerja cukup efektif untuk mengurangi rasa nyeri akibat *cervical spasm* [1].

Gambar 2. 5 Ilustrasi pemakaian Cervical Traction Berbasis Hidro [1]

2.2 Sistem Pneumatik

2.2.1 *Single Acting Cylinder*

Silinder ini mendapat suplai udara hanya dari satu sisi saja. Untuk mengembalikan keposisi semula biasanya digunakan pegas. Silinder kerja tunggal hanya dapat memberikan tenaga pada satu sisi saja. Gambar berikut ini adalah gambar silinder kerja tunggal. Silinder Pneumatik sederhana terdiri dari beberapa bagian, yaitu torak, seal, batang torak, pegas pembalik, dan silinder. Silinder sederhana akan bekerja bila mendapat udara bertekanan pada sisi kiri, selanjutnya akan kembali oleh gaya pegas yang ada di dalam silinder pneumatik. Secara detail silinder pneumatik sederhana pembalik pegas dapat dilihat pada Gambar 2.4.



Gambar 2. 6 Pneumatik Jenis *Single Acting Cylinder* [5]

2.2.2 Tekanan Udara

Pada sistem pneumatik perhitungan tentang tekanan udara menjadi dasar yang digunakan. Dalam hal ini terdapat beberapa faktor yang dijadikan bahan kalkulasi yaitu tekanan atmosfer, serta tekanan pengukuran [5].

$Pabs = Patm + Pe$.....(2.1)

dengan :

$Patm$ = Tekanan Absolut
$Patm$ = Tekanan atmosfer
Pe = Tekanan pengukuran

2.3 Teori Kegagalan

Gagal didefinisikan sebagai ketidak mampuan suatu elemen/komponen untuk mencapai fungsinya ketika diberikan suatu pembebanan tertentu. Kegagalan dalam elemen mesin dapat terjadi dengan bentuk retak, patah, korosi, aus, dan kondisi kegagalan lain.

2.3.1 Teori Tegangan Geser Maksimum (Tresca)

Teori kegagalan Tresca menyatakan bahwa suatu material yang dibebani tegangan biaxial atau triaxial dapat dinyatakan gagal ketika tegangan geser maksimum yang terjadi mencapai batas tegangan luluh dari material tersebut [7].

$\tau \max \leq \frac{\tau_{ys}}{N}$.....(2.2)

2.3.2 Teori Tegangan Normal Maksimum (Rankine)

Engineer asal Inggris W. J. M. Rankine (1857) menyatakan kegagalan suatu material terjadi apabila tegangan normal maksimum mencapai suatu harga tenganan luluh atau tegangan patahnya tanpa memperhatikan tegangan utama (*principal stress*). Sesuai dengan teori ini, jika luluh dianggap gagal dan material mempunyai teagangan *yield* tarik S_{yt} dan tegangan yield tekan S_{yc} serta faktor keamanan adalah N maka akan terjadi kegagalan bila: [7]

$$\sigma_t maksimum \leq \frac{S_{yt}}{N} \quad (2.3)$$

$$\sigma_c maksimum \leq \frac{S_{yc}}{N} \quad (2.4)$$

Bila gagal dinyatakan pada saat patah maka:

$$\sigma_t maksimum \leq \frac{S_{ut}}{N} \quad (2.5)$$

$$\sigma_c maksimum \leq \frac{S_{uc}}{N} \quad (2.6)$$

dengan:

σ_t = Tegangan tarik maksimum desain
σ_c = Tegangan tekan maksimum desain
S_{ut} = Tegangan tarik maksimum material
S_{uc} = Tegangan tekan maksimum material
N = Faktor keamanan

Dalam pemilihan jenis material yang akan dipakai untuk pembuatan rangka dan juga bagian utama *cervical traction*, terdapat beberapa jenis material yang dapat digunakan dan dipilih seperti pada tabel 2.1 dibawah ini:

Tabel 2. 1 Tegangan tarik dan tekan pada berbagai material

Material		Ultimate Strength, Mpa		Yield Strength, Mpa	
		Tensile	Shear	Tensile	Shear
Allumunium alloy (extruded)	2014-T6	414	241	365	214
	6061-T6	262	207	241	135
Cast iron	Gray	210	-	-	-
	Malleable	370	330	250	165
Magnesium alloy, AM 100A		275	145	150	
Steeel	0,2 % Carbon (hot roller)	450	330	250	165
	0,6 % Carbon (hot roller)	690	550	415	310
	0,2 % Carbon (quenched)	825	690	515	310
	3,5% Ni, 0,4% C	1380	1035	1035	620

2.4 Analisa RULA

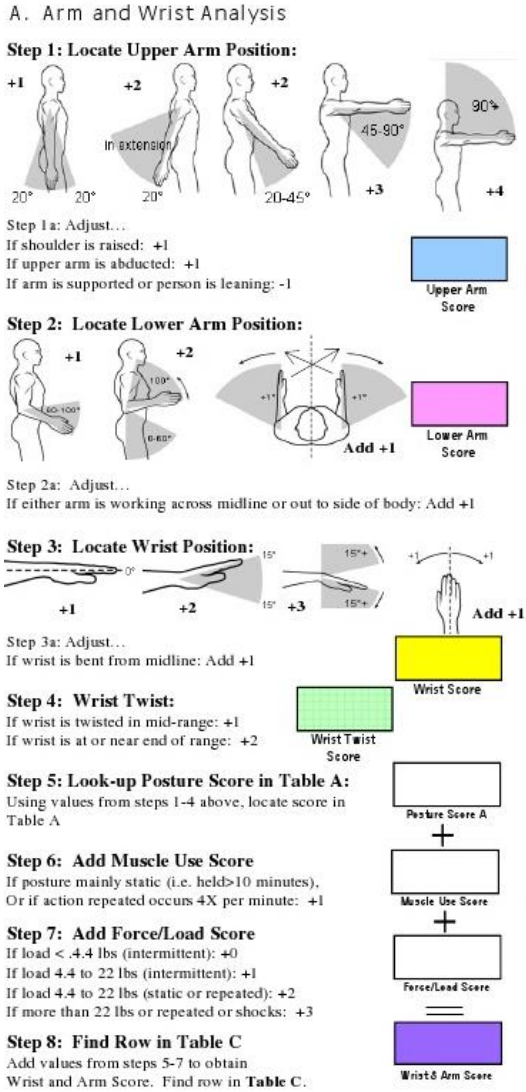
Rapid Upper Limb Assessment (RULA) adalah suatu metode yang digunakan untuk penilaian terhadap bagian tubuh dan otot seseorang saat beraktivitas, metode ini diukur dengan tingkat risiko cedera (degree of injury risk). Resiko yang dimaksud adalah resiko kecelakaan atau cedera tubuh atau otot, akibat dari bagian tubuh bergerak, karena tidak sesuai dengan pola gerak yang benar disebut sebagai gerak bagian tubuh yang tidak ergonomis. Menurut [McAtamney, 93], untuk menerapkan metode RULA pada gerak atau kerja tubuh ada 3 (tiga) langkah yang perlu dilakukan, seperti terlihat pada tabel 2.2 berikut:

Tabel 2. 2 Tahapan aplikasi metode RULA [8]

LANGKAH	URAIAN
1	Penilitian postur kerja tubuh
2	Penilaian kelompok postur kerja tubuh
3	Penjumlahan nilai total

Tubuh dibagi dalam segmen-segmen untuk menghasilkan sebuah metode kerja yang cepat. Segmen-segmen yang digunakan adalah dengan membentuk dua kelompok atau grup yaitu grup A dan B. Grup A meliputi bagian lengan atas dan bawah, serta pergelangan tangan. Sementara grup B meliputi leher, punggung, dan kaki. Hal ini untuk memastikan bahwa seluruh postur tubuh terekam, sehingga segala kejanggalan atau batasan postur oleh kaki, punggung atau leher yang mungkin saja mempengaruhi postur anggota tubuh bagian atas dapat tercakup dalam penilaian.

1. Grup A. Lengan Bagian Atas, Lengan Bagian Bawah dan Pergelangan Tangan.



Gambar 2. 7 Penentuan nilai RULA untuk grup A [8]

Tabel 2. 3 Tabel RULA bagian A [8]

SCORES

Table A: Wrist Posture Score									
		1		2		3		4	
Upper Arm	Lower Arm	Wrist Twist		Wrist Twist		Wrist Twist		Wrist Twist	
		1	2	1	2	1	2	1	2
1	1	1	2	2	2	2	3	3	3
	2	2	2	2	2	3	3	3	3
	3	2	3	3	3	3	3	4	4
2	1	2	3	3	3	3	4	4	4
	2	3	3	3	3	3	4	4	4
	3	3	4	4	4	4	4	5	5
3	1	3	3	4	4	4	4	5	5
	2	3	4	4	4	4	4	5	5
	3	4	4	4	4	4	5	5	5
4	1	4	4	4	4	4	5	5	5
	2	4	4	4	4	4	5	5	5
	3	4	4	4	5	5	5	6	6
5	1	5	5	5	5	5	6	6	7
	2	5	6	6	6	6	7	7	7
	3	6	6	6	7	7	7	7	8
6	1	7	7	7	7	7	8	8	9
	2	8	8	8	8	8	9	9	9
	3	9	9	9	9	9	9	9	9

Jangkauan untuk gerakan lengan atas (upper arm) nilainya adalah:

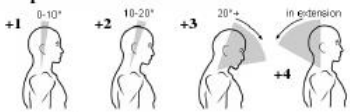
- 1 untuk ekstensi 20° dan fleksi 20°
- 2 untuk ekstensi lebih dari 20° atau fleksi antara 20-45°
- 3 untuk fleksi antara 45-90°
- 4 untuk fleksi lebih dari 90°.

2. Grup B. Bagian Leher, Punggung dan Kaki

Tabel 2. 4 Tabel RULA Bagian B [8]

B. Neck, Trunk and Leg Analysis

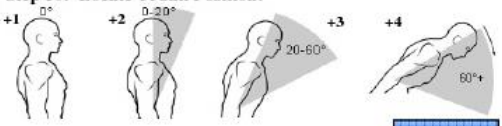
Step 9: Locate Neck Position:



Neck Score

Step 9a: Adjust…
If neck is twisted: +1
If neck is side bending: +1

Step 10: Locate Trunk Position:



Trunk Score

Step 10a: Adjust…
If trunk is twisted: +1
If trunk is side bending: +1

Step 11: Legs:

If legs and feet are supported: +1
If not: +2

Leg Score

Neck Posture Score	Table B: Trunk Posture Score											
	1		2		3		4		5		6	
	Legs		Legs		Legs		Legs		Legs		Legs	
	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2
1	1	3	2	3	3	4	5	5	6	6	7	7
2	2	3	2	3	4	5	5	5	6	7	7	7
3	3	3	3	4	4	5	5	6	6	7	7	7
4	5	5	5	6	6	7	7	7	7	7	8	8
5	7	7	7	7	7	8	8	8	8	8	8	8
6	8	8	8	8	8	8	8	9	9	9	9	9

Step 12: Look-up Posture Score in Table B:

Using values from steps 9-11 above,
locate score in Table B

Posture Score B

+

Step 13: Add Muscle Use Score

If posture mainly static (i.e. held>10 minutes),
Or if action repeated occurs 4X per minute: +1

Muscle Use Score

+

Step 14: Add Force/Load Score

If load < .4.4 lbs (intermittent): +0
If load 4.4 to 22 lbs (intermittent): +1
If load 4.4 to 22 lbs (static or repeated): +2
If more than 22 lbs or repeated or shocks: +3

Force/Load Score

=

Step 15: Find Column in Table C

Add values from steps 12-14 to obtain
Neck, Trunk and Leg Score. Find Column in **Table C**.

Neck, Trunk & Leg Score

Sebagai tambahan untuk tabel 2.4, jika leher (*neck*) dipuntir nilai bertambah 1. Jika leher bergerak menyamping, maka nilai ditambah 1. Nilai yang didapatkan akan dimasukan pada tabel B pada kolom leher.

Dari hasil tabel A dan B, kemudian nilai-nilai tersebut ditempatkan pada tabel C, seperti tabel 2.5

Tabel 2. 5 Tabel RULA bagian C [8]

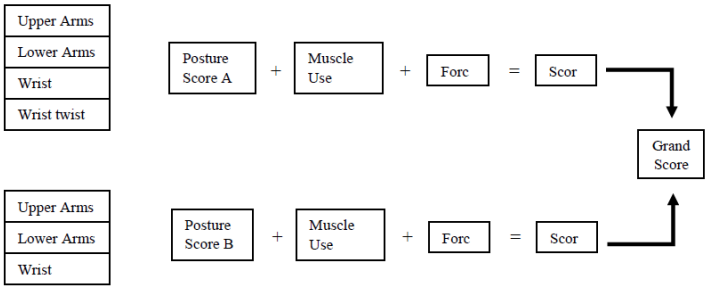
Table C:	Neck, trunk and leg score						
Wrist and Arm Score	1	2	3	4	5	6	7+
1	1	2	3	3	4	5	5
2	2	2	3	4	4	5	5
3	3	3	3	4	4	5	6
4	3	3	3	4	5	6	6
5	4	4	4	5	6	7	7
6	4	4	5	6	6	7	7
7	5	5	6	6	7	7	7
8+	5	5	6	7	7	7	7

Nilai akhir RULA memiliki rentang antara 1 hingga 7 yang dijelaskan pada Tabel 2.6.

Tabel 2. 6 Nilai tingkat resiko cedera

Skor	Keterangan
1 dan 2	Diterima selama tidak dijaga atau berulang untuk waktu yang lama.
3	Diterima namun dibutuhkan penyelidikan lebih jauh
4	Dibutuhkan penyelidikan lebih jauh dan mungkin saja perubahan diperlukan
5 dan 6	Dibutuhkan penyelidikan dan perubahan segera
7	Dibutuhkan penyelidikan dan perubahan sesegera mungkin (mendesak)

Sehingga apabila dibuat diagram perencannan RULA secara keseluruhan makan akan menjadi seperti gambar dibawah:

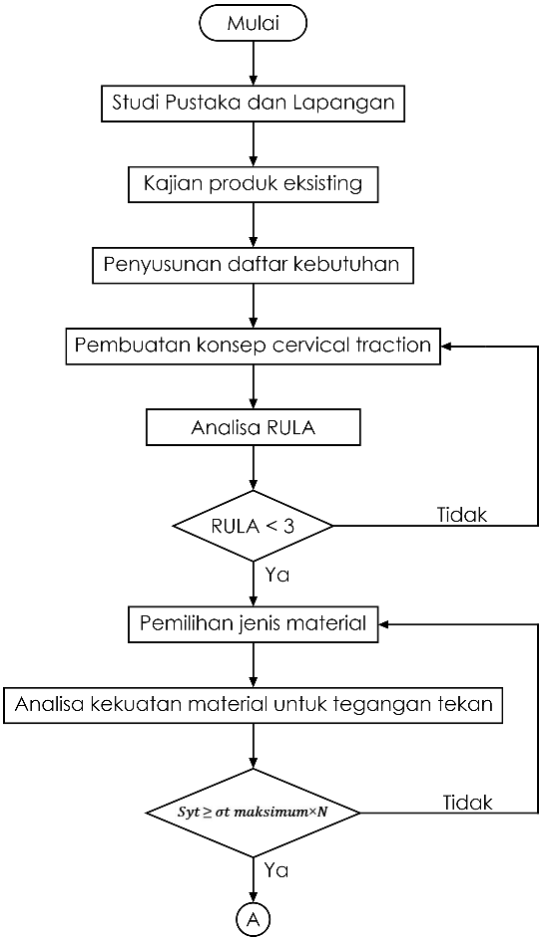


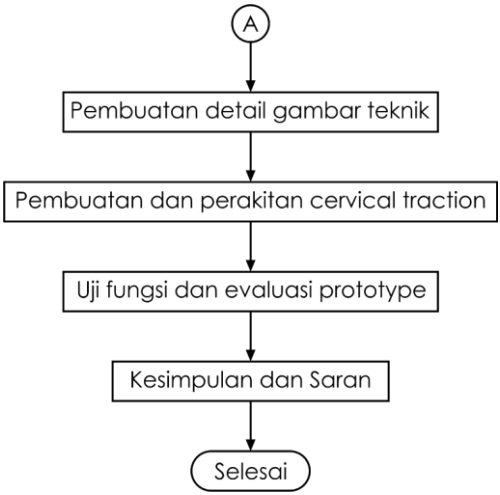
Gambar 2. 8 Skoring untuk RULA

BAB III
METODOLOGI PENELITIAN

3.1 Diagram Alir Penelitian

Dalam penelitian ini, tahapan yang digunakan dalam pengembangan dan perancangan cervical traction ditunjukan pada Gambar 3.1.





Gambar 3. 1 Diagram alir penelitian

3.2 Langkah – Langkah Penelitian

Pengembangan cervical traction dilakukan berdasarkan tahapan berikut :

1. Studi Pustaka dan Lapangan
2. Kajian produk eksisting
3. Penyusuna daftar kebutuhan
4. Pembuatan konsep cervical traction
5. Analisa RULA
6. Pemilihan jeni material
7. Analisa kekuatan material
8. Pembuatan detail gambar teknik
9. Pembuatan dan perakitan cervical traction
10. Pengujian dan evaluasi prototype
11. Kesimpulan dan saran

3.2.1 Studi Pustaka dan Lapangan

Pada tahap ini dilakukan pengumpulan data mengenai traksi khususnya traksi untuk cervical muscle yang pernah ada. Hal ini dilakukan agar mendapatkan gambaran awal mengenai konsep atau prinsip kerja traksi khususnya traksi servikal berserta

komponen – komponennya secara umum. Studi pustaka mengenai traksi servikal dilakukan melalui buku dan jurnal – jurnal ilmiah yang ada di internet. Sedangkan studi lapangan dilakukan dengan cara observasi dan survey secara langsung pada pasien dan juga fisioterapis di pusat rehabilitasi medik Rumah Sakit Haji Surabaya.

3.2.2 Kajian Produk Eksisting

Kajian ini dilakukan dengan mengamati dan mempelajari desain dan konsep kerja dari traksi servikal yang sudah ada beserta komponen – komponen penyusunya. Analisa dilakukan pada jenis – jenis traksi servikal dengan tujuan mencari kelebihan, kelemahan, dan juga hal – hal yang mungkin kurang efisien dari tiap – tiap produk yang sudah ada.

3.2.3 Penyusunan Daftar Kebutuhan

Sebelum melakukan perancangan, terlebih dahulu dikalukan penyusunan daftar kebutuhan (*list of requirements) List of requirements* diperoleh dari hasil survey yang dilakukan pada beberapa responden pasien dan fisioterapis di lapangan serta dari hasil kajian produk eksisting. Selanjutnya *list of requirements* ini digunakan sebagai bahan untuk melakukan pengembangan pada desain dan konsep kerja traksi servikal yang baru.

3.2.4 Pembuatan Konsep *Cervical Traction*

Pembuatan konsep ini merupakan realisasi dari *list of requirements.* Pada tahap ini dibuat beberapa konsep desain dari traksi servikal baru beserta komponen – komponennya. Pembuatan konsep ini disesuaikan dengan daftar kebutuhan yang ada, dimana masing – masing konsep memiliki penilaian tersendiri dilihat dari setiap daftar kebutuhannya.

3.2.5 Analisa RULA

Perancangan geometri dari rangka dan bracket perlu memperhatikan faktor ergonomi dan kenyamanan dari pasien terapi. Sehingga dilakukan analisa RULA menggunakan *software CATIA V5R20* untuk mendapatkan posisi pasien saat proses terapi berlangsung. Dari analisa RULA didapat penyesuaian dimensi dan

geometri dari simulasi manekin untuk nilai resiko cedera paling kecil.

3.2.6 Pemilihan Jenis Material

Pemilihan jenis material ini bertujuan untuk menentukan jenis material yang digunakan pada rangka, bracket, dan sandaran. Pemilihan material untuk rangka dan bracket dilakukan untuk memperoleh material yang ringan dan kuat. Sedangkan untuk sandaran dipilih material yang ramah terhadap kulit mengingat bagian ini bersinggungan langsung dengan permukaan kulit pasien.

3.2.7 Analisa Kekuatan Material

Konsep yang sudah dirancang dihitung kekuatan materialnya dengan beban maksimal yang bisa diterima rangka sebesar 10 kg. Beban ini merupakan asumsi dari berat rata – rata kepala orang Indonesia dewasa. Sedangkan untuk rangka bagian bawah dirancang mampu menerima beban 15 kg yang merupakan berat dari punggung bagian atas untuk orang indonesia dewasa. Selain itu dilakukan perhitungan pada tekanan pompa, yang mana pompa diberi beban maksimal 10 kg yakni berat kepala, karena nantinya pompa bekerja menaik turunkan kepala melalui sandaran.

3.2.8 Pembuatan Detail Gambar Teknik

Setelah dilakukan proses analisa RULA dan analisa kekuatan material, maka diperoleh geometri dan dimesi pasti dari tiap komponen. Selanjutnya dapat dibuat detail gambar teknik dari cervical traction beserta komponen – komponennya. Pembuatan detail gambar teknik ini bertujuan memudahkan proses manufaktur dan perakitan cervical traction oleh produsen. Dengan adanya gambar teknik ini maka cervical traction dapat dibuat sesuai dengan acuan dan standar yang ada pada gambar teknik tersebut.

3.2.9 Pembuatan dan Perakitan *Cervical Traction*

Pembuatan komponen – komponen cervical traction mengacu pada dimensi dan standar yang ada di gambar teknik. Proses pemesinan yang digunakan selama proses pembuatan meliputi cutting, milling, bending, dan pengelasan.

Setelah semua komponen dibuat, maka perakitan komponen dapat dilakukan. Proses perakitan meliputi pemasangan komponen dan pompa, dimana dilakukan penyetelan pompa dan slider sehingga dapat bekerja sesuai fungsi yang diharapkan.

3.2.10 Uji fungsi dan Evaluasi *Prototype*

Setelah cervical traction selesai dirakit, selanjutnya dilakukan pengujian dan evaluasi fungsi kerja dasar seperti naik turun slider, pengaturan tekanan pada pompa, *knock down* bracket, hingga ergonomi. Setelah semua komponen dinyatakan aman dan berfungsi dengan baik selanjutnya cervical traction dapat digunakan sebagai alat terapi pasien dengan keluhan leher khusunya pada area otot cervical.

3.2.11 Kesimpulan dan Saran

Setelah semua proses pengujian dan evaluasi, maka dapat diperoleh kesimpulan yang merupakan hal – hal penting selama proses pengembangan konsep dan pembuatan *prototype.* Dan dari hasil evaluasi diperoleh saran rekomendasi sebagai bahan perbaikan di penelitian selanjutnya agar diperoleh hasil yang lebih baik.

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB IV
PENGEMBANGAN CERVICAL TRACTION

4.1 Daftar Kebutuhan (List Of Requirement)

Untuk pengembangan Cervical Traction, dilakukan survey ke beberapa pasien stroke yang melakukan rehabilitasi di Rumah Sakit Haji Surabaya. Survey yang dilakukan berupa tanya jawab dengan beberapa pasien dan juga dengan fisioterapis yang ada, survey dilakukan selama kurang lebih 2 minggu di Departemen Rehab Medik RS Haji Surabaya. Dari hasil survey yang dilakukan pada bulan November tahun 2018 diperoleh beberapa kesimpulan baik dari pasien maupun dari fisioterapis. Dari sudut pandang pasien sebagian besar membutuhkan alat terapi yang bisa digunakan secara mandiri, mengingat kondisi pasien yang intensitas terapi nya kurang, sedangkan dari fisioterapi diperoleh penjelasan mengenai metode dan cara kerja terapi otot servikal beserta ketentuan yang ada. Fisioterapis juga mengharapkan adanya sebuah alat terapi traksi yang bersifat praktis dan terpisah, mengingat mesin traksi merupakan sebuah satu kesatuan alat dari banyak terapi otot, seperti otot *cervical, lumbar,* dan kaki yang pemakaiannya harus secara bergantian. Maka dibutuhkan alat terapi khusus untuk masing – masing bagian otot, sehingga proses terapi dapat dilakukan secara rutin dengan intensitas yang lebih banyak mengingat jumlah pasien yang melebihi kapasitas mesin yang ada. Dari hasil survey tersebut, maka disusun *list of requirement* seperti yang terlihat pada Tabel 4.1.

Tabel 4. 1 List Of Requirement Cervical Traction

TEKNIK MESIN ITS		**DAFTAR KEBUTUHAN PRODUK**	**Halaman 1**
		Cervical Traction	
Perubahan	**S / H**	**Uraian Kebutuhan**	**Penanggung Jawab**
		1. Fungsi	Tim desain
	S	a. Bisa digunakan pada posisi tidur	

TEKNIK MESIN ITS		DAFTAR KEBUTUHAN PRODUK *Cervical Traction*	Halaman 1
Perubahan	**S / H**	**Uraian Kebutuhan**	**Penanggung Jawab**
	S	b. Bisa digunakan pada posisi duduk	
	H	c. Bisa di knockdown	
		2. Kekuatan dan Keamanan	Tim desain dan Manufaktur
	S	a. Kuat menahan beban hingga 10 kg	
	S	b. Tidak mudah rusak	
	S	c. Konstruksi dan material aman digunakan	
		3. Ergonomis	Tim desain
	H	a. Nyaman saat digunakan setiap sisinya	
	S	b. Aman dari resiko cedera	
		4. Berat	Tim desain dan manufaktur
	H	a. Mudah dipindahkan	
	H	b. Berat maksimum 1,5 kg	
		5. Manufaktur dan Perakitan	Tim manufaktur
	S	a. Bisa dibuat dan dimanufaktur	
	S	b. Mudah dirakit dan dilepas	
		6. Perawatan	Tim desain dan manufaktur
	S	a. Mudah dirawat dan diperbaiki	
	H	b. Komponen tersedia di pasaran	
		7. Harga	Seluruh tim
	H	a. Biaya produksi tidak mahal	

4.2 Kajian Produk Eksisting

Sesuai dengan daftar kebutuhan *(List of Requirements)* yang sudah dibuat, maka sebagai referensi dilakukan kajian produk eksisting terhadap *cervical traction* dari produsen Amerika yaitu *ComfortTrac Cervical Traction* seperti terlihat pada gambar 4.1. Berbeda dengan mesin traksi yang ada di Rumah Sakit Haji, alat ini hanya dikhususkan untuk traksi otot servikal sehingga disebut dengan *cervical traction device.* Dengan konsep seperti ini maka alat ini menjadi lebih praktis dan lebih mudah jika digunakan sendiri tanpa bantuan fisioterapis. Bagian – bagian yang dikaji dari alat ini meliputi desain rangka utama, sistem penggerak, bantalan kepala, dan pengatur kemiringan.

Gambar 4. 1 *Comfortac Cervical Traction*
[http://comfortrac.net/cervical-traction (akses 30 Agustus 2018)]

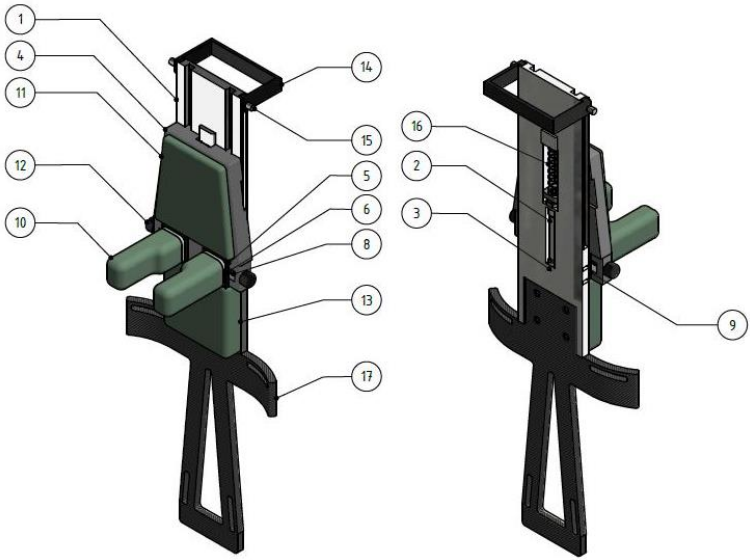
Berikut ini keterangan bagian dari *cervical traction device* dari *ComfortTrac* amerika, seperti yang terlihat pada tabel 4.2.

Tabel 4. 2 Keterangan bagian pada cervical traction device

No.	Nama Part	Keterangan
1	Rangka Utama	Plastik Polimer
2	Sistem Penggerak	Pneumatis dengan suplai udara dari *hand pump*
3	Bantalan Kepala	Terbuat dari spons dengan sistem penjepit leher
4	Pengatur Kemiringan	Pengaturan sudut pada 10, 15, dan 20 derajat

4.3 Rancangan Cervical *Traction Device*

Setelah menyusun daftar kebutuhan dan melakukan kajian produk eksisting dari *ComfortTrac cervical traction device*, maka dilakukan perancangan *cervical traction device*. Perancangan *cervical traction* menggunakan sistem penggerak udara atau pneumatis dengan dua konsep pemakaian yakni duduk dan tidur terlentang seperti yang terlihat pada gambar 4.2.



Gambar 4. 2 *Cervical Traction*

Berikut keterangan dari bagian – bagian pada *cervical traction* seperti terlihat pada tabel 4.3.

Tabel 4. 3 Bagian – bagian *cervical traction* beserta keterangan

No	Nama Bagian	Jumlah	Keterangan
1	Main Frame	1	Aluminium 6061
2	Pneumatic	1	0,05 – 1,0 Mpa
3	Lock Pin	1	Mild Steel
4	Cushion Bracket	1	Aluminium 6061

No	Nama Bagian	Jumlah	Keterangan
5	Base Clamp	2	Aluminium 6061
6	Clamp Stand	2	Aluminium 6061
7	Lock Screw	6	Mild Steel
8	Spring	2	Mild Steel
9	Clamp Lock	2	Aluminium 6061
10	Clamp Cushion	2	Spons
11	Cushion	1	Spons
12	Bold	2	Mild Steel
13	Pad	1	Spons
14	Pengatur Kemiringan	1	Aluminium 6061
15	Screw	2	Aluminium 6061
16	Pneumatic Spring	1	Mild Steel
17	Support	1	Aluminium 6061
18	Handpump	1	Dibeli di pasaran

Untuk cara kerja dari *cervical traction* ini dibagi menjadi dua kondisi, kondisi pertama pemakaian posisi duduk, dan kondisi dua pemakaian posisi tidur. Cara kerja pemakaian selanjutnya dijelaskan dibawah beserta nomor bagian dari *cervical traction* :.

1. Pemakaian Posisi Tidur

Pada pemakaian posisi tidur bagian rangka support (17) dilepas dari rangkaian, lalu *cervical traction* diletakkan secara terbaring pada lantai dengan posisi *cushion* menghadap ke atas. Selanjutnya *screw* (15) dikendorkan dan rangka pengatur kemiringan (14) digeser dan diatur sesuai kemiringan yang dibutuhkan, sudut kemiringan adalah sudut yang dibentuk antara *main frame* dengan lantai dasar yakni sebesar 10° sampai 20°, setelah kemiringan yang dirasa nyaman diperoleh *screw* (15) dikencangkan kembali. Selanjutnya pasien berbaring pada lantai dengan kepala pasien bersandar pada *cushion* (11) dengan kondisi leher terjepit diantara *clamp cushion* (10), lalu *clamp cushion* dikencangkan dengan memutar *bold* (12) hingga leher terjepit dengan cukup erat dan nyaman. Tahap berikutnya pasien memompa udara dari *handpump* (18) dengan memperhatikan

tekanan pada barometer, dimana setiap penekanan yang diberikan setara dengan 0,5 kg, pasien secara bertahap memompakan beban sebesar 0,5 kg hingga mencapai total beban 10% total berat badan pasien. Selama proses pemompaan berlangsung secara perlahan *clamp cushion* dan *cushion* bergerak menarik leher pasien sehingga timbul gaya traksi pada area otot servikal. Setiap mencapai batas beban maksimal udara dari pompa di *release* dengan membuka tuas *hosing* pada *handpump*. Proses terapi dilakukan secara berulang hingga kurang lebih 15 menit. Selanjutnya untuk mengakhiri pemakaian traksi, udara di *release* dari *handpump,* lalu *clamp cushion* dilonggarkan dengan memutar *bold* (12) dan pasien bisa mengangkat kepala *cushion*.

2. Pemakaian Posisi Duduk

Pada pemakaian posisi tidur bagian rangka support (17) dipasang pada *mounting* yang sudah disediakan di bagian bawah *main frame* (1). Selanjutnya *screw* (15) dikendorkan dan dilepas, setelah *screw* terlepas maka rangka pengatur kemiringan (14) dilepas. Selanjutnya dengan bantuan strap, *cervical traction* dijinjing seperti memakai tas punggung dan disandarkan pada bidang rata seperti dinding atau tembok, selanjutnya pastikan posisi rangka *support* (17) menopang punggung dengan nyaman. Tahapan berikutnya seperti pada pemakaian posisi tidur yaitu pasien memposisikan kepala bersandar pada *cushion* (11) dengan kondisi leher terjepit diantara *clamp cushion* (10), lalu *clamp cushion* dikencangkan dengan memutar *bold* (12) hingga leher terjepit dengan cukup erat dan nyaman. Dan lakukan proses terapi seperti halnya pada posisi tidur.

Detail posisi pasien ketika melakukan proses terapi baik pada posisi tidur maupun posisi duduk dapat dilihat pada simulasi Analisa RULA yang terdapat di sub bab 4.3.2 selanjutnya.

4.3.1 Geometri dan Ukuran

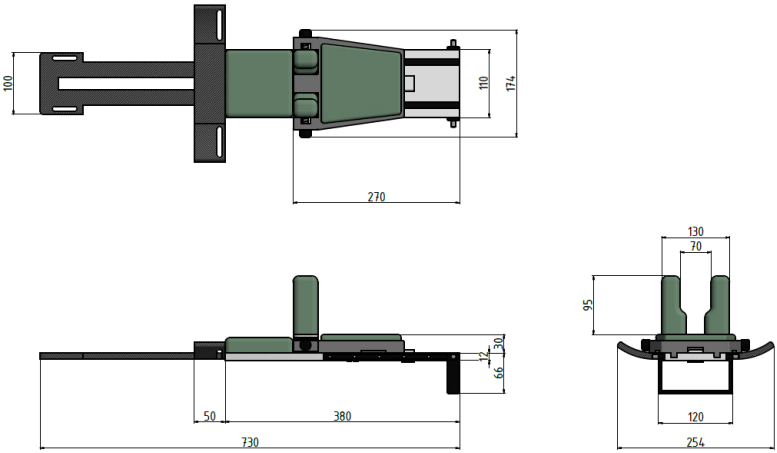
Rancangan *cervical traction* disesuaikan dengan *Antropometri* tubuh manusia Asia Tenggara sesuai standard [4] dimana disebutkan bahwa tinggi rata – rata untuk perempuan 153cm dan laki – laki 163cm. Dan diperoleh data sebagai berikut :

1. Rata – rata panjang kepala : 17,91 cm
2. Rata – rata lebar kepala : 16,05 cm
3. Rata – rata panjang leher : 7,164 cm
4. Rata – rata lebar leher : 6,42 cm
5. Tinggi bahu posisi duduk : 54,89 cm

Dari data diatas selanjutnya diperoleh batasan dimensi untuk rancangan cervical traction sebagai berikut :

1. Sandaran leher dirancang memiliki panjang 10 cm dengan sandaran kepala memiliki panjang 18 cm,
2. Jarak maksimum antara kedua sisi terdalam *clamp cushion* atau penjepit leher dirancang sebesar 7 cm dan jarak minimum sebesar 5 cm,
3. Panjang total *cervical traction* saat dipakai pada posisi duduk adalah 73 cm, termasuk dengan rangka penopang punggung.

Berdasarkan data yang diperoleh dari batasan diatas, maka dapat dijadikan acuan dalam merancang bagian – bagian cervical traction. Sehingga diperoleh rancangan *cervical traction* seperti yang terlihat pada gambar 4.3.



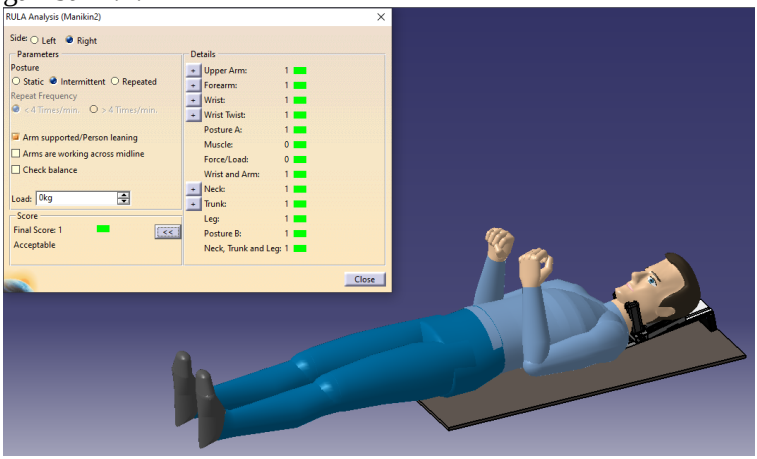
Gambar 4. 3 Geometri dan Ukuran *Cervical Traction*

4.3.2 Analisa RULA

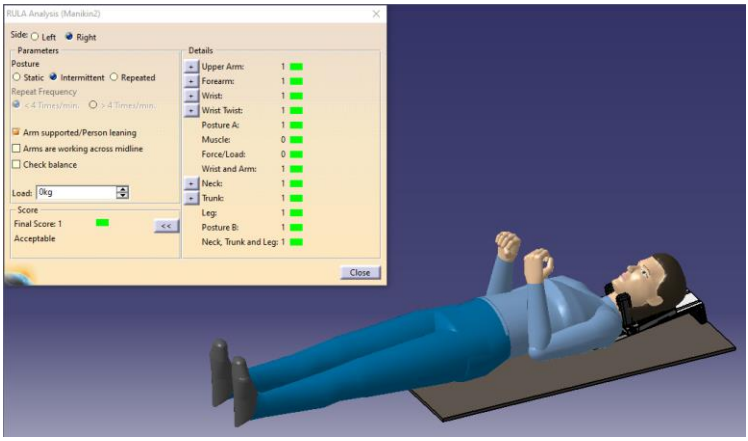
Analisa RULA bertujuan untuk mengetahui nilai resiko cedera yang terjadi pada pasien. Analisa ini menggunakan *software* CATIA V5R20. Semakin kecil nilai RULA, maka semakin ergonomi peralatan tersebut. Pada *cervical traction* ini analisa RULA dilakukan pada pasien dengan 2 posisi terapi yaitu duduk dan tidur terlentang. Selain itu, analisa juga dibedakan antara pasien laki – laki dan perempuan.

1. Posisi Tidur Terlentang

Pada posisi ini pasien terapi membentuk posisi tidur terlentang, dengan kepala bersandar pada sandaran kepala *cervical traction*. Posisi leher bagian atas pasien dijepit dengan penjepit leher yang dapat diatur lebar nya sesuai ukuran leher. Penyangga rangka *cervical traction* dapat diatur kemiringan dari sudut 10 derajat hingga 20 derajat sesuai tingkat kenyamanan yang diingikan. Analisa RULA pada posisi tidur dapat dilihat pada gambar 4.4.



(a)



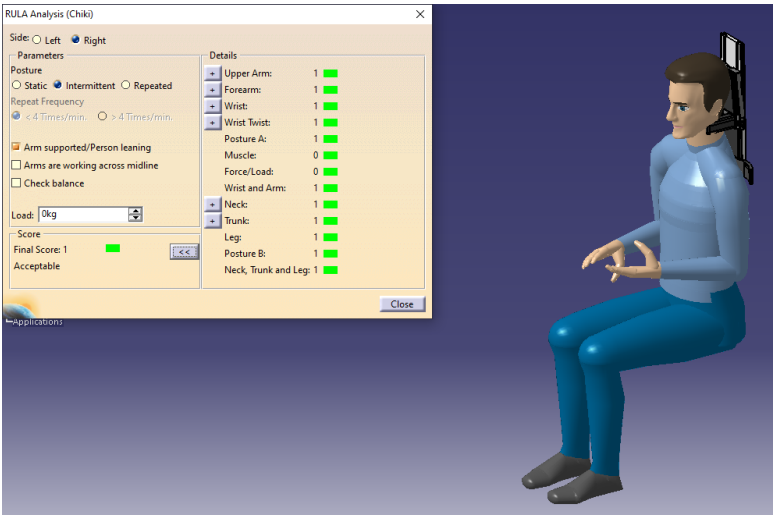
(b)

Gambar 4. 4 Analisa RULA pada posisi tidur
(a) pasien laki – laki (b) pasien perempuan

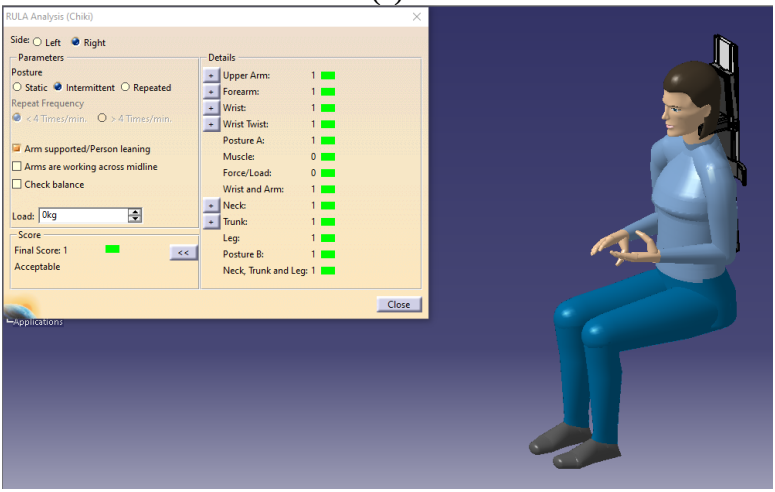
Nilai RULA yang diperoleh pada posisi tidur untuk pasien laki – laki 1 sedangkan untuk pasien perempuan juga 1. Sehingga desain *cervical traction* dapat diterima.

2. Posisi Duduk

Pada posisi ini pasien terapi membentuk posisi duduk, dengan memposisikan rangka support punggung seperti saat membawa tas punggung. Rangka dikaitkan ke bahu pasien layaknya saat membawa tas punggung dan kepala menempel pada sandaran kepala dengan leher bagian atas dijepit oleh penjepit leher. Pada posisi ini bagian pengatur kemiringan dihilangakan sehingga *cervical traction* dapat disandarkan pada dinding atau permukaan rata vertikal lainnya. Analisa RULA pada posisi duduk dapat dilihat pada gambar 4.5.



(a)



(b)

Gambar 4. 5 Analisa RULA pada posisi duduk
(a) pasien laki – laki (b) pasien perempuan

Nilai RULA yang diperoleh pada posisi duduk untuk pasien laki – laki 1 demikian pula untuk pasien perempuan juga nilainya 1. Artinya desain *cervical traction* dapat diterima.

4.3.3 Detail Bagian Utama *Cervical Traction*

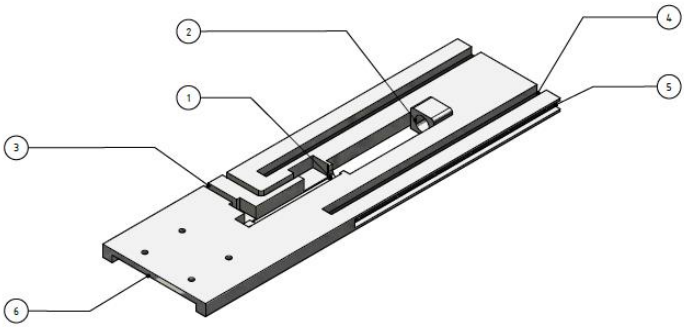
Seperti yang telah dijelaskan diatas pada sub-bab 4.3, detail *Cervical Traction* terdiri dari beberapa bagian utama seperti sistem rangka utama, sistem penggerak kepala, dan rangka *support* punggung. Berikut ini akan dijelaskan sistem dari masing – masing bagian tersebut.

A. Sistem Rangka Utama

Sistem Rangka Utama berfungsi sebagai penopang dari bagian – bagian lain *cervical traction* dan juga penopang dari leher serta kepala pasien. Sehingga dalam perancangan nya perlu diperhatikan geometri dari setiap sisi nya agar pasien nyaman dan tidak rentan terhadap resiko cedera. Pada *cervical traction* ini rangka dibagi menjadi dua bagian utama yaitu rangka utama dan rangka pengatur kemiringan. Masing – masing bagian tersebut akan dijelaskan di bawah ini.

- *Main Frame*

  Main Frame merupakan bagian utama dari *cervical traction* yang menopang bagian – bagian lain. Pada *main frame* terdapat beberapa dudukan yaitu dudukan untuk sistem penggerak kepala dan juga dudukan untuk bantalan leher, selain itu juga terdapat rumah pneumatis sebagai sistem penggerak utama. *Main frame* juga dilengkapi dengan rel atau slider dan juga terdapat dudukan untuk rangka *support* punggung. Bagian – bagian penting dari rangka utama dapat dilihat pada gambar 4.6.



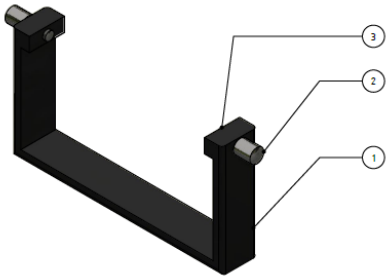
Gambar 4. 6 Rangka Utama *Cervical Traction*

Tabel 4. 4 Bagian – bagian Rangka Utama *Cervical Traction*

No.	Nama	Bahan
1	Rumah Pneumatis	Aluminium 6061
2	Rumah Pegas	Aluminium 6061
3	Jalur Selang Udara	Aluminium 6061
4	Jalur Rel Bracket	Aluminium 6061
5	Jalur Rel Pengatur Kemiringan	Aluminium 6061
6	Mounting Support	Aluminium 6061

- Pengatur Kemiringan

Pengatur kemiringan berupa rangka aluminium 6061 berbentuk U yang berfungsi untuk mengatur kemiringan dari rangka utama saat dipakai pada posisi tidur. Rangka ini dapat diatur posisi nya sehingga dapat membentuk sudut antara 10 derajat hingga 20 derajat yang mana menyesuaikan dengan tingkat kenyamanan pasien. Pada pengatur kemiringan ini juga dilengkapi dengan *lock screw* yang berfungsi untuk menjaga posisi dari rangka, agar derajat kemiringan yang sudah di setting tidak berubah ubah atau mengalami slip. Bentuk daru rangka pengatur kemiringan dapat dilihat pada gambar 4.7.

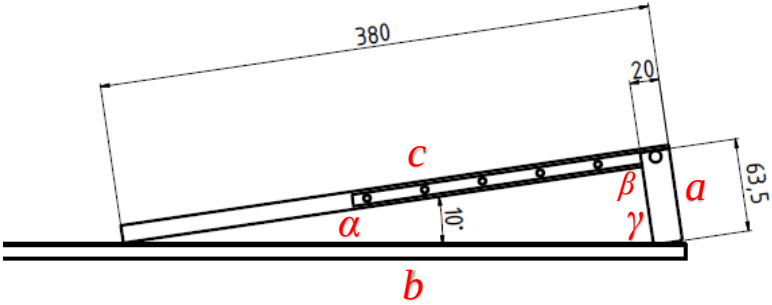


Gambar 4. 7 Pengatur Kemiringan

Tabel 4. 5 Bagian – bagian Pengatur Kemiringan

No.	Nama	Bahan
1	Rangka Penyangga	Aluminium 6061
2	Screw	Mild Steel
3	Rel Pengatur Kemiringan	Aluminium 6061

Dalam proses desain rangka ini sebelumnya dilakukan perhitungan untuk mencari panjang rangka penyangga atau pengatur kemiringan agar di dapat kemiringan yang sesuai yakni 10°-20°, lalu selanjutnya dilakukan perhitungan terhadap besarnya beban gaya yang diterima oleh rangka utama. Berikut gambar freebody diagram dan proses perhitungan dari rangka utama.



Gambar 4. 8 Sketsa Susunan Rangka Utama 10°

Data untuk menentukan Panjang Penyangga :

c = 360 mm

α = 10°

β = 90°

γ = 80°

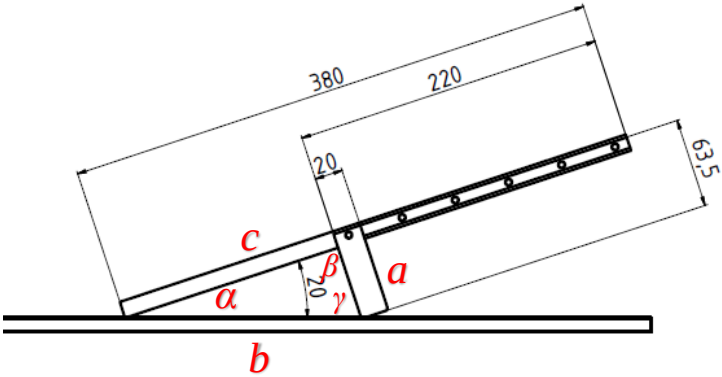
Panjang penyangga a :

$$\frac{sin\alpha}{a} = \frac{\sin\gamma}{c}$$

$$\frac{sin10°}{a} = \frac{\sin 80°}{360}$$

$$\frac{sin10° \times 360}{sin80°} = a$$

$$a = 63{,}46 \approx 63{,}5\ mm$$



Gambar 4. 9 Sketsa Susunan Rangka Utama 20°

Panjang jalur rel untuk kemiringan maksimal 20° :

$$\frac{sin\alpha}{a} = \frac{\sin\gamma}{c}$$

$$\frac{sin20°}{63{,}5} = \frac{\sin 70°}{c}$$

$$\frac{sin70° \times 63{,}5}{sin20°} = c$$

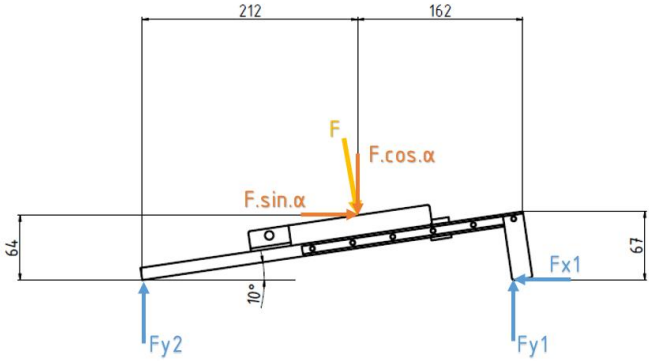
$$c = 174{,}5 \approx 175\ mm$$

Panjang Rel = Panjang total rangka – c

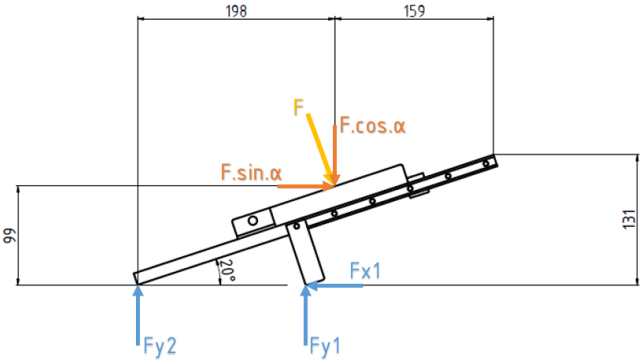
= 380 – 175

= 205 mm

Dalam *list of requirements*, disebutkan beban maksimum yang mampu diterima oleh *cervical traction* ini sebesar 10 kg dan bersifat tekanan. Selanjutnya diketahui area kerja dari beban utama adalah pada *bracket* sandaran kepala, setelah itu dilakukan analisa kekuatan material. Analisa kekuatan material menggunakan *software Autodesk Inventor Professional 2018* dengan metode *static analytic pada Von Mises.* Sebelum analisa dilakukan terlebih dahulu dibuat *free body diagram* dari gaya – gaya yang bekerja, *free body diagram* dapat dilihat pada gambar 4.10.



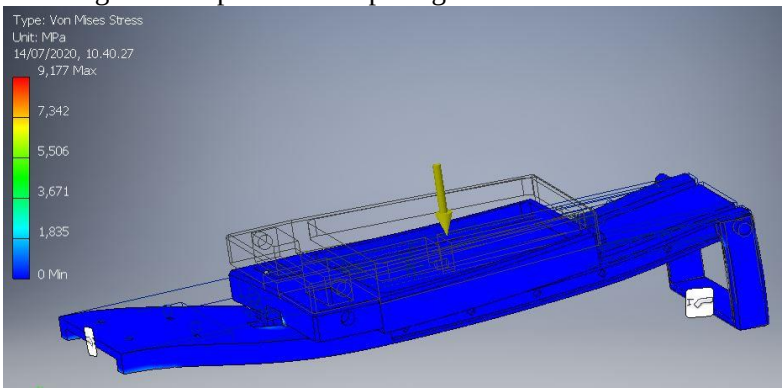
(a)



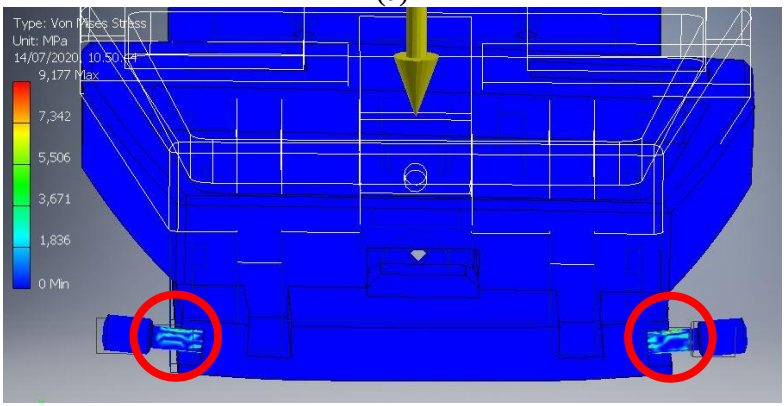
(b)

Gambar 4. 10 *Free Body* Diagram Rangka Utama
(a) posisi 10° (b) posisi 20°

Dari FBD yang ada selanjutnya dilakukan proses simulasi dan diperoleh hasil bahwa tegangan yang bekerja pada rangka utama merupakan tegangan tekan dengan tegangan maksimum terjadi pada *screw* pengaman rangka pengatur kemiringan dengan nilai 9,177 Mpa untuk kemiringan 10° dan 6,411 Mpa untuk kemiringan 20° seperti terlihat pada gambar 4.11 dan 4.12.

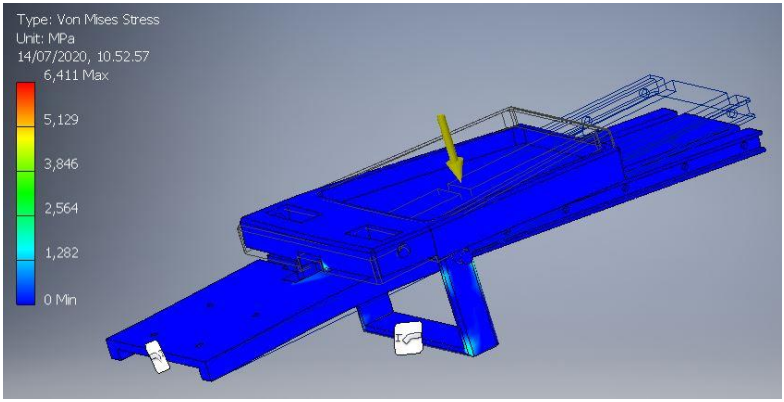


(a)

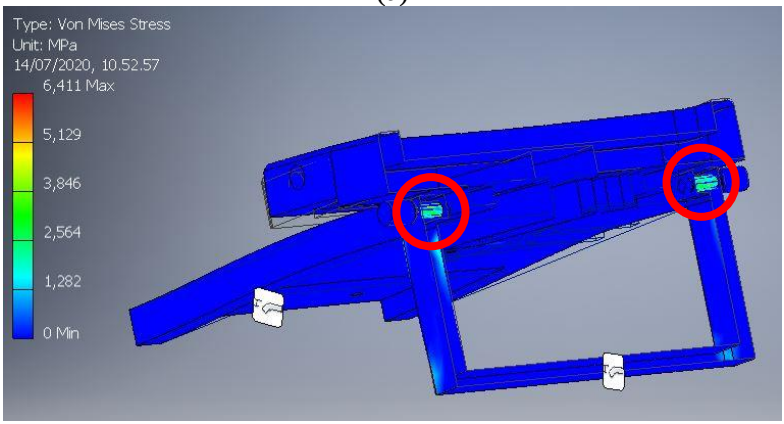


(b)

Gambar 4. 11 Analisa Kekuatan Material Rangka Cervical Traction Kemiringan 10°
(a) Semua Titik (b) Titik Maksimum Tegangan Von-Mises



(a)



(b)

Gambar 4. 12 Analisa Kekuatan Material Rangka Cervical Traction Kemiringan 20°
(a) Semua Titik (b) Titik Maksimum Tegangan Von-Mises

Dengan mengacu pada Tabel 2.1 tentang tegangan tarik dan tekan pada berbagai material, diketahui bahwa besar tegangan tekan maksimum untuk material *Aluminium 6061* adalah sebesar 241 Mpa. Sehingga dengan menentukan besarnya *safety factor* = 1 yakni itu beban statis, maka diperoleh hasil sebagai berikut :

- Kemiringan 10°

$$S_{yt} \geq \sigma_t \, maksimum \times N$$
$$241 \, Mpa \geq 9{,}177 \, Mpa \times 1$$
$$241 \, Mpa \geq 9{,}177 \, Mpa$$

- Kemiringan 20°

$$S_{yt} \geq \sigma_t \, maksimum \times N$$
$$241 \, Mpa \geq 6{,}411 \, Mpa \times 1$$
$$241 \, Mpa \geq 6{,}411 \, Mpa$$

Dari hasil perhitungan di atas diketahui bahwa nilai tegangan maksimum material *Aluminium 6061* lebih besar dari nilai tegangan maksimum yang terjadi pada *main frame*, sehingga desain *cervical traction* aman digunakan untuk pemakaian dengan intensitas tinggi dan dalam jangka waktu yang cukup lama.

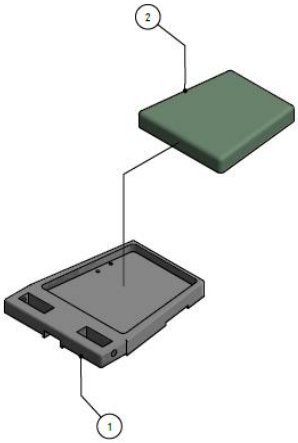
B. Sistem Penggerak Kepala

Sistem penggerak kepala berfungsi sebagai bagian yang menggerakan kepala pasien sehingga timbul gaya tarik atau traksi pada area leher yang dapat menimbulkan efek peregangan pada area otot *cervical*. Dibagian atas sistem penggerak terdapat sebuah *bracket* yang dilengkapi dengan bantalan spons sebagai sandaran kepala dan jdilengkapi dengan sistem penjepit leher untuk memastikan leher tidak bergerak atau slip dan menjaga leher tetap nyaman. Untuk sistem penggerak utama terdapat pneumatis yang terhubung dengan bracket sehingga ketika pneumatis terdorong karena terisi oleh udara, maka secara bersamaan sandaran kepala juga akan bergerak. Masing – masing bagian dari sistem penggerak akan dijelaskan lebih lanjut dibawah ini.

- *Bracket* sandaran kepala

Bracket merupakan bagian utama yang menopang kepala pasien, maka dari itu pada bagian ini dilengkapi dengan bantalan spon atau *cushion* agar kepala pasien tetap nyaman. Pada sisi bawah *bracket* terdapat lubang atau alur yang menjadi dudukan dari penjepit leher sehingga penjepit leher dapat bergerak menyesuaikan dengan kondisi leher pasien. Selanjutnya pada sisi belakang *bracket* terdapat dudukan untuk *rod* pneumatik yang berfungsi sebagai penghubung dari pneumatis sehingga ketika

pneumatis terdorong oleh udara, maka bagian ini akan terdorong dan membawa *bracket* bergerak bersamaan. Bentuk dari *bracket* dapat dilihat pada gambar 4.13.



Gambar 4. 13 *Cushion Bracket Cervical Traction*

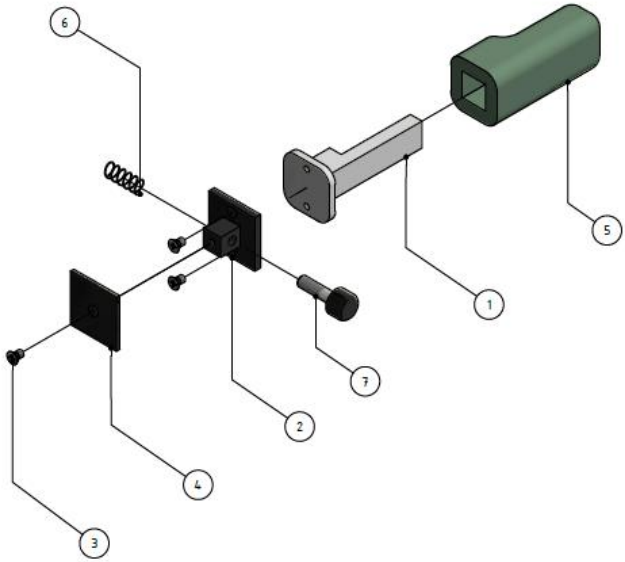
Tabel 4. 6 Bagian – bagian Cushion Bracket

No.	Nama	Bahan
1	Bracket	Aluminium 6061
2	Cushion	Spons

- Sistem Penjepit Leher

Sistem ini merupakan sebuah mekanisme gerak yang dilengkapi dengan rangka yang dilapisi spon sebagai penjepit leher. Terdapat dua penjepit leher yang terpasang di kanan dan kiri bawah dari bracket, dimana kedua penjepit ini dapat bergerak kencang atau longgar menyesuaikan dengan lebar dari leher pasien. Sistem penggerak dari penjepit leher ini berupa baut yang dipasangkan pada ulir yang ada pada bracket dan dilengkapi dengan pegas. Prinsip kerja dari sistem ini mirip dengan bibir ragum, dimana ketika penjepit dikencangkan maka akan ada gaya hambat yang disebabkan oleh pegas sehingga posisi penjepit tidak akan bergerak meskipun terdapat tekanan dari leher pasien, sehingga leher pasien akan terjaga dengan rapat dan tidak berubah

posisi saat proses terapi dilakukan. Bentuk dan mekanisme dari penjepit leher dapat dilihat pada gambar 4.14.



Gambar 4. 14 Penjepit Leher *Cervical Traction*

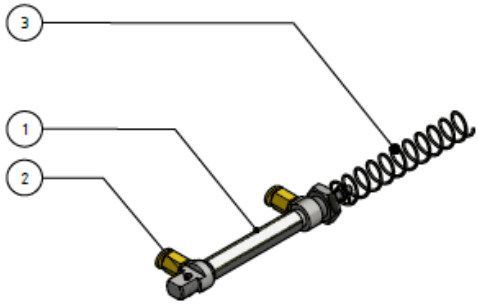
Tabel 4. 7 Bagian – bagian Penjepit Leher

No.	Nama	Bahan
1	*Clamp Stand*	Aluminium 6061
2	*Base Clamp*	Aluminium 6061
3	*Lock Screw*	Mild Steel
4	*Clamp Lock*	Aluminium 6061
5	*Clamp Cushion*	Spons
6	*Spring*	Mild Steel
7	*Bold*	Mild Steel

- Pneumatis

Sebagai sistem penggerak utama pneumatis yang dipakai berupa *actuator* dengan sistem *double acting cylinder*. Dimana silinder akan terdorong ketika ditekan oleh udara bertekanan yang

masuk melalui jalur masuk dan ketika udara di rilis melalui jalur keluar maka silinder akan kembali secara perlahan karena pada sistem ini dilengkapi dengan pegas yang akan mendorong silinder kembali ke posisi semula ketika udara sudah dirilis. Untuk sumber udara bertekanan digunakan *mini handpump* yang dapat dipompa sendiri oleh pasien. Silinder yang bergerak terhubung dengan bracket sehingga akan membawa bracket bergerak bersamaan. Bentuk dan sistem dari *actuator* dapat dilihat pada gambar 4.15.

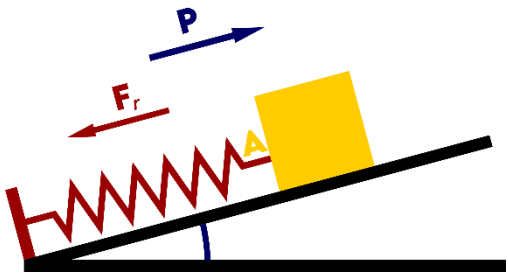


Gambar 4. 15 *Pneumatic System*

Tabel 4. 8 Bagian – bagian *Pneumatic System*

No.	Nama	Keterangan
1	Aktuator	0,05 – 1,0 Mpa
2	Lock Pin	Mild Steel
3	Spring	Mild Steel

Setelah sistem penggerak kepala di desain, selanjutnya menghitung besar nya tekanan yang dibutuhkan untuk menekan beban yang ada. Dalam perhitungan ini beban yang digunakan adalah beban efektif untuk traksi leher yang merupakan beban resistansi dari otot – otot leher seperti yang terdapat pada dasar teori [10] yakni sebesar 10% – 15% dari total berat badan pasien. Besarnya tekanan ini nantinya digunakan untuk menentukan *actuator* dan juga pompa yang akan dipakai pada sistem penggerak ini. *Free body diagram* untuk sistem penggerak dapat dilihat pada gambar 4.16



Gambar 4. 16 *Free Body Diagram* Sistem Penggerak Kepala

Dikarenakan kondisi permukaan rangka utama dan juga *bracket* yang relatif halus dan rata akibat adanya proses pemesinan, dan juga kondisi *hosing* untuk saluran udara yang relatif kecil dan tidak terdapat *elbow*, maka faktor *loses* yang disebabkan oleh gaya gesek dan *elbow* dapat di abaikan. Sehingga diperoleh data berikut :

*Berat badan pasien maksimum yang di ijin kan untuk *cervical traction* adalah 120kg.

F_r = 18 kg (15% berat badan badan maksimum pasien)
μ = 0
α = 10° - 20°
A = 3250 mm^2 (luas penampang penahan leher)
Patm = 100 Kpa

- Mencari Pe (tekanan terukur) :

$$Pe = \frac{F}{A}$$

$$Pe = \frac{180\ N}{3250\ mm^2}$$

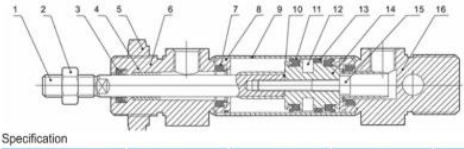
$$Pe = 0{,}0554\ Mpa$$

- Mencari P (tekanan absolut yang dibutuhkan) :

$$Pabs = Patm + Pe$$
$$Pabs = 0{,}1 + 0{,}0554\ (Mpa)$$
$$Pabs = 0{,}1554\ Mpa$$

Dari hasil perhitungan diperoleh besarnya tekanan yang dibutuhkan yaitu 0,1554 Mpa. Berdasarkan spesikasi tersebut, dilakukan penelusuran actuator di pasaran dengan melakukan survey di daerah Bubutan Surabaya dan didapatkan *actuator* dari merk *SACHIO* dengan tipe *MA6432 Series Stainless Steel Mini Cylinder* yang memiliki kapasitas tekanan 0,05 – 1,0 Mpa. Spesifikasi lengkap dari *actuator* dapat dilihat pada gambar 4.17.

Internal Structure



NO	Designation	NO	Designation
1	Piston Rod	9	Barrel
2	Piston Rod Nut	10	Piston Rod O-ring
3	Front Cover Seal	11	Piston O-ring
4	Bearing	12	Magnet (Optional)
5	Hexagon Screw	13	Wear Ring
6	Front Cover	14	Piston
7	Cushion Ring	15	Hex Socket Screw
8	O-ring	16	Back Cover

Specification

Cylinder Diameter	8	10	12	16	20	25
Fluid	Air					
Motion Pattern	Double Action or Single Action					
Ensured Pressure Resistance	15.3kgf/cm^2 (1.5Mpa)					
Max. Pressure	10.2kgf/cm^2 (1.0Mpa)					
Min. Pressure	0.9kgf/cm^2 (0.09Mpa) 1kgf/cm^2 (0.1Mpa)					
Environment and fluid temp	-10~+80°C					
Piston vrocity	Rubber Buffer (Standard), Air Buffer (Option)					
Buffering	50~750mm/s					
Kinetic energy tolerance (kgf/cm)	0.2	0.3	0.4	0.9	2.7	4
Pipe Size	M5X0.8			G1/8"		

Stroke

Bore (mm)	Standard Stroke												Max. Stroke (mm)
8	10	25	40	50	80	100	125	160	200				400
10	10	25	40	50	80	100	125	160	200				400
12	10	25	40	50	80	100	125	160	200				400
16	10	25	40	50	80	100	125	160	200				400
20	25	40	50	80	100	125	150	160	175	200	250	300	1000
25	25	40	50	80	100	125	150	160	175	200	250	300	1000

Gambar 4. 17 Spesifikasi *Actuator SACHIO MA6432 Series Stainless Steel Mini Cylinder*

Dengan merujuk pada besar tekanan yang dibutuhkan dan kapasitas *actuator* yang digunakan maka diperoleh pompa untuk suplai udara berupa *mini air compressor*. Dari hasil survey dipasaran diperoleh *mini air compressor* dengan merek *Heavy Duty Air Compressor* yang memiliki tekanan maksimum sebesar 80 psi atau sama dengan 0,55 Mpa yang mana spesifikasi tersebut sudah mampu memenuhi kebutuhtan maksimum dari *cervical traction* yaitu sebesar 0,1554 Mpa. Bentuk dan spesifikasi *air compressor* dapat dilihat pada gambar 4.18 berikutt.

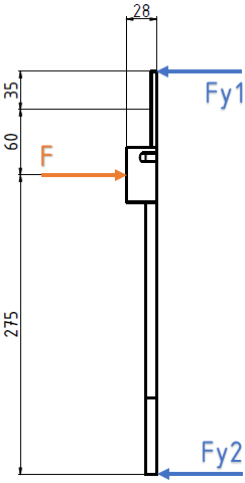
Gambar 4. 18 *Heavy Duty Air Compressor*

C. Rangka *Support* Punggung

Rangka ini merupakan rangka pendukung saat dilakukan proses terapi pada posisi duduk, dimana rangka dipasang pada *mounting* yang sudah disediakan pada *main frame*. Bentuk rangka disesuaikan dengan profil dari punggung pasien sehingga dapat digunakan dengan nyaman, rangka ini juga dilengkapi *strap* mirip dengan *strap* pada tas punggung agar rangka dapat dipakai dengan mudah. Cara pemakaian pada posisi duduk adalah dengan memposisikan rangka *support* punggung seperti saat membawa tas punggung. Rangka menempel pada bagian punggung pasien, lalu *strap* dikaitkan seperti saat menjijing tas punggung. Bentuk dari rangka *support* ini dapat dilihat pada gambar 4.19.

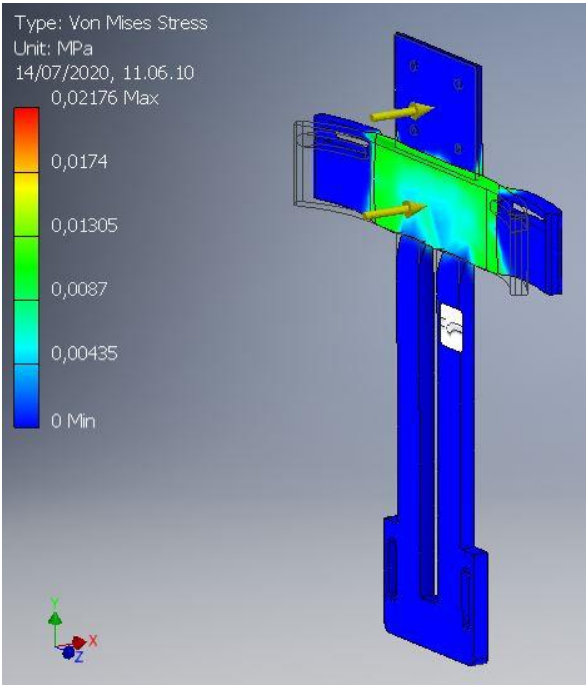
Gambar 4. 19 Rangka Support Punggung

Setelah rangka *support* di desain, selanjutnya perlu dilakukan analisa kekuatan material berdasarkan gaya yang diterima pada rangka support, seperti pada gambar 4.19.

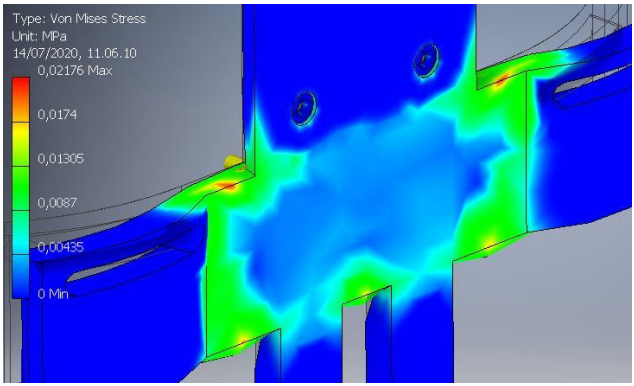


Gambar 4. 20 *Free Body* Diagram pada rangka *support*

Merujuk pada FBD gambar 4.19, selanjutnya dilakukan simulasi untuk analisa kekuatan material rangka support. Simulasi untuk analisa kekuatan material dilakukan menggunakan software *Autodesk Inventor Professional 2018* dengan metode static analytic pada Von Mises. Dan dari hasil analisa diperoleh besarnya tegangan maksimum yang terjadi adalah 0,0217 Mpa dan area yang mengalami tegangan maksimum adalah pada bagian punggung seperti yang terlihat pada gambar 4.20.



(a)



(b)

Gambar 4. 21 Analisa kekuatan material Rangka *Support* (a)Semua Titik (b)Titik Maksimum Tegangan Von-Mises

Dengan mengacu pada Tabel 2.1 tentang tegangan tarik dan tekan pada berbagai material, diketahui bahwa besar tegangan tekan maksimum untuk material *Aluminium 6061* adalah sebesar 241 Mpa. Sehingga dengan menentukan besarnya *safety factor* = 1 untuk gaya statis, maka diperoleh hasil sebagai berikut :

$$S_{yt} \geq \sigma_t \, maksimum \times N$$

$$241 \, Mpa \geq \; 0{,}0217 \, Mpa \times 1$$

$$241 \, Mpa \geq \; 0{,}0217 \, Mpa$$

Dari hasil perhitungan di atas diketahui bahwa nilai tegangan maksimum material *Aluminium 6061* lebih besar dari nilai tegangan maksimum yang terjadi pada rangka *support*, sehingga desain *cervical traction* aman digunakan untuk pemakaian dengan intensitas tinggi dan dalam jangka waktu yang cukup lama.

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB V
PEMBUATAN, PERAKITAN, DAN PENGUJIAN CERVICAL TRACTION

5.1 Rencana Manufaktur *Cervical Traction*

Dari hasil perancangan *cervical traction* dibuatlah sebuah *prototype cervical traction device*, dimana hampir semua bagian terbuat dari Aluminium 6061. Rencana manufaktur *cervical traction* dibagi menjadi 3 segmen utama yaitu untuk sistem rangka utama, sistem penggerak kepala termasuk di dalamnya terdapat sistem penggerak leher dan rangka *support*. Dalam proses pembuatan *prototype* ini terdapat bagian utama dan juga komponen pelengkap yang didapatkan di pasaran, sehingga komponen tersebut memiliki standard sesuai dengan yang sudah ada di pasaran. Berikut adalah bagian utama yang akan dibuat dan juga komponen yang dibeli di pasaran, seperti terlihat pada tabel 5.1.

Tabel 5. 1 Komponen – komponen *Cervical Traction*

No	Nama Komponen	Jumlah	Keterangan
1	*Main Frame*	1	Dibuat di Workshop CV Smarttech
2	Pneumatic	1	Beli di pasaran
3	Lock Pin	1	Dibuat di Workshop CV Smarttech
4	Cushion Bracket	1	Dibuat di Workshop CV Smarttech
5	Base Clamp	2	Dibuat di Workshop CV Smarttech
6	Clamp Stand	2	Dibuat di Workshop CV Smarttech
7	Lock Screw	6	Beli di pasaran
8	Spring	2	Dibuat di Workshop CV Smarttech
9	Clamp Lock	2	Dibuat di Workshop CV Smarttech

No	Nama Komponen	Jumlah	Keterangan
10	Clamp Cushion	2	Dipesan
11	Cushion	1	Dipesan
12	Bold	2	Dibuat di Workshop CV Smarttech
13	Pad	1	Dipesan
14	Cantilever	1	Dibuat di Workshop CV Smarttech
15	Screw	2	Beli di pasaran
16	Pneumatic Spring	1	Beli di pasaran
17	Support	1	Dibuat di Workshop CV Smarttech
18	Hand Pump	1	Beli di pasaran

Untuk proses pembuatan sendiri meliputi proses *cutting*, *milling*, *drilling*, dan *taping*, sebagian besar proses pemesinan pada bagian – bagian *cervical traction* dibuat pada mesin frais, seperti yang ditunjukkan oleh gambar 5.1. Sedangkan mesin-mesin lain yang digunakan adalah mesin penunjang, seperti *circular saw*, *stand drill*, dan mesin gerinda.

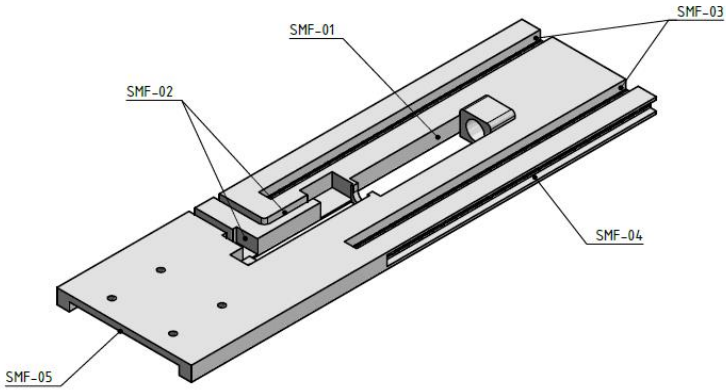
Gambar 5. 1 *Vertical Milling Machine*

5.2 Pembuatan Sistem Rangka Utama *Cervical Traction*

Untuk Sistem Rangka Utama seluruh komponen terbuat dari Aluminium 6061. Pembuatan Sistem Rangka Utama dibagi menjadi dua bagian yaitu untuk *main frame* dan *cantilever* atau disebut juga rangka pengatur kemiringan. Selain dua komponen utama tersebut terdapat komponen pelengkap yang didapatkan di pasaran sehingga memiliki standard sesuai dengan yang sudah ada.

5.2.1 Pembuatan *Main Frame*

Pembuatan *main frame* dimulai dari proses *cutting* plat *aluminium 6061* dengan ketebalan 0,5 inch, plat dipotong sesuai dengan dimensi yang sudah ditentukan. Pengerjaan dilanjutkan pada pembuatan rumah *actuator* dengan proses *slot milling* yang disertai proses *drilling* untuk pembuatan lubang *lock pin actuator*, proses *slot milling* juga digunakan untuk pembuatan jalur *hose actuator*. Proses pengerjaan dilanjutkan pada pembuatan jalur rel untuk sandaran kepala dan jalur rel untuk pengatur kemiringan dimana keduanya dibuat dengan proses *slot milling*, hanya saja untuk jalur rel pengatur kemiringan yang ada di sisi kanan dan kiri rangka disertai dengan proses *drilling* untuk pembuatan lubang *lock screw*. Proses pembuatan dilanjutkan pada sisi punggung rangka, dimana terdapat *mounting* untuk rangka sandaran, *mounting* dibuat dengan proses *milling* yang disertai proses *drilling* untuk pembuatan lubang baut. Perlu diingat lagi bahwa seluruh bagian rangka utama terbuat dari plat *Aluminium 6061*. Untuk lebih jelasnya area proses pengerjaan dapat dilihat pada gambar 5.2.



Gambar 5. 2 Daerah Pengerjaan *Main Frame*

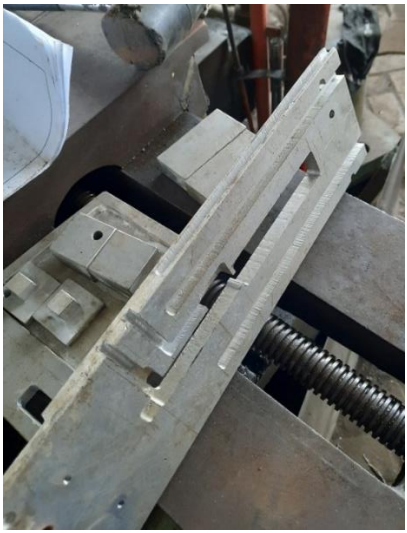
Nama dan proses pemesinan yang digunakan pada pembuatan rangka utama akan dijelaskan pada Tabel 5.2 berikut. Untuk penamaan sub part dari *main frame* selanjutnya disebut dengan SMF (*Sub part Main Frame).*

Tabel 5. 2 Nama dan Proses Pemesinan pada *Main Frame*

Part	No. Sub Part	Sub Part	Jum	Proses	Tools	Mesin
Main Frame	SMF-01	Rumah Actuator	1	Slot Milling	Endmill D=10	Frais
				Drilling	Mata bor D=5	Stand Bor
	SMF-02	Jalur Hosing	2	Slot Milling	Endmill D=5	Frais
	SMF-03	Jalur Penggerak	2	Slot Milling	Endmill D=10	Frais
	SMF-04	Jalur Penyangga	2	Slot Milling	Endmill D=8	Frais
				Drilling	Mata bor D=5	Stand Bor

Part	No. Sub Part	Sub Part	Jum	Proses	Tools	Mesin
	SMF-05	Mounting Sandaran	1	Slot Milling	Endmill D=8	Frais
				Drilling	Mata bor D=4	Stand Bor
				Taping	Tap M5	Manual Tap

Hasil dari proses pembuatan rangka utama dapat dilihat pada gambar 5.3.

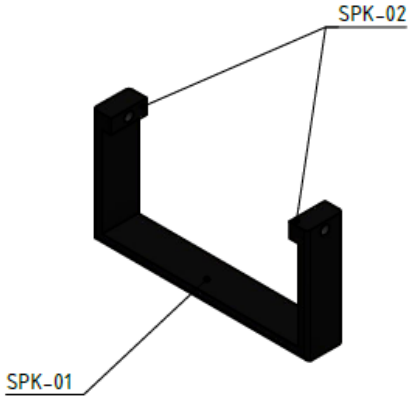


Gambar 5. 3 Hasil Pembuatan Rangka Utama

5.2.2 Pembuatan Rangka Pengatur Kemiringan

Secara umum rangka pengatur kemiringan memiliki bentuk profil U, sehingga untuk pembuatan nya diawali dengan pemotongan plat *Aluminium 6061* yang memiliki ketebalan 5mm sesuai dengan dimensi yang ada, selanjutnya plat tersebut di *bending* secara manual agar dapat membentuk profil U yang diinginkan. Selanjutnya terdapat proses pembuatan rel untuk

rangka, dimana rel dibuat dengan proses terpisah dengan menggunakan proses *cutting* dan *grinding*. Tahap berikutnya adalah menghubungkan rangka U dengan rel menggunakan *screw* pengunci. Sebelum dihubungkan terdapat proses *drilling* yang disertai dengan proses *tap* untuk membuat lubang *screw* pada bagian rel dan rangka U. Untuk area pengerjaan dapat dilihat pada gambar 5.4.



Gambar 5. 4 Daerah Pengerjaan Rangka Pengatur Kemiringan

Nama dan proses pemesinan yang digunakan pada pembuatan rangka pengatur kemiringan akan dijelaskan pada Tabel 5.3 berikut. Untuk penamaan sub part dari pengatur kemiringan selanjutnya disebut dengan SPK (Sub part Pengatur Kemiringan).

Tabel 5. 3 Nama dan Proses Pemesinan pada Rangka Pengatur Kemiringan

Part	No. Sub Part	Sub Part	Jum	Proses	Tools	Mesin
Pengatur Kemiringan	SPK-01	Rangka U	1	Cutting	Circular Saw	Circular Saw
				Side Milling	Endmill D=8	Frais
				Bending	Pliers	Manual

Part	No. Sub Part	Sub Part	Jum	Proses	Tools	Mesin
	SPK-02	Rel Penyangga	2	Cutting	Circular Saw	Circular Saw
				Grinding	Grinding Stone	Stand Grinding
				Drilling	Mata Bor D=4	Stand Bor
				Taping	Tap M5	Manual Tap

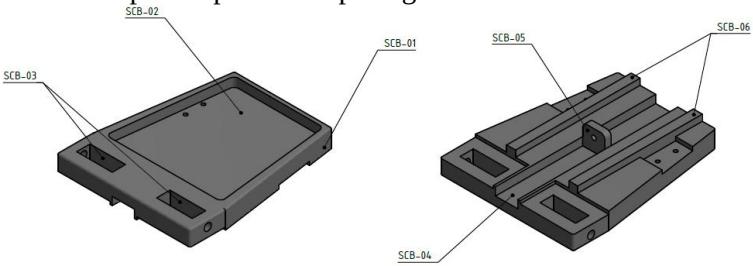
5.3 Pembuatan Sistem Penggerak Kepala

Setelah proses pembuatan sistem rangka utama selesai, pengerjaan dilanjutkan dengan pembuatan sistem sandaran kepala. Untuk sistem sandaran kepala ini terdapat dua pekerjaan utama yaitu pembuatan bracket sandaran kepala dan sistem penjepit leher. Pada pengerjaan sistem penggerak kepala ini terdapat beberapa proses pemesinan yang digunakan seperti *cutting, milling, drilling,* dan *taping*, selain proses pemesinan tersebut terdapat proses lain seperti proses pembuatan bantalan, namun untuk bantalan dan kelengkapan lainya seperti baut didapatkan di pasaran sesuai standar yang ada. Untuk lebih jelasnya proses pembuatan sistem penggerak kepala ini akan dijelaskan lebih lanjut.

5.3.1 Pembuatan *Cushion Bracket*

Pembuatan *cushion bracket* dimulai dengan pemotongan plat *Aluminium 6061* hingga membentuk profil sesuai dengan desain. Pengerjaan dilanjutkan dengan pembuatan kontur untuk dudukan bantalan, dimana kontur dibuat dengan proses *slot milling* sesuai dengan profil dan kedalaman yang telah di desain. Proses dilanjutkan pada pembuatan jalur untuk penjepit leher menggunakan proses *milling* yang disertai *drilling* untuk membuat lubang baut. Proses pengerjaan terakhir dari bracket adalah pemasangan rel dan *mounting actuator* dengan proses *welding*

pada bagian punggung bracket. Untuk daerah pengerjaan bracket sandaran kepala dapat dilihat pada gambar 5.5.



Gambar 5. 5 Daerah Pengerjaan *Cushion Bracket*

Nama dan proses pemesinan yang digunakan pada pembuatan bracket sandaran kepala akan dijelaskan pada Tabel 5.4 berikut. Untuk penamaan sub part dari *cushion bracket* selanjutnya disebut dengan SCB (*Sub part Cushion Bracket).*

Tabel 5. 4 Nama dan Proses Pemesinan pada *Cushion Bracket*

Part	No. Sub Part	Sub Part	Jum	Proses	Tools	Mesin
Cushion Bracket	SCB-01	Bracket	1	Side Milling	Endmill D=8	Frais
	SCB-02	Slot Bantalan	1	Slot Milling	Endmill D=8	Frais
				Drilling	Mata Bor D=3	Stand Bor
				Taping	Tap M4	Manual Tap
	SCB-03	Rumah Baut	2	Slot Milling	Endmill D=8	Frais
				Drilling	Mata Bor D=8	Stand Bor
	SCB-04	Jalur Actuator	1	Slot Milling	Endmill D=10	Frais
	SCB-05	Mounting Actuator	1	Cutting	Circular Saw	Circular Saw

Part	No. Sub Part	Sub Part	Jum	Proses	Tools	Mesin
				Side Milling	Endmill D=8	Frais
				Drilling	Mata Bor D=8	Stand Bor
	SCB-06	Rel Penggerak	2	Cutting	Circular Saw	Circular Saw
				Side Milling	Endmill D=8	Frais

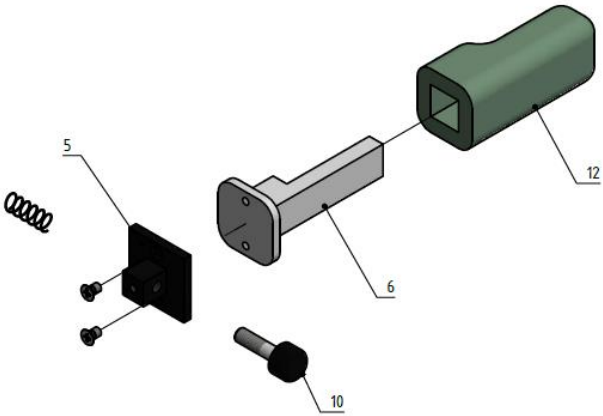
Hasil dari proses pembuatan *Cushion Bracket* dapat dilihat pada gambar 5.6.

Gambar 5. 6 Hasil Pembuatan *Cushion Bracket*

5.3.2 Pembuatan Sistem Penjepit Leher

Terdapat dua pengerjaan utama pada pembuatan sistem penjepit leher ini yaitu pembuatan *clamp stand* dan *base clamp*. Pekerjaan pertama adalah pembuatan *clamp stand* menggunakan proses *side milling*, rangka ini dibuat membentuk profil untuk dudukan dari bantalan spons penjepit leher, selanjutnya terdapat proses *drilling* disertai *tap* untuk mebuat lubang mur pada bagian bawah rangka. Proses pengerjaan berikutnya adalah pembuatan *base clamp* dengan proses *side milling*, selain itu terdapat proses *drilling* untuk lubang *screw* dan juga proses *drilling* serta *tap* untuk membuat lubang mur. Semua bagian dari penjepit leher terbuat dari

bahan batang pejal *Aluminium 6061*. Untuk daerah pengerjaan bracket sandaran kepala dapat dilihat pada gambar 5.7.



Gambar 5. 7 Daerah Pengerjaan Penjepit Leher

Nama dan proses pemesinan yang digunakan pada sistem penjepit leher akan dijelaskan pada Tabel 5.5 berikut. Pada bagian sistem penjepit leher ini tidak terdapat sub part melainkan gabungan dari beberapa part, sehingga untuk proses pemesinan yang dijelaskan pada tabel adalah proses pemesinan dari masing – masing part penyusun sistem penjepit leher.

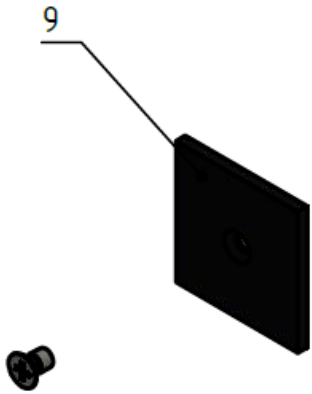
Tabel 5. 5 Nama dan Proses Pemesinan pada Penjepit Leher

Part System	No. Part	Part	Jum	Proses	Tools	Mesin
Sistem Penjepit Leher	6	Clamp Stand	2	Side Milling	Endmill D=8	Frais
				Drilling	Mata Bor D=4	Strand Bor
				Taping	Tap M5	Manual Tap
	5	Base Clamp	2	Side Milling	Endmill D=8	Frais

Part System	No. Part	Part	Jum	Proses	Tools	Mesin
				Drilling	Mata Bor D=5	Stand Bor
				Chamfer Drill	Mata Bor D=9	Stand Bor
				Drilling	Mata Bor D=6	Stand Bor
				Taping	Tap M8	Manual Tap
				Drilling	Mata Bor D=4	Stand Bor
				Taping	Tap M5	Manual Tap
	10	Bold	2	Face Turning	Pahat Rata	Bubut
				Side Turning	Pahat Rata	Bubut
				Knurling	Pahat Knurling	Bubut
				Thread Turn	Pahat Ulir M8	Bubut
	12	Clamp Cushion	2	Bahan dan proses sesuai di pasaran		

5.3.3 Pembuatan *Clamp Lock*

Pembuatan *clamp lock* menggunakan proses *cutting* dari bahan plat *aluminium 6061* dengan tebal 3 mm, yang disertai proses *drilling* untuk lubang *screw*. Pada bagian lubang *screw* proses *drilling* yang digunakan adalah *chamfer drill* hal ini dikarenakan lubang tersebut akan digunakan sebagai rumah kepala *screw*, tujuannya adalah agar pemasangan *screw* dapat tertanam pada bagian dasar *stand.* Untuk lebih jelasnya bagian pengerjaan dapat dilihat pada gambar 5.8.



Gambar 5. 8 Daerah Pengerjaan *Clamp Lock*

Nama dan proses pemesinan yang digunakan pada pembuatan *clamp lock* akan dijelaskan pada Tabel 5.6 berikut. Pada bagian *clamp lock* tidak terdapat *sub part* yang perlu dikerjakan.

Tabel 5. 6 Nama dan Proses Pemesinan pada *Clamp Lock*

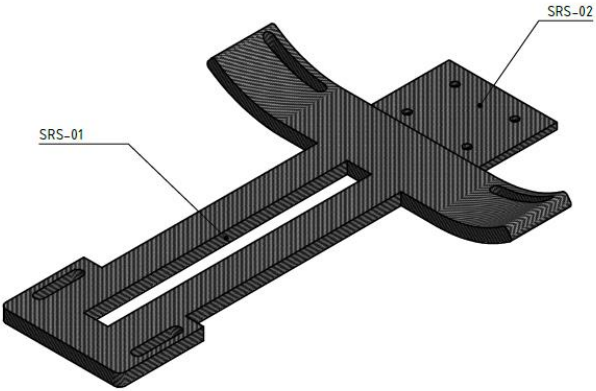
Part	No. Part	Sub Part	Jumlah	Proses	Tools	Mesin
Clamp Lock	9		2	Side Milling	Endmill D=8	Frais
				Drilling	Mata Bor D=5	Stand Bor
				Chamfer Drill	Mata Bor D=9	Stand Bor

Hasil dari pengerjaan bagian penyusun sistem penjepit leher dapat dilihat pada gambar 5.9

Gambar 5. 9 Hasil Pembuatan Bagian – bagian Penyusun Sistem Penjepit Leher

5.4 Pembuatan Rangka *Support*

Sebagian besar proses pemesinan yang digunakan dalam pembuatan rangka *support* ini adalah proses *side milling*, dimana bahan rangka terbuat dari *aluminium 6061* dengan ketebalan 10 mm. Rangka diproses dengan *side milling* hingga membentuk profil dan geometri yang sesuai seperti tampak pada gambar 5.10. Selanjutnya proses dilanjutkan dengan pembuatan lubang – lubang alur dengan menggunakan proses *slot milling*. Berikutnya pembuatan *mounting* untuk rangka utama dimana pada bagian ini dilakukan proses *face milling* yang dilanjutkan dengan *drilling* untuk lubang baut. Proses terakhir adalah proses *bending* pada kedua sisi *wings* dari rangka agar sesuai dengan dimensi yang ditentukan.



Gambar 5. 10 Daerah Pengerjaan Rangka Support

Nama dan proses pemesinan yang digunakan pada pembuatan rangka *support* akan dijelaskan pada Tabel 5.7 berikut. Untuk penamaan sub part dari rangka *support* selanjutnya disebut dengan SRS (*Sub part* Rangka *Support).*

Tabel 5. 7 Nama dan Proses Pemesinan pada Rangka *Support*

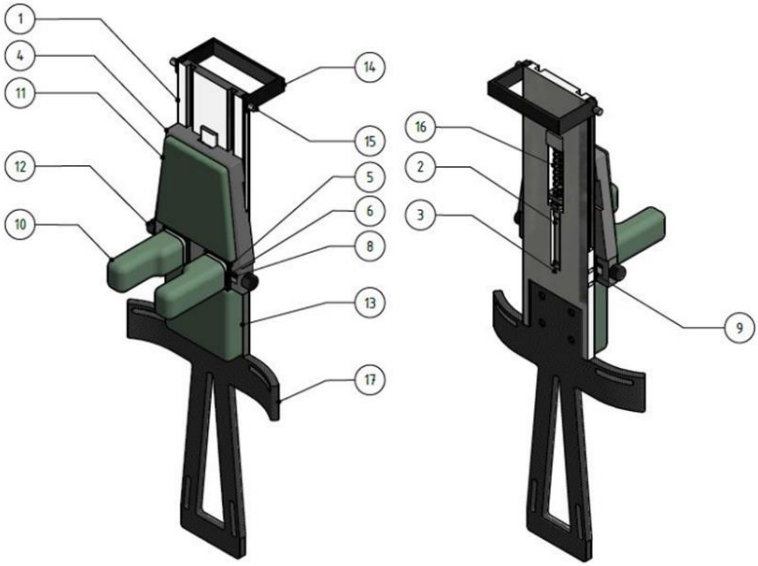
Part	No. Sub Part	Sub Part	Jum	Proses	Tools	Mesin
Rangka Support	SRS-02	Mounting	1	Face Milling	Endmill D=8	Frais
				Drilling	Mata Bor D=6	Stand Bor
	SRS-01	Rangka Sandaran	1	Side Milling	Endmill D=8	Frais
				Slot Milling	Endmill D=8	Frais
				Bending	Pliers	Manual

Hasil dari pengerjaan dari Rangka *Support* dapat dilihat pada gambar 5.11

Gambar 5. 11 Hasil Pembuatan Rangka *Support*

5.5 Perakitan *Cervical Traction*

Setelah proses pembuatan beserta proses pemesinan nya, maka selanjutnya adalah analisa untuk proses perakitan. Analisa perakitan meliputi semua bagian yang ada pada *cervical traction* mulai dari bagian yang dibuat sendiri sampai dengan bagian yang diperoleh di pasaran. Analisa proses perakitan ini di dasarkan pada hasil perancangan *cervical traction device* yang sudah dijelaskan di bab 4 yaitu seperti pada gambar 5.12 berikut.



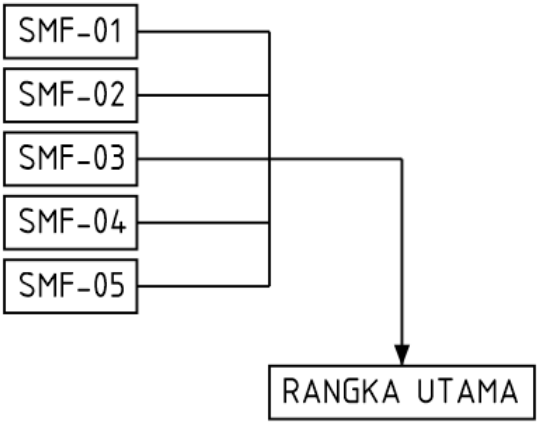
Gambar 5. 12 Rancangan *Cervical Traction*

Berikut keterangan dari bagian – bagian pada *cervical traction* seperti terlihat pada tabel 5.8.

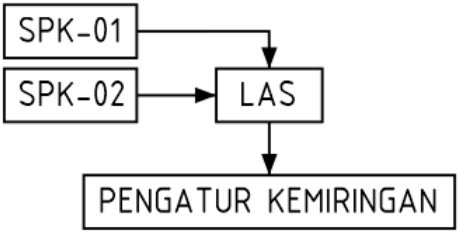
Tabel 5. 8 Bagian – bagian *cervical traction* beserta keterangan

No	Nama Bagian	Jumlah	Keterangan
1	Main Frame	1	Dibuat di Workshop CV Smarttech
2	Pneumatic	1	Beli di pasaran
3	Lock Pin	1	Dibuat di Workshop CV Smarttech
4	Cushion Bracket	1	Dibuat di Workshop CV Smarttech
5	Base Clamp	2	Dibuat di Workshop CV Smarttech
6	Clamp Stand	2	Dibuat di Workshop CV Smarttech
7	Lock Screw	6	Beli di pasaran
8	Spring	2	Dibuat di Workshop CV Smarttech
9	Clamp Lock	2	Dibuat di Workshop CV Smarttech
10	Clamp Cushion	2	Dipesan
11	Cushion	1	Dipesan
12	Bold	2	Dibuat di Workshop CV Smarttech
13	Pad	1	Dipesan
14	Pengatur Kemiringan	1	Dibuat di Workshop CV Smarttech
15	Screw	2	Beli di pasaran
16	Pneumatic Spring	1	Beli di pasaran
17	Support	1	Dibuat di Workshop CV Smarttech
18	Hand Pump	1	Beli di pasaran

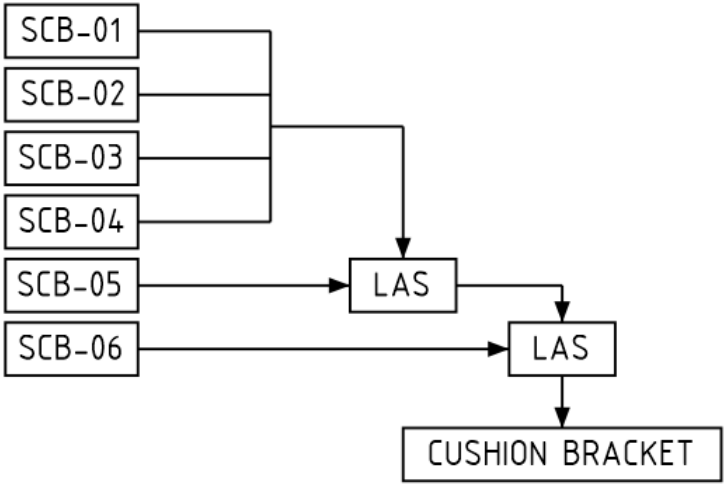
Proses perakitan dijabarkan secara singkat menggunakan Diagram perakitan seperti yang dapat dilihat pada gambar 5.13, gambar 5.14, gambar 5.15, gambar 5.16, gambar 5.17, gambar 5.18, gambar 5.19.



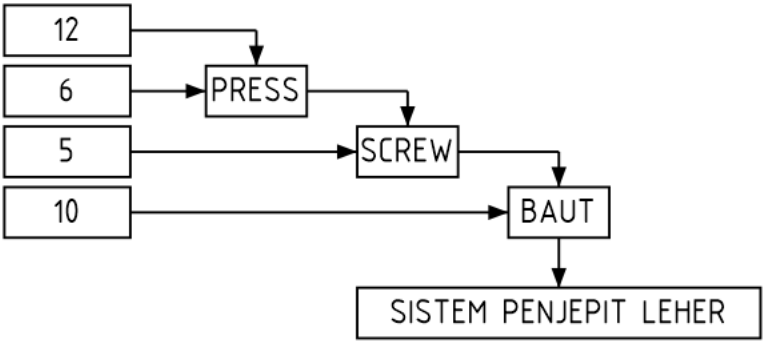
Gambar 5. 13 Diagram Perakitan *Main Frame*



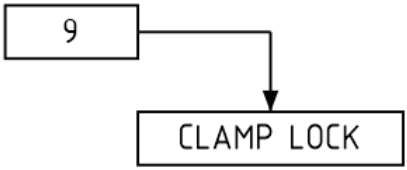
Gambar 5. 14 Diagram Perakitan Pengatur Kemiringan



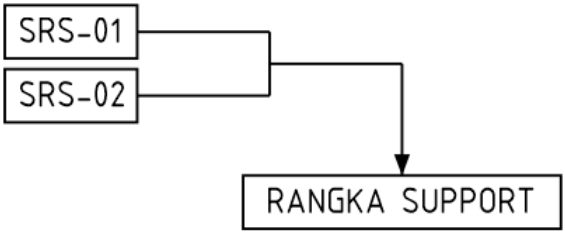
Gambar 5. 15 Diagram Perakitan *Cushion Bracket*



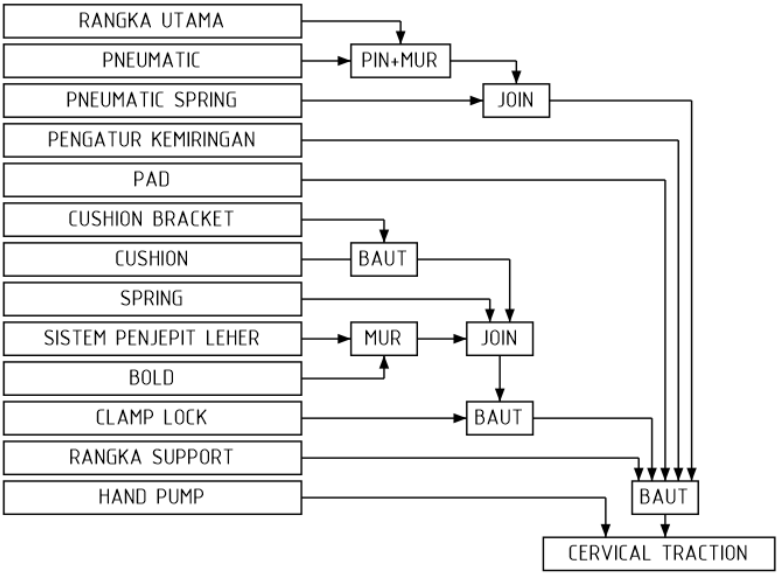
Gambar 5. 16 Diagram Perakitan Sistem Penjepit Leher



Gambar 5. 17 Diagram Perakitan *Clamp Lock*



Gambar 5. 18 Diagram Perakitan Rangka *Support*



Gambar 5. 19 Diagram Alir Perakitan *Cervical Traction*

Perakitan *cervical traction* dimulai dari memasang *actuator pneumatic* beserta *spring pneumatic* pada rangka utama dengan disertai komponen – komponen pelengkap *pneumatic* seperti *air gate* dan *hosing.* Kemudian rangka pengatur kemiringan dipasang pada jalur rel yang telah tersedia di sisi kanan dan kiri *main frame*, dengan memastikan pengatur kemiringan dapat bergerak sebagaimana mestinya. Selanjutnya memasang bantalan

pad pada sisi bawah *main frame*. Perakitan dilanjutkan dengan merakit bagian penyusun sandaran kepala, dimana *cushion* dipasang pada slot yang sudah disediakan pada *cushion bracket*. Selanjutnya semua bagian penyusun penjepit leher dirakit sesuai ketentuan dan dipasang pada jalur yang terdapat di *cushion bracket*, setelah bagian penyusun penjepit leher terpasang pada jalur, selanjutnya dipasang sistem penggerak penjepit leher yaitu *bold* dan *spring*, dan harus dipastikan penjepit leher dapat bergerak sebagaimana mestinya, dan terakhir penjepit leher di kunci posisinya dengan *clamp lock* agar tidak terlepas dari jalurnya. Tahap terakhir adalah memasang rangka *support* pada rangka utama. Hasil perakitan dari seluruh komponen *cervical traction* dapat dilihat pada gambar 5.20.

Gambar 5. 20 *Prototype Cervical Traction*

5.6 Evaluasi Pemenuhan Kriteria *Prototype Cervical Traction*

Evaluasi *prototype cervical traction* terhadap daftar kriteria yang telah ditetapkan pada bab 4, bertujuan untuk menganalisa dan menyesuaikan antara *cervical traction* yang sudah dirancang dengan kebutuhan dan kondisi dari pasien terapi otot *cervical*. Evaluasi disesuaikan dengan *list of requirement* yang ada seperti yang dapat dilihat pada tabel 5.8. Sedangkan untuk detail uji fungsi dari masing-masing bagian utama, seperti: pengujian gerak sandaran kepala yang terdapat pengujian pneumatis di dalamnya, pengujian gerak penjepit leher, dan pengujian untuk gerak rangka pengatur kemiringan akan dijelaskan lebih detail pada sub bab berikutnya.

Tabel 5. 9 Evaluasi *Prototype Cervical Traction* terhadap kriteria

No	Bagian yang di-evaluasi	Memenuhi		Keterangan*
		Ya	Tidak	
1	Bisa digunakan pada posisi tidur	*v*		
2	Bisa digunakan pada posisi duduk	*v*		
3	Bisa di knockdown	*v*		
4	Kuat menahan beban hingga 10 kg	*v*		
5	Tidak mudah rusak	*v*		
6	Konstruksi dan material aman digunakan	*v*		
7	Nyaman saat digunakan setiap sisinya		*v*	Proses finishing pada permukaan *part* belum sempurna dan

No	Bagian yang di-evaluasi	Memenuhi		Keterangan*
		Ya	Tidak	
				komponen pendukung tidak menggunakan material dengan kualitas terbaik.
8	Aman dari resiko cidera	*v*		
9	Mudah dipindahkan	*v*		
10	Berat maksimum 1,5 kg		*v*	Diperoleh berat total *cervical traction* sebesar 3 kg.
11	Bisa dibuat dan dimanufaktur	*v*		
12	Mudah dirakit dan dilepas	*v*		
13	Mudah dirawat dan diperbaiki	*v*		
14	Komponen tersedia di pasaran	*v*		
15	Biaya produksi tidak mahal		*v*	Biaya produksi cukup mahal mengingat harga material dan proses manufaktur yang digunakan.

* = keterangan hanya diberikan untuk kriteria yang tidak terpenuhi

5.6.1 Uji Fungsi

A. Rangka Pengatur Kemiringan

Uji fungsi rangka pengatur kemiringan adalah uji coba perubahan posisi rangka pengatur kemiringan terhadap *main frame*. Rangka ini dapat dirubah posisinya yang mana perubahan

posisi rangka ini berpengaruh pada perubahan besar sudut kemiringan antara *main frame* dengan lantai dasar, tujuan dari perubahan kemiringan ini agar pasien merasa nyaman. Perubahan kemiringan dilakukan dengan memutar *screw* yang ada pada sisi kanan dan kiri *main frame* dan ketika *screw* kendor rangka pengatur kemiringan dapat di geser sesuai kebutuhan lalu *screw* dikencangkan kembali. Perubahan besar sudut yang ada antara 10° - 20° sehingga pasien dapat mengatur kemiringan pada posisi antara dua sudut tersebut. Posisi rangka pengatur kemiringan untuk tiap sudut dapat dilihat pada gambar 5.21.

(a)

(b)

Gambar 5. 21 Perubahan Posisi Rangka Pengatur Kemiringan (a)minimun 10°, (b)maksimum 20°

Selama proses pengujian, performa rangka pengatur kemiringan cukup baik, dimana rangka dapat dengan mudah digeser dan diubah posisinya dari 10° hingga 20°, serta *screw* pengunci dapat dikecangkan dan dikendorkan dengan mudah dan lancar oleh jari.

B. Penggerak Sandaran Kepala

Uji fungsi penggerak sandaran kepala adalah pengujian yang dilakukan terhadap pergerakan sistem pneumatis. Sandaran kepala akan terbawa untuk bergerak ketika actuator bergerak. Pergerakan pada sandaran kepala ini sangat penting karena gerakan inilah yang berpengaruh terhadap terjadinya proses terapi, dimana terjadi traksi pada daerah otot servikal. Pergerakan dapat terjadi dengan memompakan udara melalui handpump, udara bertekanan akan bergerak menekan *actuator* dan *actuator* bergerak mendorong sandaran kepala. Setelah dirasa terjadi traksi, selanjutnya udara di release melalui handpump dan actuator akan tertekan kembali ke posisi semula akibat adanya tekanan dari pegas. Perubahan posisi dari sandaran kepala dapat dilihat pada gambar 5.22.

(a)

(b)

Gambar 5. 22 Perubahan Posisi Sandaran Kepala
(a)Resting Position, (b)Max Stroke 5cm

Dari hasil pengujian yang sudah dilakukan, sistem pneumatis yang digunakan sebagai penggerak sandaran kepala dapat bekerja dengan baik, terlihat dari actuator yang dapat bergerak dengan lancar dan mudah dari posisi resting 0cm hingga posisi maksimum *stroke* 5cm, hanya saja kondisi *handpump* yang tidak sesuai dengan spesifikasi menyebabkan proses pemompaan udara menjadi lebih berat ketika digunakan.

C. Penjepit Leher

Uji fungsi penjepit leher merupakan pengujian yang dilakukan terhadap pergerakan screw pendorong serta pegas penahan. Penjepit leher akan bergeser atau bergerak ketika *screw bold* berputar *clockwise* dan akan terdorong kembali ke posisi semula ketika *screw bold* berputar *counter clockwise*. Pergerakan penjepit leher kembali ke posisi semula disebabkan karena adanya tekanan dari pegas penahan. Terdapat dua penjepit leher disisi kanan dan kiri, yang mana ketika kedua nya bergerak makan akan menyempit dan menjepit leher pasien dan memberikan traksi kepada leher bersamaan dengan pergerakan sandaran kepala. Pada posisi *resting* jarak antara kedua penjepit leher 70 mm sedangkan pada posisi maksimal jarak antara kedua penjepit leher 50 mm. Perubahan posisi penjepit leher dapat dilihat pada gambar 5.23

(a)

(b)

Gambar 5. 23 Perubahan Posisi Penjepit Leher
(a)Resting Position 70mm, (b)Max Position 50mm

Secara performa kedua penjepit leher dapat bekerja dengan baik, dimana keduanya dapat bergerak dari jarak 70 mm hingga jarak 50 mm dengan sangat lancar begitupun sebaliknya dari 50 mm ke 70 mm. Kedua *bold* pengatur juga tidak sulit untuk diputar, serta pegas penahan dapat bekerja dengan baik saat *bold* diputar dengan arah *counter clockwise*, sehingga penjepit dapat kembali ke posisi awal.

5.6.2 Uji Pemakaian

Karena belum adanya standarisasi tertentu untuk pengujian traksi khususnya traksi cervical, maka pengujian prototype cervical traction ini difokuskan pada uji pemakaian bukan uji fungsi produk untuk tujuan massal, dimana tujuan uji pemakaian ini untuk

mengetahui cara kerja secara menyeluruh prototype cervical traction. Dalam pengujian kali ini, standar pembebanan terapi yang digunakan menyesuaikan dengan jurnal ilmiah [9], dimana untuk mechanical cervical traction digunakan traksi sebesar 10% - 15% dari total berat badan pasien dan pemberian traksi dilakukan secara bertahap setiap 0,5 kg. Untuk uji pemakaian sendiri dibagi menjadi dua, yakni untuk pemakaian posisi tidur dan pemakaian posisi duduk. Prosedur uji pemakaian sendiri disesuaikan dengan cara kerja alat seperti yang sudah dijelaskan pada bagian rancangan *cervial traction* sebelumnya pada sub bab 4.3.

1. Pemakaian Posisi Tidur

Pada posisi tidur terlentang dengan kemiringan minimum 10° *cervical traction* dapat dipakai dengan nyaman dan stabil serta sesuai dengan fungsi yang diharapkan. Pemakaian pada kondisi tidur terlentang kemiringan 10° dapat dilihat pada gambar 5.24

(a)

(b)

Gambar 5. 24 Pemakaian Tidur dengan Kemiringan 10°
(a) pengguna usia anak-anak dibawah 10 tahun
(b) pengguna usia dewasa diatas 20 tahun

Pada posisi tidur terlentang dengan kemiringan maksimum 20° *cervical traction* masih dapat dipakai dengan nyaman, namun dikarenakan posisi dan kondisi rangka pengatur kemiringan yang kurang seimbang mengakibatkan *cervical traction* menjadi kurang stabil dengan kecenderungan untuk terjungkal kebelakang saat digunakan pada posisi ini. Pemakain pada kondisi tidur terlentang kemiringan 20° dapat dilihat pada gambar 5.25

(a)

(b)

Gambar 5. 25 Pemakaian Tidur dengan Kemiringan 20°
(a) pengguna usia anak-anak dibawah 10 tahun
(b) pengguna usia dewasa diatas 20 tahun

2. Pemakaian Posisi Duduk

Pada posisi duduk di kursi dengan posisi tegak *cervical traction* dapat dipakai dengan nyaman serta tidak memberatkan punggung dan bahu, bahkan ketika digunakan oleh anak anak usia dibawah 10 tahutn pada posisi berdiri, *cervical traction* masih cukup nyaman dan aman dipakai. Pemakaian pada posisi duduk dikursi dapat dilihat pada gambar 5.27

(a) (b)

Gambar 5. 26 Pemakaian Duduk di Kursi
(a) pengguna usia anak-anak dibawah 10 tahun
(b) pengguna usia dewasa diatas 20 tahun

5.7 Evaluasi Menyeluruh

Setelah dilakukan uji fungsi pada setiap bagian utama dan juga uji pemakaian menyeluruh terhadap *cervical tration*, diketahui beberapa kelemahan atau kekurangan alat traksi yang dibuat, sebagai berikut :

1. Desain *main frame* kurang panjang sehingga posisi dari sandaran kepala tidak lebih rendah bila dibandingkan dengan posisi pengatur kemiringan pada kondisi 20°, yang menyebabkan *cervical traction* menjadi tidak seimbang dan kurang stabil saat dipakai pada posisi tidur terlentang dengan kemiringan 20°.
2. Jarak antara dua *clamp cushion* kurang lebar. Hal ini menyebabkan *cervical traction* tidak dapat digunakan oleh pasien yang memiliki ukuran diameter leher lebih besar

dari 70 mm, sehingga masih kurang sesuai untuk digunakan khususnya oleh pasien laki laki usia lebih dari 25 tahun yang rata rata memiliki diameter leher 90 mm.

3. Desain penampang *clamp cushion* yang kurang luas menyebabkan proses traksi pada leher menjadi kurang efektif karena tidak seluruh area leher bagian atas tertopang dan dapat terangkat.
4. Pada bagian rangka pengatur kemiringan terdapat kesalahan pemilihan proses manufaktur dimana pada kondisi aktual sambungan yang hanya dari *screw* pengunci menyebabkan Rangka U pada pengatur kemiringan mudah berubah posisi dari posisi yang seharusnya karena tidak melekat pada rel penyangga.
5. Pada sistem penjepit leher terdapat *missing part* yaitu *clamp lock* dan juga *screw lock* yang seharusnya terdapat pada bagian bawah penjepit leher. Hal ini menyebabkan penjepit leher tidak terpasang dengan kuat pada sandaran kepala, dan tidak terpasang secara tegak lurus pada jalur rel yang ada pada sandaran kepala.
6. Sambungan antara sandaran kepala dengan pneumatis hanya menggunakan dua buah mur yang ternyata tidak cukup kuat dan cenderung kendor saat proses terapi dilakukan. Sehingga perlu dipikirkan lagi jenis sambungan yang kuat dan sesuai dengan kebutuhan.
7. Performa cervical traction belum maksimal, dimana tidak terdapat sistem *lock* atau *automaic stop* pada *handpump* yang berfungsi untuk memberikan beban yang setara dengan 0,5 kg untuk setiap langkah kerja. Sehingga menyebabkan proses terapi menjadi kurang teratur dan terkonrol.

BAB VI
KESIMPULAN DAN SARAN

6.1 Kesimpulan

Dari penelitian yang telah dilakukan didapatkan kesimpulan sebagai berikut :

1. Rancangan *Cervical Traction* memiliki spesifikasi teknis sebagai berikut :
   - Berat Cervical Traction : 3 kg
   - Panjang total Cervical Traction : 680 mm
   - Lebar total Cervical Traction : 254 mm
   - Tinggi total Cervical Traction : 191 mm
   - Rentang pergerakan sandaran kepala : 50 mm
   - Jarak terluar penjepit leher : 130 mm
2. Nilai RULA yang diperoleh pada terapi posisi tidur untuk pasien laki−laki yaitu 1 dan pasien perempuan juga 1. Sedangkan Nilai RULA yang diperoleh pada terapi posisi duduk untuk pasien laki−laki yaitu 1 dan pasien perempuan juga 1. Artinya desain *cervical traction* nyaman untuk digunakan.
3. Dengan beban sebesar 10 kg, analisa kekuatan material pada *main frame* dan rangka *support* punggung *cervical traction* menunjukan hasil sebagai berikut :
   - Untuk *main frame* dilakukan simulasi dengan *software Autodesk Inventor Professional 2018*, dan diperoleh hasil bahwa tegangan maksimum terjadi pada area rangka pengatur kemiringan dengan nilai 9,177 Mpa untuk kemiringan 10° dan 6,411 Mpa untuk kemiringan 20°. Dimana dengan *safety factor* = 1, nilai tegangan maksimum masih lebih kecil dari tegangan tarik maksimum yang dimiliki material *Aluminium 6061* yaitu 241 Mpa.
   - Untuk rangka *support* dilakukan simulasi dengan *software Autodesk Inventor Professional 2018* dan diperoleh tegangan maksimum yang terjadi adalah

0,0217 Mpa dan area yang mengalami tegangan maksimum adalah bagian sandaran punggung rangka support. Dan dengan *safety factor* = 1, nilai tegangan maksimum masih lebih kecil dari tegangan tarik maksimum yang dimiliki material *Aluminium 6061* yaitu 241 Mpa.

Sehingga *cervical traction* aman digunakan untuk pemakaian dengan intensitas tinggi dan dalam jangka waktu yang cukup lama.

4. Dari hasil uji fungsi *cervical traction*, dapat dinyatakan bahwa bagian utama pada *cervical traction* dapat berfungsi baik dengan performa sebagai berikut :
   - Rangka pengatur kemiringan dapat digeser dan diubah dengan mudah dari sudut 10° hingga sudut 20°, dan *screw* penahan dapat dikecangkan dan dikendorkan dengan mudah dan lancar.
   - Sistem pneumatis yang digunakan sebagai penggerak sandaran kepala dapat bekerja dengan baik dimanan *actuator* dapat bergerak dengan lancar dari posisi resting 0cm hingga posisi maksimum *stroke* 5cm, hanya saja kondisi *handpump* yang tidak sesuai dengan spesifikasi menyebabkan proses pemompaan udara menjadi kurang maksimal.
   - Sistem penjepit leher dapat bergerak dengan lancar dari posisi 70mm hingga 50mm begitupun sebaliknya, dan juga *bold* pengatur tidak sulit untuk diputar serta pegas penahan dapat bekerja dengan baik dalam mengembalikan penjepit leher pada posisi awal setelah dirubah posisi nya.
5. Dari hasil uji pemakaian *cervical traction*, dapat dinyatakan bahwa secara keseluruhan *cervical traction* dapat digunakan dengan aman dan nyaman pada posisi tidur terlentang maupun pada posisi duduk di kursi untuk pasien usia anak anak hingga remaja.

6.2 Saran

Dari penelitian yang telah dilakukan, diberikan beberapa saran untuk pengembangan dalam penelitian selanjutnya, yaitu :

1. Dengan adanya proses manufaktur yang lebih mendukung seperti *3D Printing* maka bisa digunakan material lain yang lebih ringan.
2. Desain dan dimensi *main frame* perlu diperbaiki agar *cervical traction* tetap stabil dan nyaman digunakan pada kondisi apapun.
3. Perlu dilakukan redesain pada *cushion bracket* dengan menambah panjang jalur slot untuk pergerakan *clamp* sebesar 20 mm untuk masing – masing *clamp* kanan dan kiri, agar jarak antara *clamp cushion* menjadi lebih lebar sehingga dapat digunakan dengan nyaman oleh pasien usia dewasa khususnya pasien laki laki yang memiliki rata rata diameter leher 90 mm.
4. Perlu dilakukan redesain pada *clamp cushion* dengan menambahkan panjang *clamp cushion* sebesar 40 mm, sehingga diperoleh luas penampang yang lebih besar agar seluruh area leher bagian atas dapat terangkat.
5. Bagian rangka pengatur kemiringan sebaiknya menggunakan bahan yang rigid sehingga tidak mudah bergerak dan berubah posisi pada saat digunakan. Sehingga untuk sambungan antara rangka U dan rel sebaiknya menggunakan sambungan las yang permanen sehingga rangka menjadi satu kesatuan yang rigid.
6. Selama proses manufaktur dan perakitan perlu diperhatikan dengan teliti kesesuaian antara gambar teknik dan proses manufaktur serta *assembly* yang ada, agar tidak terjadi *missing part* dan kesalahan proses perakitan.
7. Perlu dilakukan modifikasi pada sistem *handpump*, sehingga dilengkapi dengan sistem *lock* atau *automatic stop* untuk mengontrol besarnya tekanan yang masuk setiap langkanya tidak lebih dari 0,5kg.

8. Bisa ditambahkan satu mekanisme gerakan terapi yaitu gerakan untuk memutar leher secara *clokwise* maupun *counter clokwise* agar *cervical traction device* ini lebih lengkap dalam memberikan terapi pada pasien.

DAFTAR PUSTAKA

[1] Prayoga, C.R. 2014. ***Penatalaksanaan Fisioterapi Pada Cervical Syndrome E.C Spondylosis C3-6 Di RSUD Dr.Moewardi.***

[2] Eubank, JD. 2010. ***Cervical radiculopathy: Nonoperative management of neck pain radicular sympotoms.*** American Family Physician.

[3] Triyono, Eddy. 2011. ***Inovasi Traksi Cervical Berbasis Hidro.*** Surakarta: Tugas Akhir Program Studi Diploma IV Fisioterapi Fakultas Ilmu Kesehatan Universitas Muhammadiyah Surakarta.

[4] Nurmianto, Eko. 2004. ***Ergonomi Konsep Dasar dan Aplikasinya Edisi Kedua.*** Surabaya: Guna Widya.

[5] Sumbodo, Wirawan, Rizki Setiadi dan Sigit Poedjiono. 2017. ***Pneumatik dan Hidrolik.*** Yogyakarta: Deepublish.

[6] Amitava Majumdar and Sunirmal Jana, 2001. ***Glass and glass- ceramic coatings, versatile materials for industrial and engineer- ing applications***. Bull. Mater.

[7] Aaron D., Deutschman, Walter J.Michels dan Charles E Wilson, ***Machine Design***, Macmillan Publishing Co.Inc: New York.

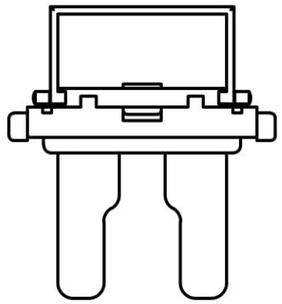
[8] McAtamney, L. and Corlett, E.N. 1993. ***RULA: A survey method for the investigation of work-related upper limb disorders.*** Applied Ergonomics, 24 (2), 91-99

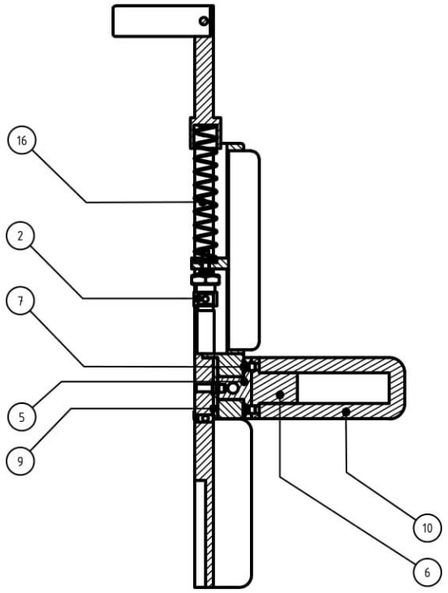
[9] Akinbo S R, Noronha C C, Okanlawon A O, Danesi M A. ***Effects of different cervical traction weights on neck pain and mobility.*** Niger Postgrad Med J 2006;13:230-235

[10] Cai C, Ming G, Ng LY. ***Development of a clinical prediction rule to identify patients with neck pain who are likely to benefit from home-based mechanical cervical traction.*** Eur Spine J. 2011;20(6):912-922. doi:10.1007/s00586-010-1673-6

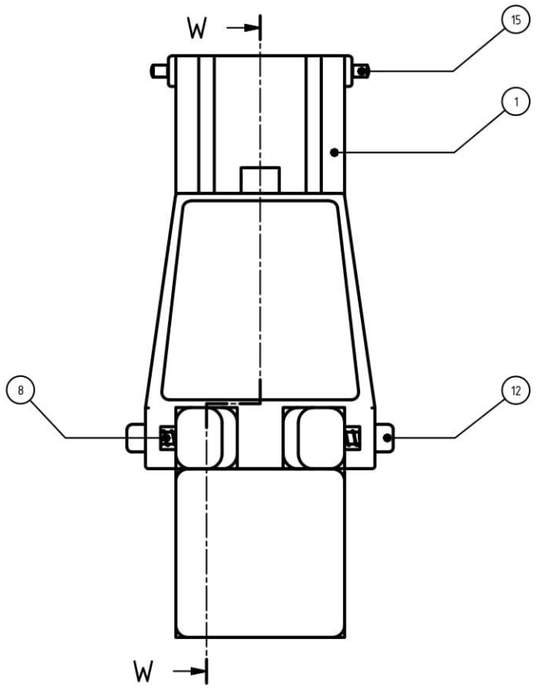
(Halaman ini sengaja dikosongkan)

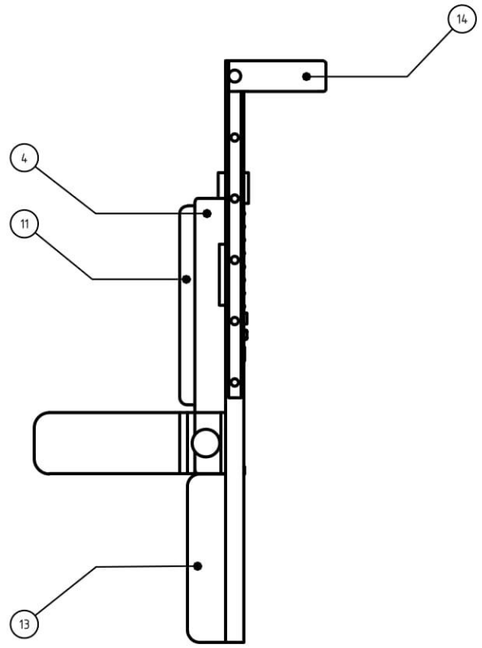
LAMPIRAN

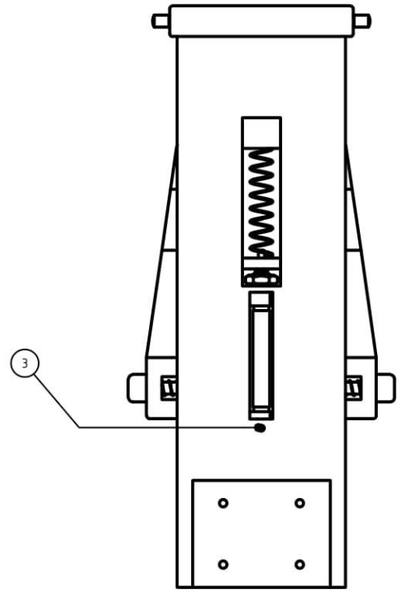


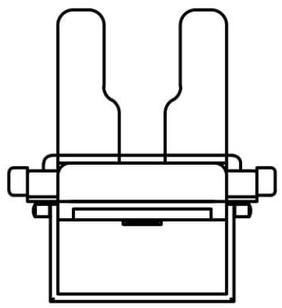


POTONGAN W-W





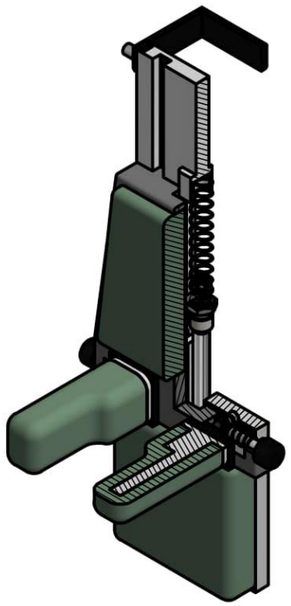


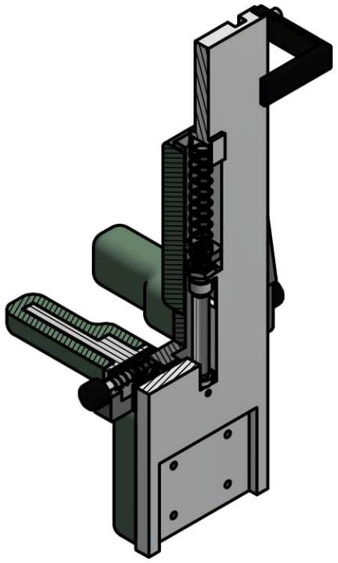


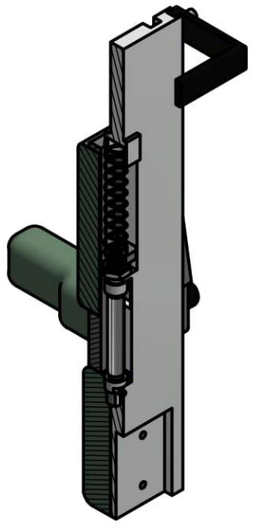
NO. BAG	JUMLAH	NAMA BAGIAN	BAHAN	UKURAN	KETERANGAN
16	1	Pneumatic Spring	Steel, Mild		
15	2	Screw	Steel, Mild		Knurled screws with small head
14	1	Cantilever	Aluminum 6061		
13	1	Pad	Spons		
12	2	Bold	Steel		
11	1	Cushion	Spons		
10	2	Clamp	Spons		
9	2	Clamp Lock	Aluminum 6061		
8	2	Spring	Steel, Mild		
7	6	Lock Screw	Steel, Mild		Pozidriv ISO metric machine screws
6	2	Clamp Stand	Aluminum 6061		
5	2	Base Clamp	Aluminum 6061		
4	1	Cushion Bracket	Aluminum 6061		
3	1	Lock Pin	Steel, Mild		
2	1	Pneumatic	Steel		
1	1	Main Frame	Aluminum 6061		

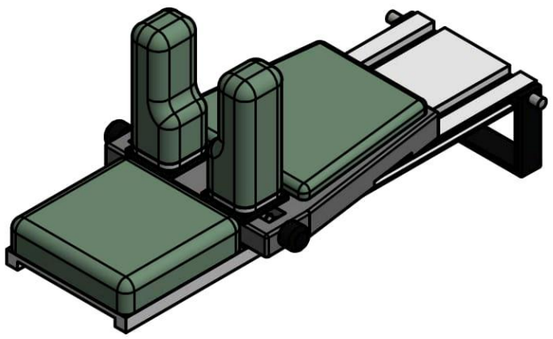
SKALA : 1 : 4	DIGAMBAR : ARIYAN KARLINO	PERINGATAN :
UKURAN : milimeter	NRP : 02111340000159	
TANGGAL :	DILIHAT : I MADE LONDEN BATAN	

TEKNIK MESIN FTI-ITS	CERVICAL TRACTION	NO. 01	A3

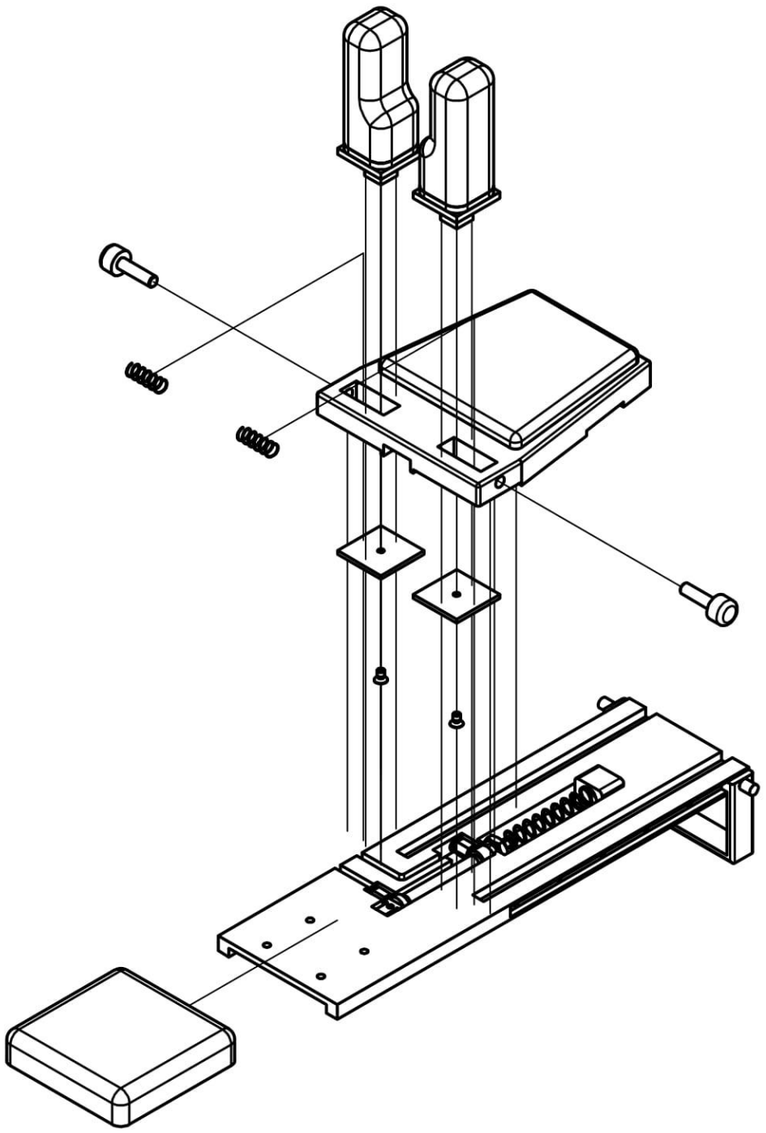


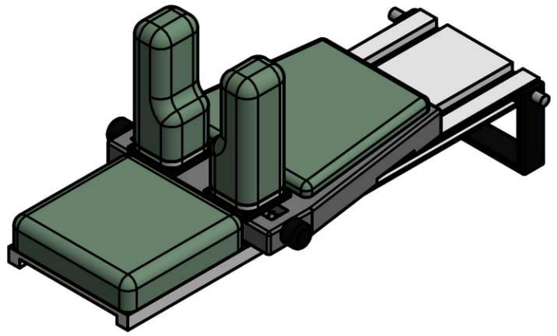






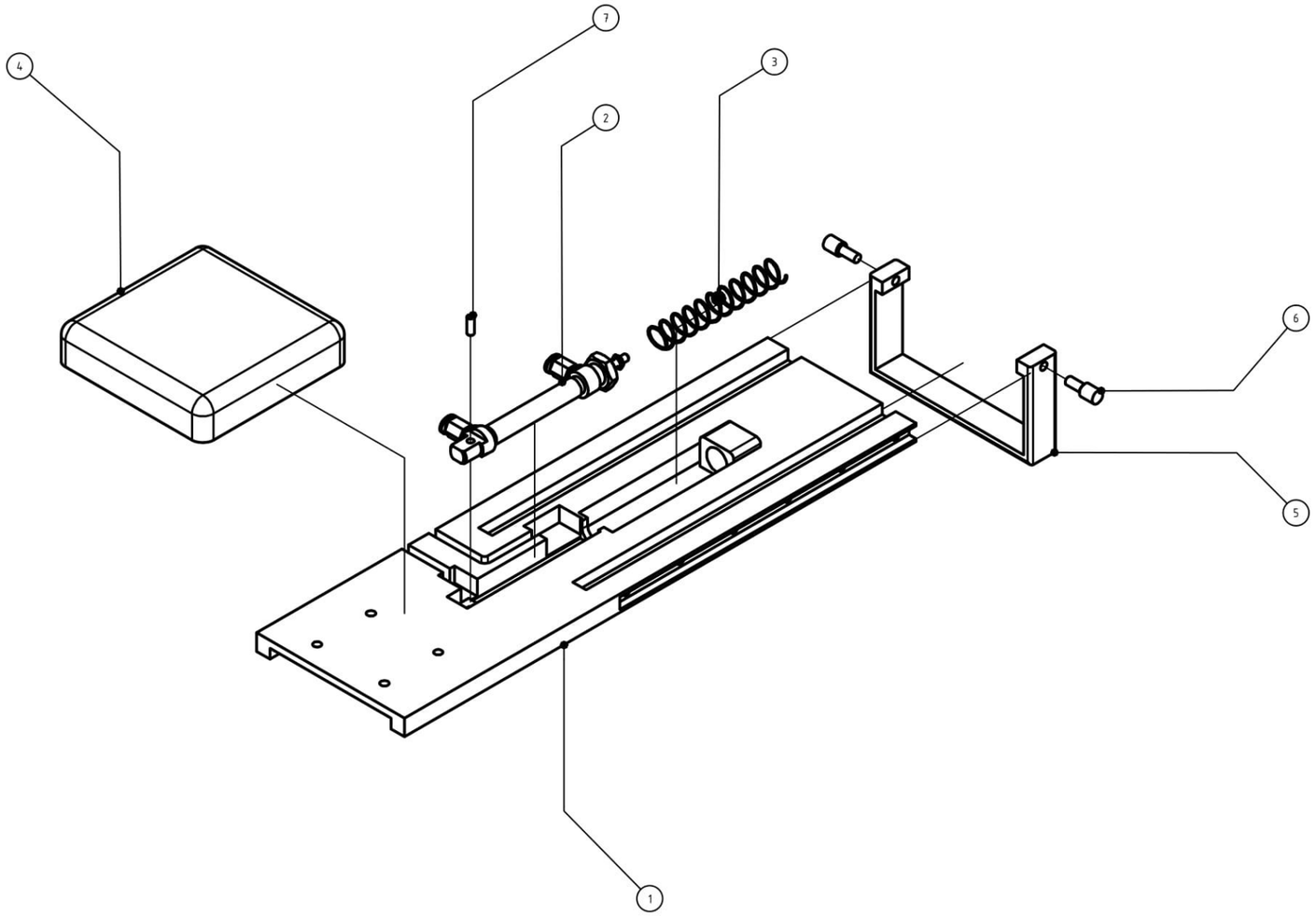
SKALA : 1 : 4	DIGAMBAR : ARIYAN KARLINO	PERINGATAN :	
UKURAN : milimeter	NRP : 02111340000159		
TANGGAL :	DILIHAT : I MADE LONDEN BATAN		
TEKNIK MESIN FTI-ITS	CERVICAL TRACTION	NO. 02	A3

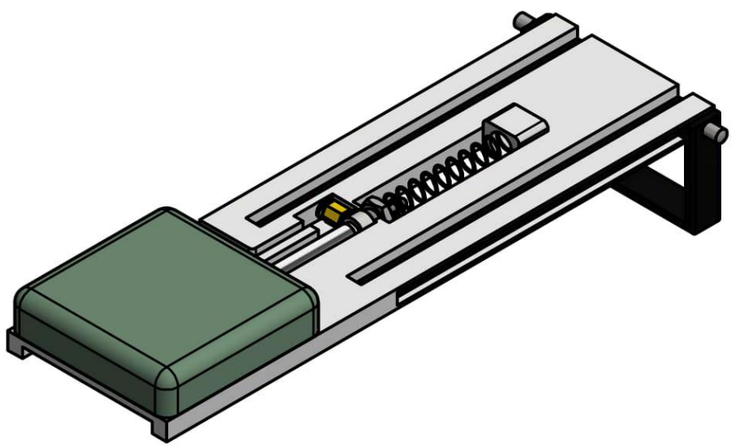




NO. BAG	JUMLAH	NAMA BAGIAN	BAHAN	UKURAN	KETERANGAN
16	1	Pneumatic Spring	Steel, Mild		
15	2	Screw	Steel, Mild		Knurled screws with small head
14	1	Cantilever	Aluminum 6061		
13	1	Pad	Spons		
12	2	Bold	Steel		
11	1	Cushion	Spons		
10	2	Clamp	Spons		
9	2	Clamp Lock	Aluminum 6061		
8	2	Spring	Steel, Mild		
7	6	Lock Screw	Steel, Mild		Pozidriv ISO metric machine screws
6	2	Clamp Stand	Aluminum 6061		
5	2	Base Clamp	Aluminum 6061		
4	1	Cushion Bracket	Aluminum 6061		
3	1	Lock Pin	Steel, Mild		
2	1	Pneumatic	Steel		
1	1	Main Frame	Aluminum 6061		

SKALA : 1 : 4	DIGAMBAR : ARIYAN KARLINO	PERINGATAN :	
UKURAN : milimeter	NRP : 02111340000159		
TANGGAL :	DILIHAT : I MADE LONDEN BATAN		
TEKNIK MESIN FTI-ITS	CERVICAL TRACTION	NO. 03	A3

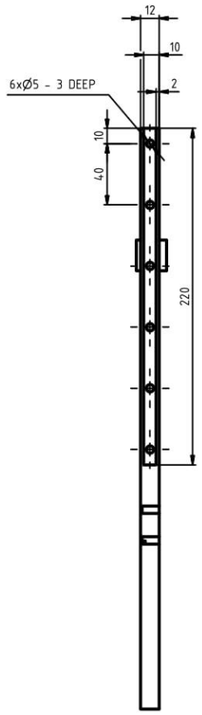


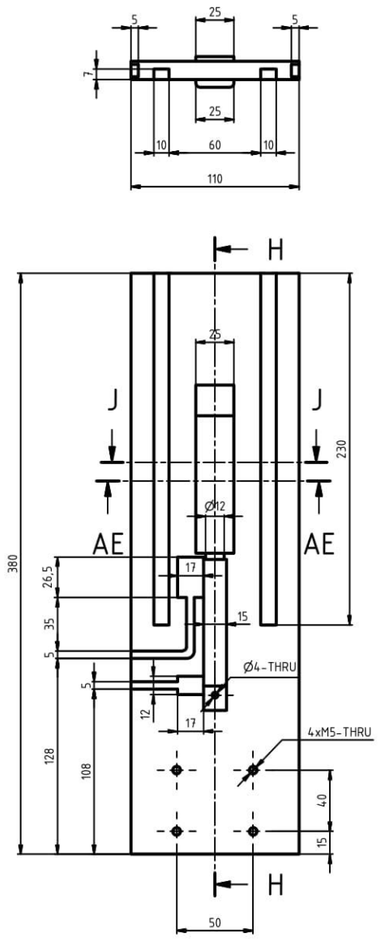


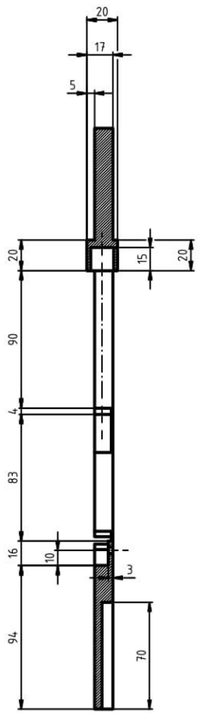
NO. BAG	JUMLAH	NAMA BAGIAN	BAHAN	UKURAN	KETERANGAN
7	1	Lock Pin	Steel, Mild		
6	2	Screw	Steel, Mild		Knurled screws with small head
5	1	Cantilever	Aluminum 6061		
4	1	Pad	Rubber, Silicone		
3	1	Pneumatic Spring	Steel, Mild		
2	1	Pneumatic			
1	1	Main Frame	Aluminum 6061		

SKALA : 1 : 4	DIGAMBAR : ARIYAN KARLINO	PERINGATAN :
UKURAN : milimeter	NRP : 02111340000159	
TANGGAL :	DILIHAT : I MADE LONDEN BATAN	

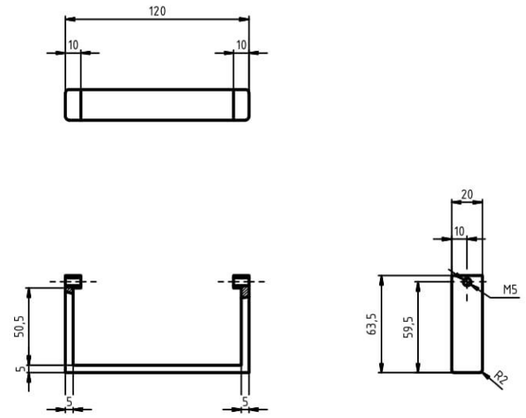
TEKNIK MESIN FTI-ITS	MAIN FRAME ASSY	NO. 04	A3

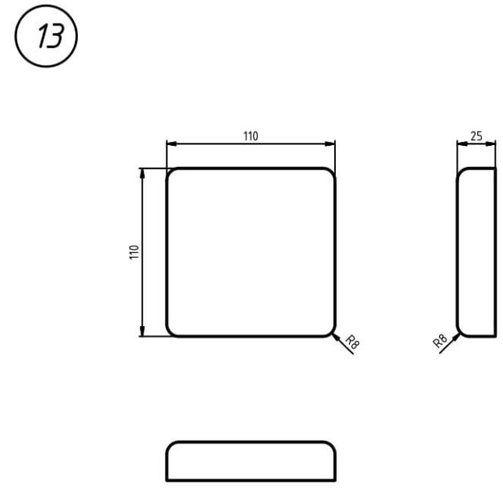


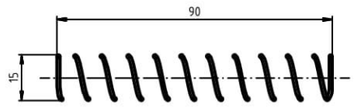


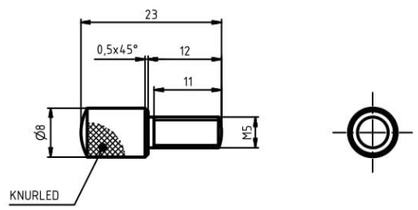


POTONGAN H-H

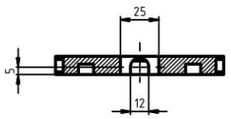




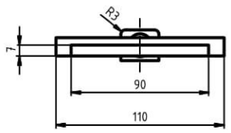


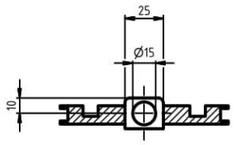


COMPRESSION SPRING TABLE	
Material	Piano Wire
Coil Outer Diameter	15
Coil Inner Diameter	13
Coil Pitch Diameter	14
Diameter of Wire	1
Number of Active Coil	10
Number of Base Coil	2
Helical Direction	Right
Free Lenght	90



POTONGAN J-J



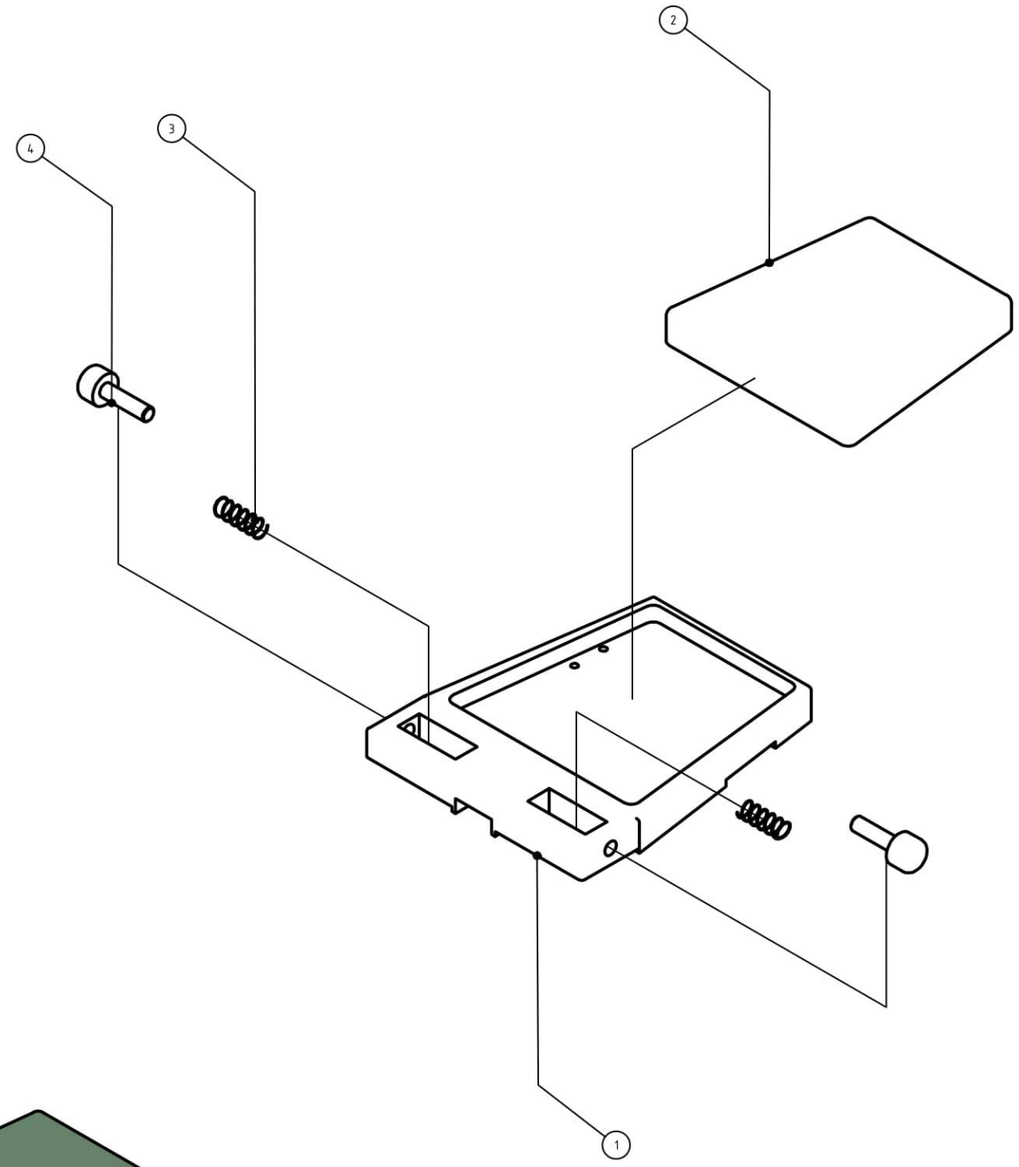


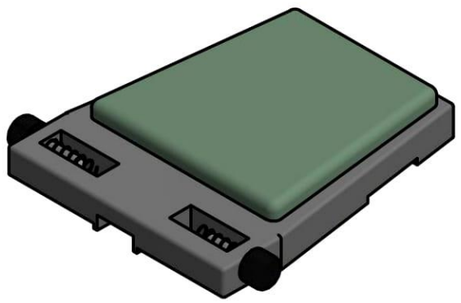
POTONGAN AE-AE

General Notes :
1. Deburr All Sharp Edges 0,5 x 45° or R0,5
2. Unspecified Raddi and Fillet R2
3. Unspecified Chamfer 1 x 45°

NO. BAG	JUMLAH	NAMA BAGIAN	BAHAN	UKURAN	KETERANGAN
16	1	Pneumatic Spring	Steel, Mild		
15	2	Screw	Steel, Mild		
14	1	Cantilever	Aluminum 6061		
13	1	Pad	Spons		
3	1	Lock Pin	Steel, Mild		
1	1	Main Frame	Aluminum 6061		

SKALA : 1 : 4	DIGAMBAR : ARIYAN KARLINO	PERINGATAN :	
UKURAN : milimeter	NRP : 02111340000159		
TANGGAL :	DILIHAT : I MADE LONDEN BATAN		
TEKNIK MESIN FTI-ITS	MAIN FRAME PART	NO. 05	A3



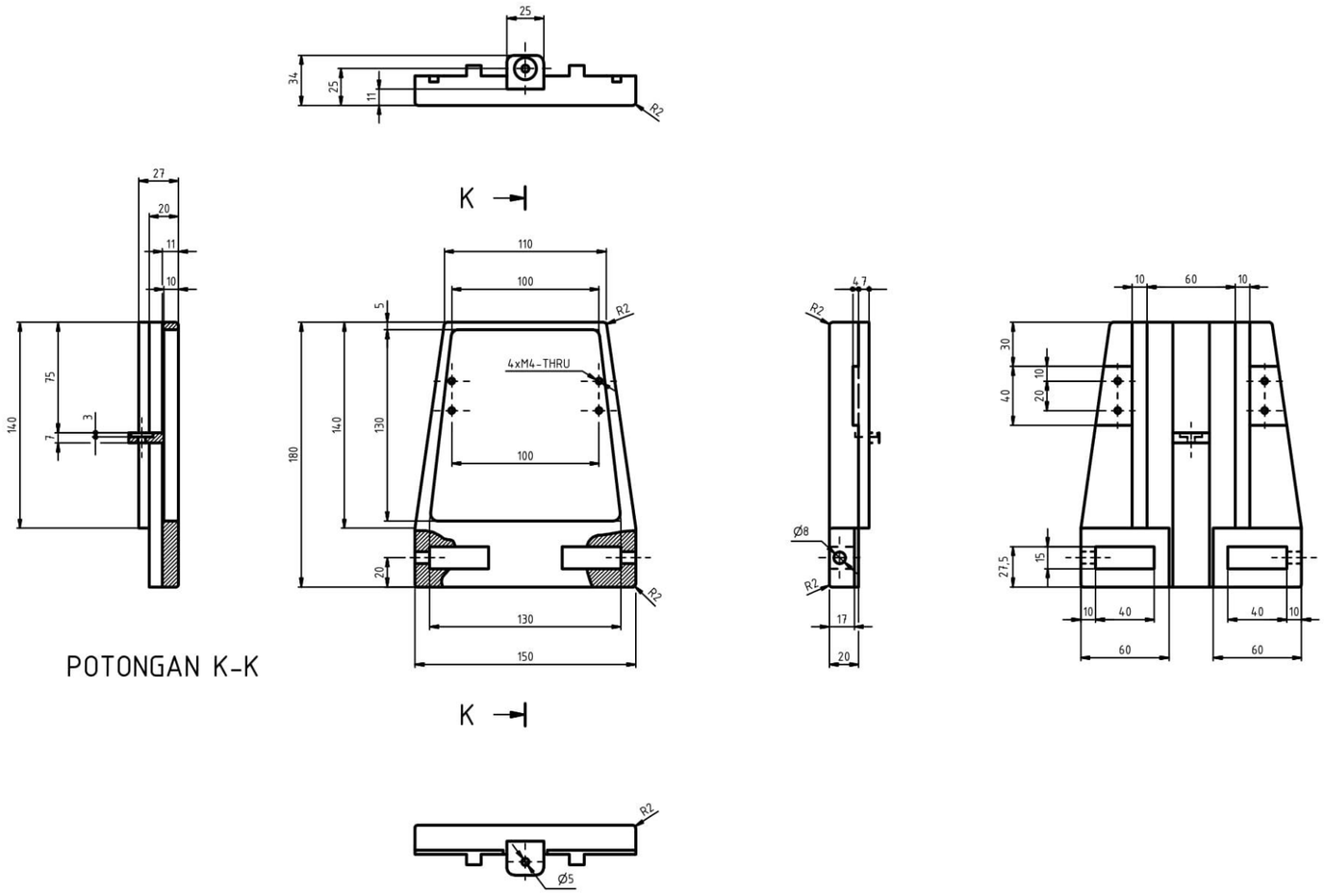


NO. BAG	JUMLAH	NAMA BAGIAN	BAHAN	UKURAN	KETERANGAN
4	2	Bold	Steel		
3	2	Spring	Steel		
2	1	Cushion	Rubber, Silicone		
1	1	Cushion Bracket	Aluminum 6061		

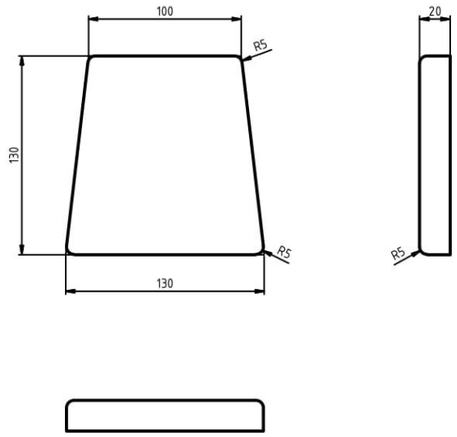
SKALA : 1 : 4	DIGAMBAR : ARIYAN KARLINO	PERINGATAN :
UKURAN : milimeter	NRP : 02111340000159	
TANGGAL :	DILIHAT : I MADE LONDEN BATAN	

TEKNIK MESIN FTI-ITS	CUSHION BRACKET ASSY	NO. 06	A3

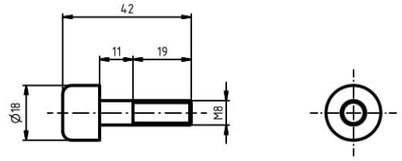
4



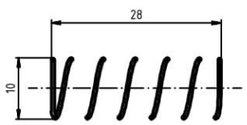
11



12



8



COMPRESSION SPRING TABLE	
Material	Piano Wire
Coil Outer Diameter	10
Coil Inner Diameter	9
Coil Pitch Diameter	9,5
Diameter of Wire	0,5
Number of Active Coil	5
Number of Base Coil	2
Helical Direction	Right
Free Lenght	28

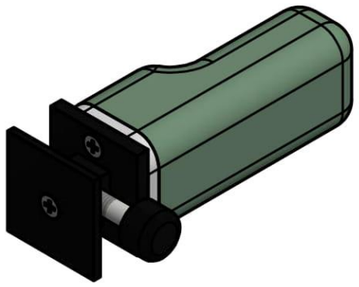
General Notes :

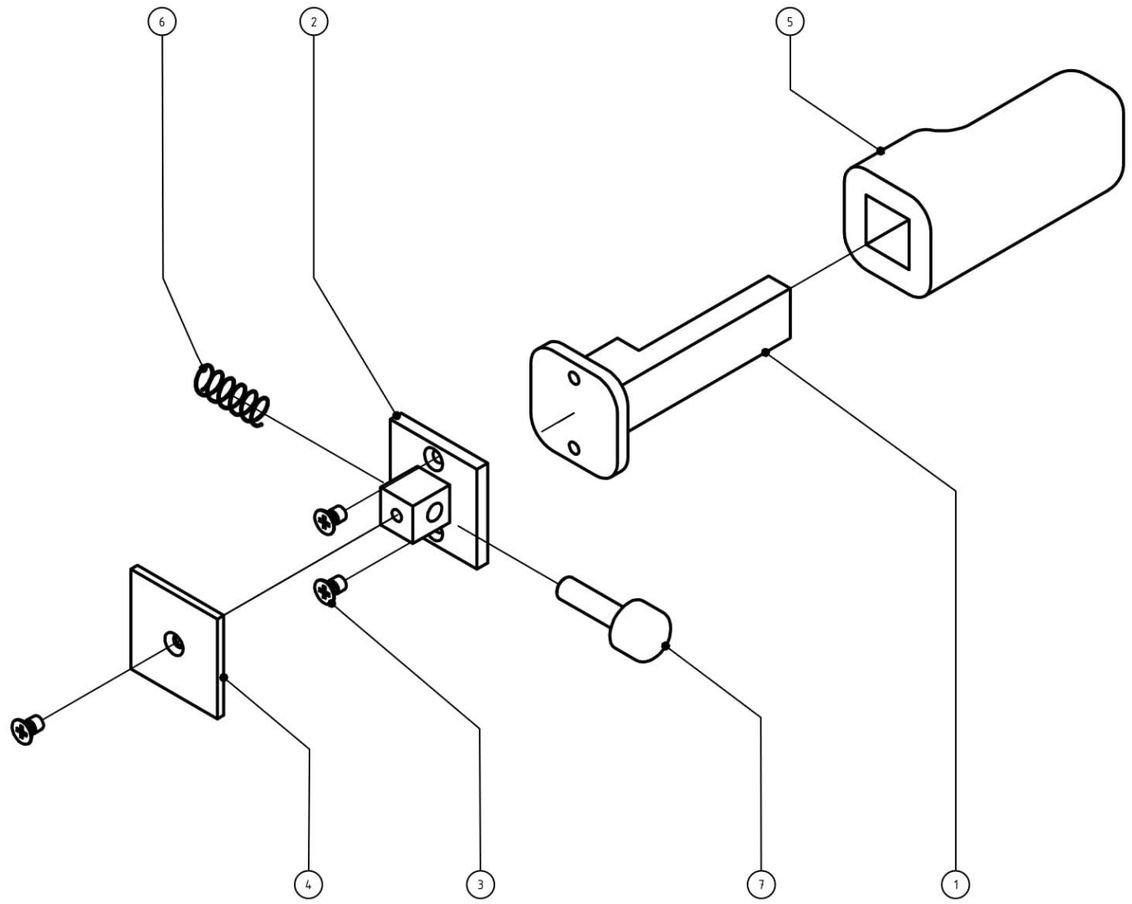
1. Deburr All Sharp Edges 0,5 x 45° or R0,5
2. Unspecified Raddi and Fillet R2
3. Unspecified Chamfer 1 x 45°

NO. BAG	JUMLAH	NAMA BAGIAN	BAHAN	UKURAN	KETERANGAN
12	2	Bold	Steel, Mild		
11	1	Cushion	Spons		
8	2	Spring	Steel, Mild		
4	1	Cushion Bracket	Aluminum 6061		

SKALA : 1 : 4	DIGAMBAR : ARIYAN KARLINO	PERINGATAN :
UKURAN : milimeter	NRP : 02111340000159	
TANGGAL :	DILIHAT : I MADE LONDEN BATAN	

TEKNIK MESIN FTI-ITS	CUSHION BRACKET PART	NO. 07	A3



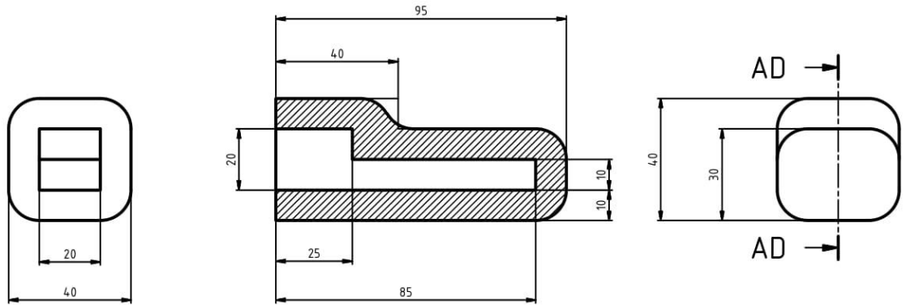


NO. BAG	JUMLAH	NAMA BAGIAN	BAHAN	UKURAN	KETERANGAN
7	1	Bold	Steel		
6	1	Spring	Steel		
5	1	Clamp	Rubber		
4	1	Clamp Lock	Aluminum 6061		
3	3	Lock Screw	Steel, Mild		Pozidriv ISO metric machine screws
2	1	Base Clamp	Aluminum 6061		
1	1	Clamp Stand	Aluminum 6061		

SKALA : 1 : 2	DIGAMBAR : ARIYAN KARLINO	PERINGATAN :
UKURAN : milimeter	NRP : 02111340000159	
TANGGAL :	DILIHAT : I MADE LONDEN BATAN	

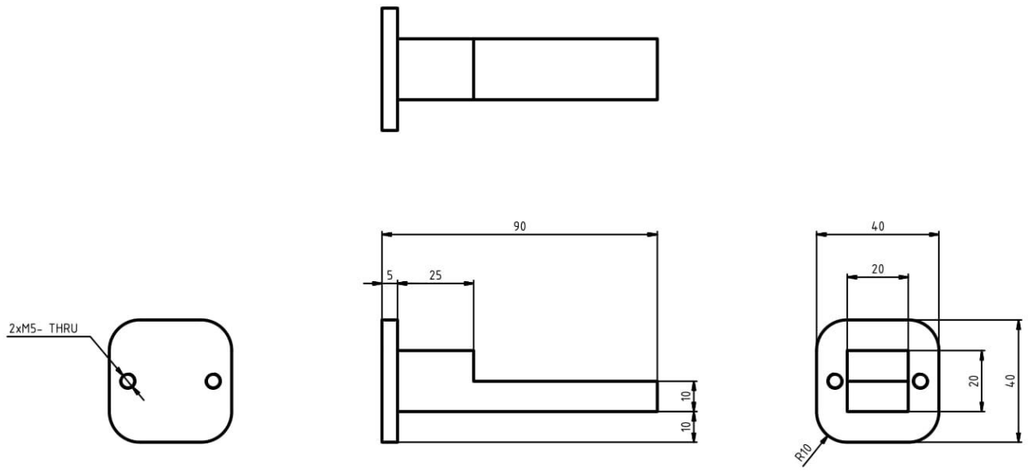
TEKNIK MESIN FTI-ITS	CLAMP ASSY	NO. 08	A3

10

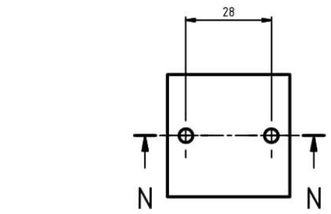


POTONGAN AD-AD

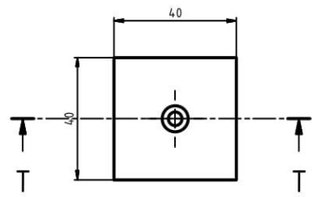
6



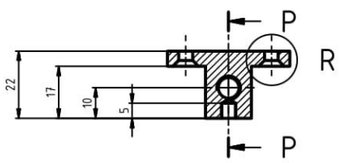
5



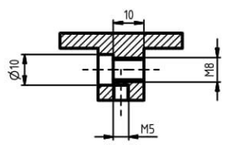
9



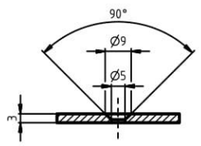
7



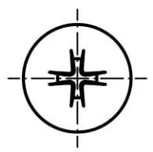
POTONGAN N-N

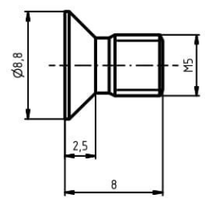


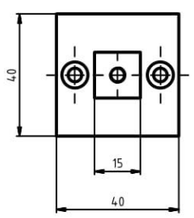
POTONGAN P-P



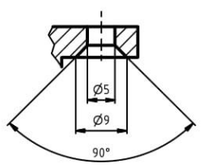
POTONGAN T-T







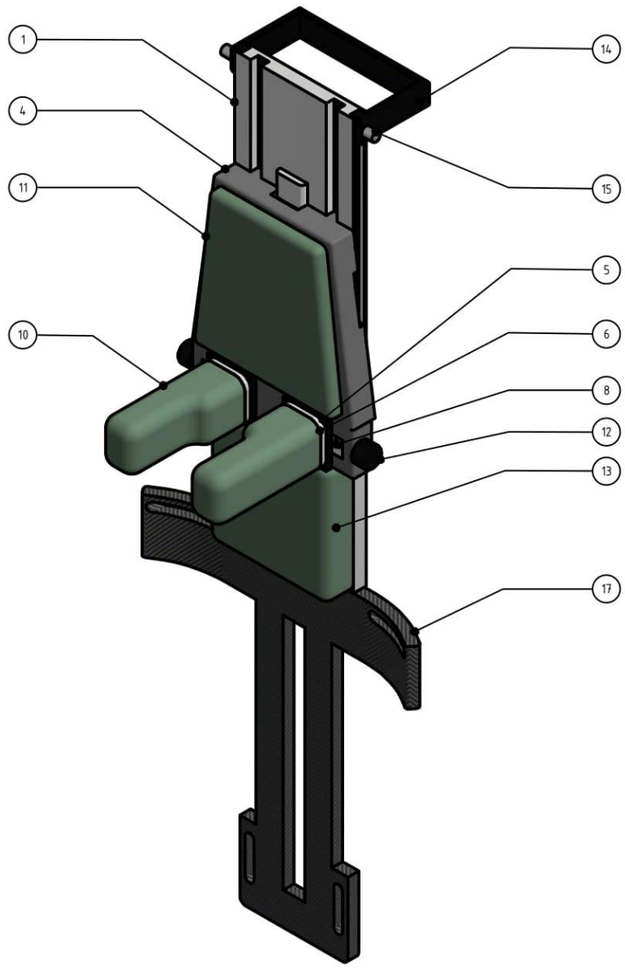
DETAIL R
SCALE 1 : 1

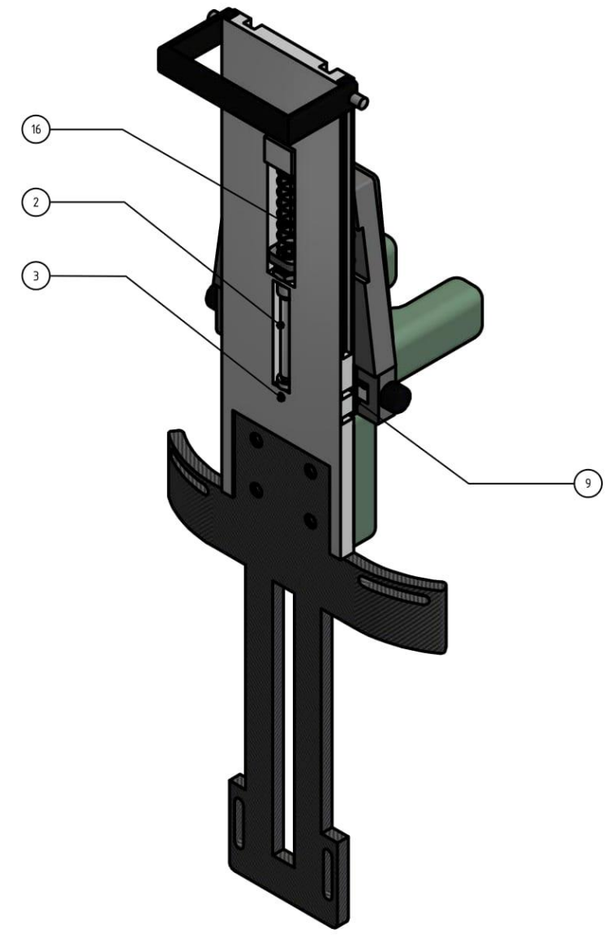


NO. BAG	JUMLAH	NAMA BAGIAN	BAHAN	UKURAN	KETERANGAN
10	2	Clamp	Spons		
9	2	Clamp Lock	Aluminum 6061		
7	6	Lock Screw	Steel, Mild		
6	2	Clamp Stand	Aluminum 6061		
5	2	Base Clamp	Aluminum 6061		

SKALA : 1 : 2	DIGAMBAR : ARIYAN KARLINO	PERINGATAN :
UKURAN : milimeter	NRP : 02111340000159	
TANGGAL :	DILIHAT : I MADE LONDEN BATAN	

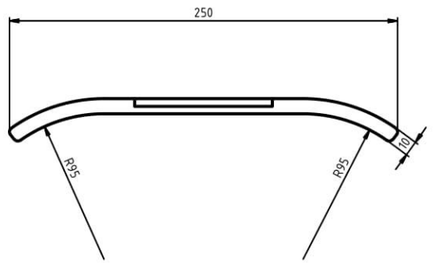
TEKNIK MESIN FTI-ITS	CLAMP PART	NO. 09	A3

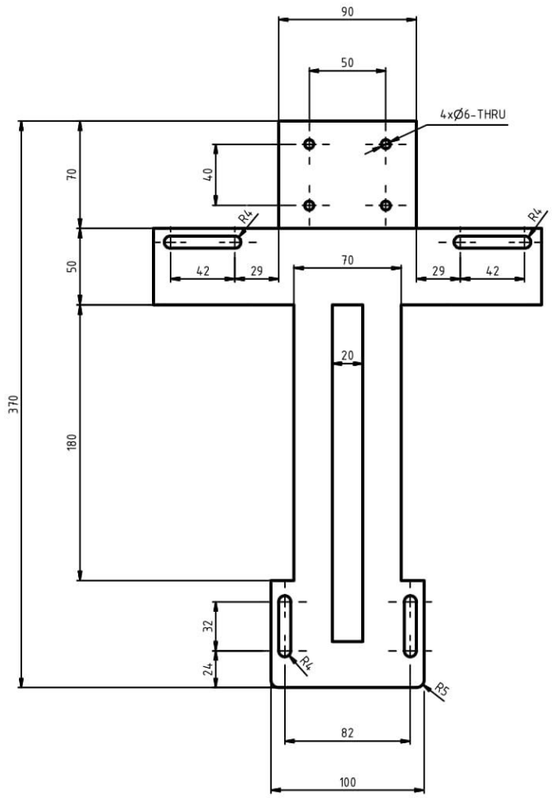


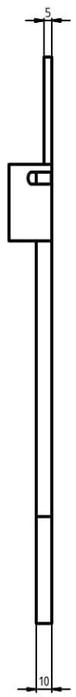


NO. BAG	JUMLAH	NAMA BAGIAN	BAHAN	UKURAN	KETERANGAN
17	1	Support	Aluminum 6061		
16	1	Pneumatic Spring	Steel, Mild		
15	2	Screw	Steel, Mild		Knurled screws with small head
14	1	Cantilever	Aluminum 6061		
13	1	Pad	Rubber, Silicone		
12	2	Bold	Steel		
11	1	Cushion	Rubber, Silicone		
10	2	Clamp	Rubber		
9	2	Clamp Lock	Aluminum 6061		
8	2	Spring	Steel		
7	6	Lock Screw	Steel, Mild		Pozidriv ISO metric machine screws
6	2	Clamp Stand	Aluminum 6061		
5	2	Base Clamp	Aluminum 6061		
4	1	Cushion Bracket	Aluminum 6061		
3	1	Lock Pin	Steel, Mild		
2	1	Pneumatic			
1	1	Main Frame	Aluminum 6061		

SKALA : 1 : 4	DIGAMBAR : ARIYAN KARLINO	PERINGATAN :	
UKURAN : milimeter	NRP : 02111340000159		
TANGGAL :	DILIHAT : I MADE LONDEN BATAN		
TEKNIK MESIN FTI-ITS	CERVICAL TRACTION FULL SET	No. 10	A3



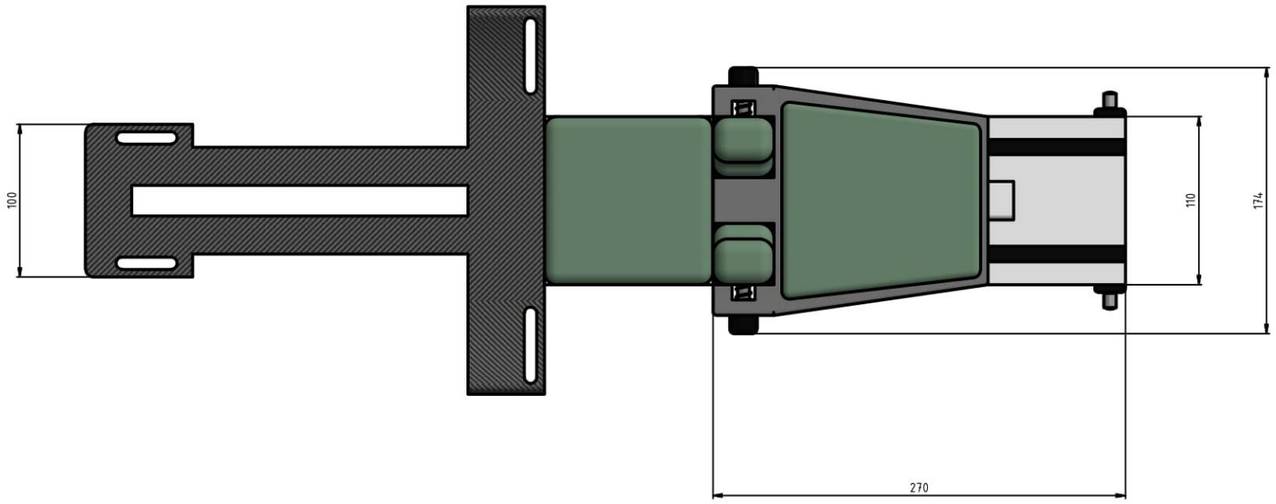


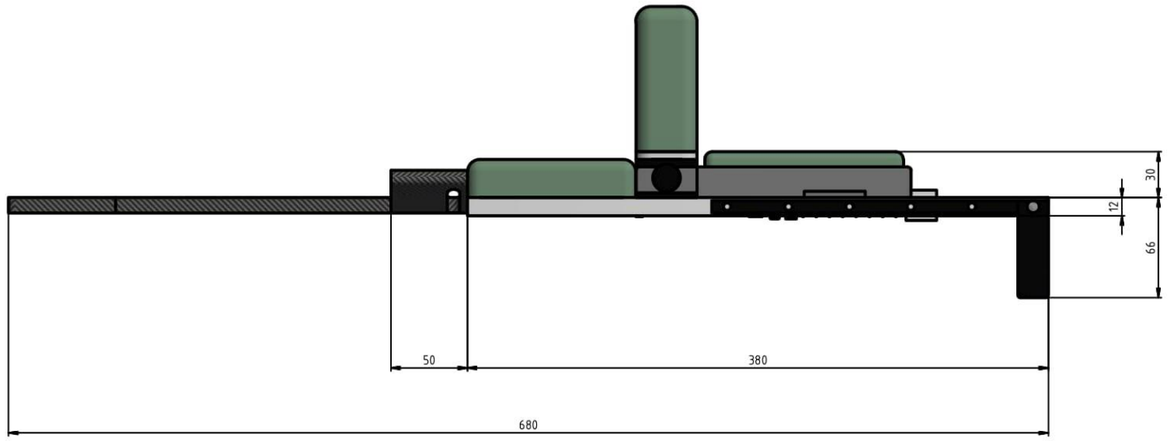


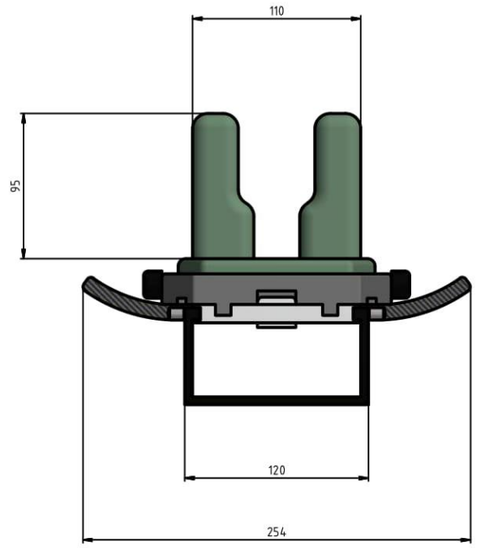
17	1	Support	Aluminum 6061		
NO. BAG	JUMLAH	NAMA BAGIAN	BAHAN	UKURAN	KETERANGAN

SKALA : 1 : 4	DIGAMBAR : ARIYAN KARLINO	PERINGATAN :
UKURAN : milimeter	NRP : 02111340000159	
TANGGAL :	DILIHAT : I MADE LONDEN BATAN	

TEKNIK MESIN FTI-ITS	RANGKA SUPPORT	No. 11	A3







SKALA : 1 : 4	DIGAMBAR : ARIYAN KARLINO	PERINGATAN :	
UKURAN : milimeter	NRP : 02111340000159		
TANGGAL :	DILIHAT : I MADE LONDEN BATAN		
TEKNIK MESIN FTI-ITS	CERVICAL TRACTION FULL SET	No. 12	A3

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BIODATA PENULIS

Ariyan Karlino adalah anak pertama dari dua bersaudara, lahir di Kota Madiun, 7 Maret 1995. Putra dari pasangan Bapak Hariyanto dan Ibu Mudji Mariati. Penulis besar dan lahir di Kota Madiun. Berlatar belakang pendidikan di SD Negeri 2 Demangan (2001-2007), SMP Negeri 2 Madiun (2008-2011), SMK Negeri 1 Madiun (2010-2013), dan menempuh pendidikan sarjana Teknik Mesin di Institut Teknologi Sepuluh Nopember (ITS) melalui tes SBMPTN tahun 2013.

Penulis semasa kuliah aktif bergabung dalam kepanitiaan ITS EXPO, mulai dari ITS EXPO 2014 sebagai staff, ITS EXPO 2016 sebagai wakil ketua internal dan ITS EXPO 2016 sebagai konseptor teknis. Penulis juga aktif berorganisasi di Himpunan Mahasiswa Mesin dan memulai sebagai Staff (2014) kemudian menjabat sebagai kabiro akademik (2015). Selain itu penulis juga aktif sebagai asisten dosen di laboratorium Perancangan dan Pengembangan Produk (2018-2020).

Penulis memiliki prinsip Jangan Menyerah, karena Menyerah artinya selesai. Penulis sangat terbuka bila ada saran dan kritik yang membangun serta masukan terkait tugas akhir ini bisa dikirimkan melalui e-mail ninokarlino@gmail.com.