

Projeto de Conclusão de Curso – 2015

Leonardo Fischi Sommer

Exoesqueleto de braço com 1 grau de liberdade

São Paulo

2015

Projeto de Conclusão de Curso – 2015

Leonardo Fischi Sommer

Exoesqueleto de braço com 1 grau de liberdade

Monografia apresentada no Departamento de Engenharia Mecatrônica e Sistemas Mecânicos da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo para obtenção do título de engenheiro.

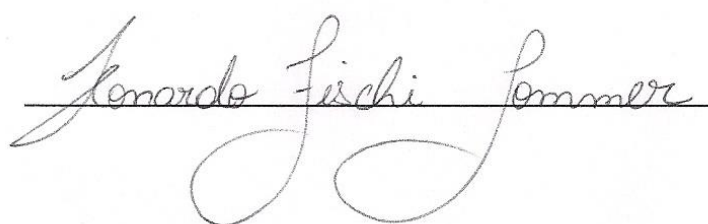
Área de concentração:
Engenharia Mecatrônica

Orientador: Prof. Dr. Nicola Getschko

São Paulo

2015

Este relatório é apresentado como requisito parcial para obtenção do título de Engenheiro na Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. É o produto do meu próprio trabalho, exceto onde indicado no texto. O relatório pode ser livremente copiado e distribuído desde que a fonte seja citada.

A handwritten signature in cursive script, reading "Leonardo Fische Sommer", is written over a horizontal line. The signature is fluid and elegant, with the last name "Sommer" featuring a large, prominent loop.

AGRADECIMENTOS

Agradeço à minha família pelo apoio em todos os momentos.

Agradeço ao professor Nicola Getschko por toda a ajuda, direcionamento e conhecimento transmitido.

Agradeço aos técnicos Fidel, César e Zé Carlos, por terem colaborado com o projeto e fabricação desse presente trabalho.

Agradeço a todos que ajudaram, de alguma forma, a realização desse projeto.

RESUMO

Devido ao grande aumento da expectativa de vida da população mundial, a utilização de equipamentos para o auxílio daqueles que possuem pouco ou nenhum movimento, se torna cada vez mais importante. Esse projeto se propõe a projetar um exoesqueleto de braço, com um grau de liberdade localizado na articulação do cotovelo, para atuação servo-assistida. O exoesqueleto é controlado por sinais eletromiográficos e é desenvolvida uma lógica de controle para controle do exoesqueleto. Ao longo desse projeto, o sistema de controle é aprimorado para que se torne bastante fácil e intuitivo para seus usuários.

Palavras-chave: Bioengenharia, Exoesqueleto.

ABSTRACT

Thanks to the great rise in life expectancy of the world population, the use of equipments to assist those who have little to no movement becomes more and more important. This project proposes to develop an arm exoskeleton, with one degree of freedom located in the elbow joint, for servo-assisted actuation. The exoskeleton is controlled using electromyographic signals and a control logic has been developed to control the exoskeleton. During the project this control system was improved so it could become easy and intuitive for users.

Key-words: Bioengineering, Exoskeleton.

Sumário

1. Introdução	8
1.1. Motivação.....	9
1.2. Estado da Arte	9
1.3. Escopo	12
1.4. Metodologia.....	12
2. Considerações Profissionais	15
3. Análise de Requisitos	16
3.1. Perspectiva do produto	16
3.1.1. Interface com o usuário	16
3.2. Funções do produto	16
3.3. Características do usuário.....	18
3.4. Restrições	18
4. Alternativas de Projeto	19
4.1. Projeto Mecânico	19
4.2. Projeto Eletrônico.....	21
4.2.1. Aquisição de Sinal	21
4.2.2. Controle do Motor	23
5. Escolha da Solução.....	24
5.1. Definição dos parâmetros de decisão	24
5.2 Processo de decisão.....	25
5.2.1. Projeto Mecânico	25
5.2.2 Aquisição de Sinal	28
5.2.3. Controle do motor	29
6. Projeto Mecânico.....	30
6.1. Dimensionamento	33
7. Projeto do Sistema Eletrônico	43
7.1. Sensor EMG.....	44
7.2. Microprocessador.....	44
7.3. Driver do motor	45
8. Projeto do Sistema de Controle.....	50

8.1. Controle ON-OFF.....	50
8.2. Implementações Futuras.....	52
8.2.1. Controle Proporcional	52
8.2.2. Fusão de Sensores.....	54
9. Resultados e Discussões	58
10. Conclusões.....	63
Referências Bibliográficas	64
Bibliografia.....	66
Apêndice A.....	70
Apêndice B.....	71
Apêndice C.....	72
Apêndice D.....	73
Apêndice E.....	74
Apêndice F.....	75
Apêndice G.....	76
Anexo A.....	77
Anexo B.....	78

1. Introdução

O conceito de exoesqueleto é proveniente da biologia. Alguns seres vivos, como tartarugas e caranguejos possuem estruturas externas chamadas de exoesqueletos, que fornecem proteção do ambiente e outros animais, meio sensorial do ambiente externo, acoplamento para músculos, etc (Yang, Zhang, Chen, Dong, Zhang, 2008)

Exoesqueletos robóticos são estruturas eletromecânicas acopladas a membros fisiológicos, possuindo a capacidade de auxiliar ou realizar movimentos. A estrutura de um exoesqueleto robótico consiste, geralmente, em articulações e corpos rígidos que correspondem aquelas encontradas no corpo humano (Pones, 2008).

Devido ao grande aumento da expectativa de vida da população mundial (UN, 2005), a utilização de equipamentos para o auxílio daqueles que possuem pouco ou nenhum movimento, se torna cada vez mais importante.

Os fatores mais importantes para o projeto do exoesqueleto são: controle de movimento confiável, ergonomia, confiabilidade, segurança e baixo custo. Um dos maiores desafios encontrados, no atual momento, se encontra na necessidade de alcançar a cooperação entre o humano e o robô que está em contato direto. (Fleischer, Wege, Kondak, Hommel, 2006).

Para alcançar uma interação entre o ser humano e o exoesqueleto que seja fiel à real intenção do usuário de realizar um movimento, usualmente são empregados sinais eletromiográficos (EMG) como sinais de controle de movimento. Estes sinais são utilizados pois eles refletem, diretamente, a atividade muscular do usuário em tempo real. Porém, a estimativa de força que deve ser aplicada pelo exoesqueleto é difícil de ser estimada através de sinais EMG, por causa dos seguintes motivos: há pouca repetibilidade do sinal EMG, mesmo que adquirido de uma mesma pessoa, por se tratar de um sinal biológico; cada pessoa possui níveis de atividade muscular diferentes; não é uma tarefa fácil a realização de um movimento por parte do exoesqueleto pois, em apenas um movimento do braço, diversos músculos são ativados; alguns músculos são responsáveis por mais de um movimento; a atividade de cada músculo depende

do ângulo em que o membro se encontra; a atividade de alguns músculos depende do movimento de determinadas articulações; o efeito do músculo antagonista deve ser levado em conta. (Kiguchi, Hayashi, 2012).

1.1. Motivação

A motivação deste trabalho é aplicar o conhecimento adquirido durante o curso para desenvolver um projeto que vise o bem-estar de indivíduos que necessitem de auxílio para realização de movimentos como, por exemplo, um idoso com dificuldades motoras ou um operário que precise realizar movimentos repetitivos que demandem um elevado nível de força muscular.

Apesar de existirem muitos projetos de exoesqueletos sendo feitos atualmente (alguns desses projetos serão melhor explorados na seção “Estado da Arte” dessa monografia), existem poucos projetos que tenham atingido o nível de produtos comerciais. Um deles é o HAL, da empresa japonesa Cyberdyne. Exoesqueleto de membros inferiores que pode ser locado, com uma taxa mensal de 188.000 ienes (aproximadamente R\$4.750,00) e uma taxa de instalação de 550.000 ienes (aproximadamente R\$14.000,00).

Não tem-se notícia de que, até o momento, existam exoesqueletos em comercialização fabricados no Brasil.

1.2. Estado da Arte

Para o levantamento do Estado da Arte, foram retirados da literatura exoesqueletos de membros superiores, com pelo menos um grau de liberdade na articulação úmero-radial. Foram selecionados para esse presente trabalho aqueles exoesqueletos que foram alvo de estudo em artigos científicos com o maior número de citações.

1.2.1. NeuroEXOS: Utilizado para reabilitação. Emprega sinais EMG e controle proporcional. Os níveis de ganho são ajustados pelo usuário para se alcançar o nível desejado de conforto. Este exoesqueleto possui um grau de liberdade. No cotovelo se localiza uma junta ativa, na junta flexora/extensora, com atuação através de um motor elétrico, que utiliza cabos de aço para fazer a rotação da junta. (Lenzi, De Rossi, Vitiello, Carrozza, 2011).

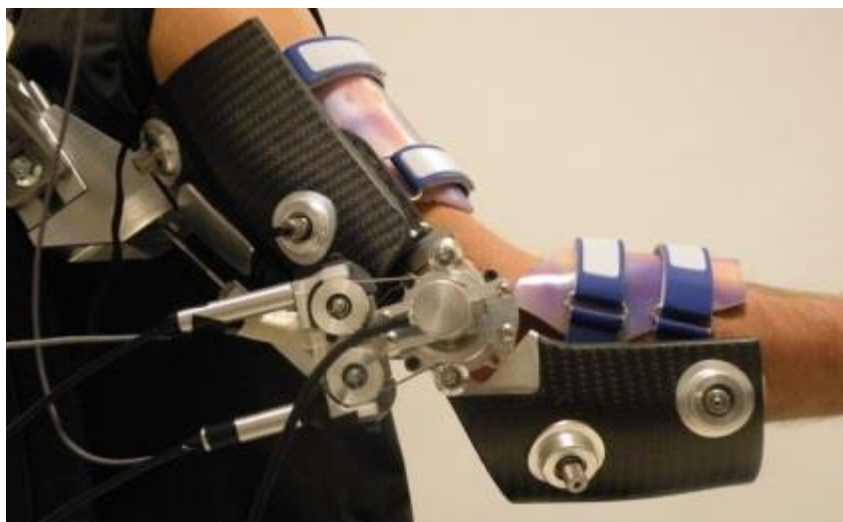


Figura 1 – NeuroEXOS (Lenzi et al., 2011)

1.2.2. SUEFUL-7: Utilizado para reabilitação e para o aumento de força do usuário. Emprega controle de impedâncias baseado em EMG. Os parâmetros de controle são ajustados em tempo real e a intenção de movimento pode ser captada mesmo em baixos níveis de força. Possui sete graus de liberdade. No ombro possui junta passiva nos movimentos de elevação, e ativa em flexão/extensão, abdução/adução e medial/lateral. No cotovelo possui juntas ativas em movimentos de flexão/extensão e pronação/supinação. No pulso possui juntas ativas nos movimentos de flexão/extensão e junta radial/ulnar. A atuação se dá por meio de motores elétricos. (Gopura, Kiguchi, Yi, 2009)

1.2.3 SUEFUL-6: Também utilizado para reabilitação e aumento de força, têm controle baseado em EMG com múltiplos controladores fuzzy-neuro, para detectar atividade muscular. O controle é “treinado” para que os parâmetros sejam ajustados para cada usuário. (Gopura, Kiguchi, 2012).

1.2.4 ABLE: O controle é feito através de sensores de força e torque. O exoesqueleto tem a capacidade de não atuar quando o usuário é capaz de realizar a tarefa sem nenhum auxílio. Possui quatro graus de liberdade. As quatro juntas são ativas, sendo localizadas, no ombro, nas juntas flexora/extensora, abdução/adução e medial/lateral e, no cotovelo, na junta flexora/extensora. (Garrec, Friconneau, Measson, Perrot, 2008).

1.2.5. EXO-LU 7: Exoesqueleto para aumento de força do usuário. Emprega um método de controle PID. Utiliza-se de um método analítico para determinar os parâmetros de controle através da aplicação de distúrbios no exoesqueleto. (Yu, Rosen, 2010).

1.2.6. SRE: Exoesqueleto de membros superiores, possui sete graus de liberdade. As juntas que possuem atuação ativa são: no ombro, flexora/extensora, abdução/adução, medial/lateral. No cotovelo, flexora/extensora e pronação/supinação e no pulso flexora/extensora e radial/ulnar. A atuação é feita através de atuadores de músculo pneumático, fornecendo uma alta relação de peso/potência. (Caldwell, Tsagarakis, Kousidou, Costa, Sarakoglou, 2007)

1.2.7. BONES: Exoesqueleto de membros superiores, possui quatro graus de liberdade. No ombro, possui junta ativas nas juntas flexora/extensora, abdução/adução e medial/lateral. No cotovelo possui junta ativa na articulação flexora/extensora. A atuação desse exoesqueleto é feita através de atuadores pneumáticos. (Klein, Spencer, Allington, Minakata, Wolbrecht, Smith, 2008).

Além desses, podem ser empregados os mais diversos tipos de sensores e métodos de controle para a movimentação dos exoesqueletos. Os tipos de sinais de entrada podem ser classificados como biológicos, como sinais EMG; não-biológicos, como sensores de força/torque, ou uma fusão dos dois tipos de sensores, tanto biológicos como não biológicos.

Quanto aos tipos de controle, já foram aplicados controles Proporcionais, PD, PID, On-Off, Fuzzy, Fuzzy-Neuro, de impedâncias, modelo dinâmico, entre outros.

Alguns dos tipos de atuadores que já foram utilizados são: motores elétricos rotativos, motores elétricos rotativos acoplados a cabos de aço, atuadores elétricos lineares, atuadores pneumáticos, músculos pneumáticos, freios à disco hidráulicos, molas lineares, etc.

1.3. Escopo

Projetar e construir um protótipo de exoesqueleto eletromecânico, com um grau de liberdade, para atuação servo-assistida do bíceps, na articulação úmero-radial. Os sinais utilizados para a ativação do atuador serão sinais eletromiográficos, adquiridos a partir de eletrodos de superfície (não invasivos). Esses sinais serão tratados para, posteriormente, serem utilizados por um microprocessador para realizar o controle proporcional do atuador, que movimentará a articulação do exoesqueleto.

Será feita uma análise do controle e dos sinais de entrada para encontrar a melhor forma de controlar o exoesqueleto por meio de sinais eletromiográficos.

Pela escolha de eletrodos EMG, que ficarão localizados no bíceps, e extensômetros, como sensores de entrada no microprocessador, o exoesqueleto só servirá para a assistência de movimento, impossibilitando o uso desse mesmo exoesqueleto por pessoas que não possuam força muscular no bíceps, nem sinais elétricos provenientes do nervo musculocutâneo, responsável pelos sinais elétricos de controle do bíceps.

1.4. Metodologia

A metodologia do projeto escolhida é a seguinte:

- Definição da necessidade: as necessidades que o projeto deve atender serão definidas e listadas.

- Definição dos parâmetros de sucesso e restrições: Apesar das necessidades encontradas, nem todas elas poderão ser sanadas. Logo, deve-se definir quais são as necessidades a serem trabalhadas e quais parâmetros definirão se foi atingido sucesso no projeto proposto. Além disso, as limitações que existirem na elaboração e construção do protótipo devem ser levadas em conta.
- Síntese de soluções: após a definição das características do projeto, deve-se encontrar soluções para atender os requisitos definidos. As soluções serão encontradas de duas formas: a primeira, através da pesquisa de projetos, protótipos e produtos já existentes, para encontrar características que atendam as características desejadas. A segunda, através de brainstorming, onde é possível, eventualmente, encontrar novas soluções para o projeto.
- Processo de escolha: Comparação entre as características mais importantes de cada solução.
- Detalhamento da solução: a solução escolhida será detalhada, definindo o maior número possível de características, para que se tenha uma boa base para que seja possível a criação do projeto básico.
- Projeto básico: com o detalhamento da solução, é criado o primeiro projeto básico. “Projeto básico consiste no conjunto de elementos necessários e suficientes, com nível de precisão adequado, para caracterizar a obra ou serviço, ou complexo de obras ou serviços objeto da licitação, elaborado com base nas indicações dos estudos técnicos preliminares, que assegurem a viabilidade técnica e o adequado tratamento do impacto ambiental do empreendimento, e que possibilite a avaliação do custo da obra e a definição dos métodos e do prazo de execução” (Casa Civil, 1993).
- Modelamento e simulação: utiliza-se as soluções e definições feitas no projeto básico para cálculos mais detalhados e simulações do maior número possível de variáveis que afetam o projeto, para se ter certeza de que o projeto básico atende os requisitos necessários para o sucesso do mesmo. Nesse ponto, é possível que a solução e projeto feitos anteriormente não obtenham o sucesso esperado

através do modelamento e simulação. Nesse caso, é necessário realizar novas iterações de projeto básico e modelamento e simulação, levando em conta os pontos de sucesso e fracasso anteriores, até que se obtenha um projeto que atenda, com sucesso, todos os requisitos e necessidades propostos.

- Projeto executivo: com a validação do projeto básico, chega a hora de fazer o projeto executivo, que aprofunda o que já foi feito anteriormente. “É o conjunto dos elementos necessários e suficientes à execução completa do projeto, de acordo com as normas pertinentes da ABNT (Associação Brasileira de Normas Técnicas). Ele inclui, entre outras coisas, todos os cálculos estruturais, planejamento de custos, materiais utilizados, etc” (Casa Civil, 1993).

- Protótipos: o protótipo é a construção do projeto de acordo com o que foi especificado anteriormente no projeto executivo.

- Testes: o protótipo é então sujeito a testes, que validarão se ele atende às necessidades e características listadas anteriormente. Nesse ponto, é possível que não ocorra um sucesso total do projeto, o que leva a duas opções: na primeira, o protótipo não foi construído de acordo com o projeto executivo, obrigando a uma nova construção para readequá-lo ao que foi descrito anteriormente. Na segunda, os métodos de modelamento e simulação foram equivocados, o que obrigariam a voltar novamente ao projeto básico e a novas iterações de modelamento e simulação até a criação de um projeto que atenda aos requisitos.

No caso de sucesso aos testes, confirma-se que o protótipo atende às necessidades definidas, o que caracteriza um sucesso no projeto.

2. Considerações Profissionais

Não se aplica no caso desse projeto, já que o protótipo será testado e utilizado apenas pelo autor e pelo orientador deste Projeto de Conclusão de Curso.

Porém, caso o projeto tenha continuidade após esse presente trabalho, seria necessário obter licenças para testes e desenvolvimento. Por se tratar de um projeto que apresenta partes móveis que podem causar lesões em usuários, sistema eletrônico de alta potência e sistema mecânico com alto torque, o teste com humanos deveria ser licenciado por órgãos responsáveis, como ANVISA e o Comitê Ética da universidade. Além disso, o usuário sujeito ao teste deve assinar um termo de consentimento.

3. Análise de Requisitos

O seguinte formato de análise de requisitos foi adaptado do documento “IEEE Recommended Practice for Software Requirements Specifications” para ser utilizado em um projeto de engenharia e não somente de software.

3.1. Perspectiva do produto

O produto precisa de um usuário para que possa realizar suas atividades.

3.1.1.Interface com o usuário

O produto possuirá eletrodos: dois eletrodos serão colocados no bíceps do usuário e um eletrodo servirá de referencial terra e deverá ser colocado em uma posição o mais eletricamente neutra possível e longe dos outros dois eletrodos. O exoesqueleto será controlado apenas por um grupo muscular. No caso, os sinais serão recebidos do bíceps.

O produto deve se prender ao usuário para permitir o posicionamento do exoesqueleto de forma confortável e para que possa transmitir, para o braço do usuário, a força criada pelos atuadores eletromecânicos.

3.2. Funções do produto

Se o usuário fornecer um alto nível de contração de seu bíceps, o exoesqueleto deve ser ativado de forma a auxiliar o movimento e fornecer mais força para a

flexão da articulação do usuário. A velocidade angular do antebraço do usuário e do exoesqueleto é proporcional ao nível de contração do bíceps.

Se o usuário fornecer um nível de contração média do bíceps, o exoesqueleto deve se manter em uma posição estática, auxiliando a manter o braço imóvel em dada posição definida pelo usuário.

Se o usuário fornecer pouca ou nenhuma contração muscular, o exoesqueleto deve auxiliar o usuário no movimento de extensão do cotovelo. Neste sentido de movimento, a velocidade do exoesqueleto é proporcional à força exercida pelo usuário, sendo mais rápida quando não houver força aplicada e mais devagar conforme o aumento da força.

De acordo com o documento “Man-Systems Integration Standards” (NASA, 2008), a força muscular que um homem, adulto, militar consegue realizar pode ser vista na figura 2.

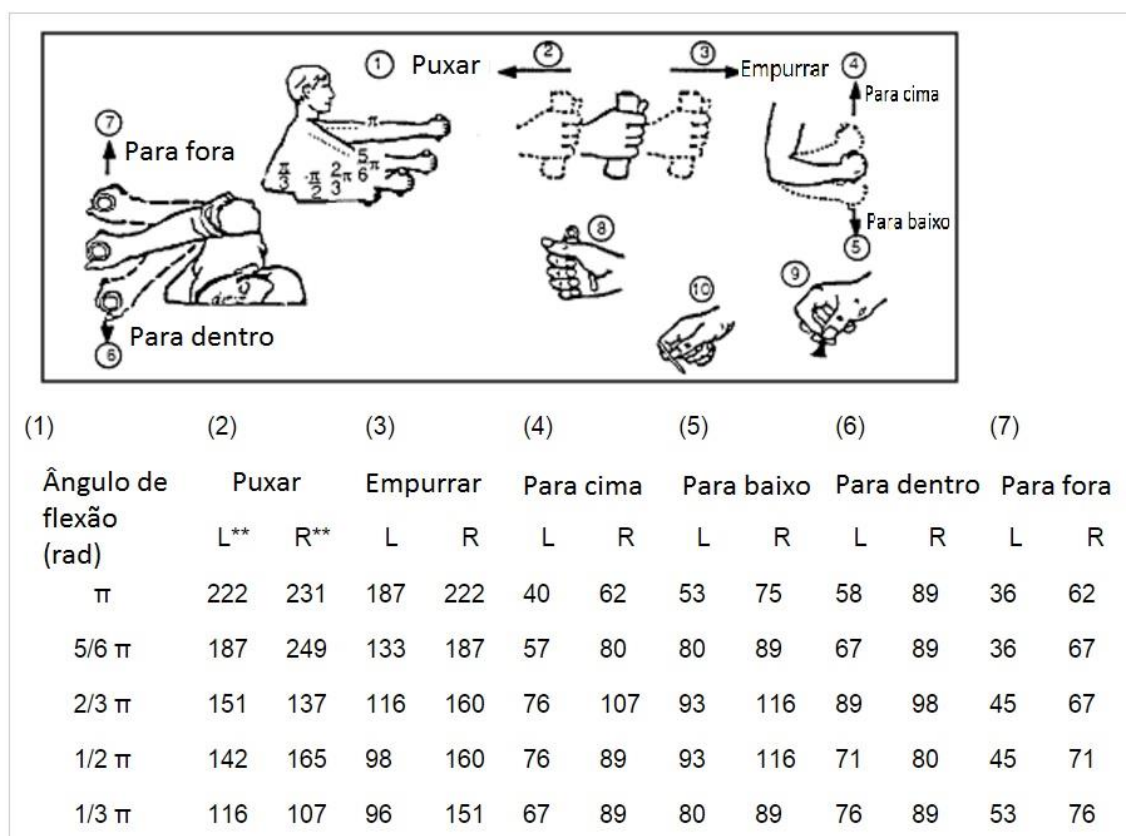


Figura 2 - Força do braço, mão, polegar e dedos, em homens (NASA, 2008)

Tendo em vista que a principal aplicação desse presente projeto é no auxílio ao movimento de pessoas com dificuldades motoras, um valor de força de cerca de 60% dos listados na figura 2 é desejável. O movimento que o

exoesqueleto deve realizar é o movimento 4, de levantar uma carga. Levando em conta a força realizada para um ângulo de flexão de $\pi/2$, que é de 89N no braço direito, tem-se que 60% desse valor equivale à uma força de, aproximadamente, 50N. Logo, esse será o valor escolhido como carga nominal do exoesqueleto

O exoesqueleto deve levar, no máximo, três segundos para realizar um movimento com amplitude de 90° . Isso equivale à uma velocidade de rotação de $30^\circ/\text{s}$.

3.3. Características do usuário

O usuário do produto deve ser humano, que seja capaz de enviar sinais elétricos, através do nervo musculocutâneo, detectáveis por eletrodos EMG. Ou seja, o usuário deve ter a capacidade de contrair o bíceps por si próprio.

O exoesqueleto é feito sob medida para cada usuário. No caso desse projeto, o usuário possui as seguintes medidas:

Comprimento do braço (da articulação do ombro até a articulação do cotovelo): 290mm, comprimento do antebraço (da articulação do cotovelo até a articulação do punho): 256mm, comprimento da articulação do cotovelo até o centro da palma: 350mm, diâmetro Bi-epicôndilo umeral (diâmetro da articulação do cotovelo na direção de seu eixo de articulação): 63mm.

3.3. Restrições

O produto deve realizar suas funções sem causar nenhum tipo de lesão ou risco ao usuário.

4. Alternativas de Projeto

4.1. Projeto Mecânico

Foram desenvolvidas três alternativas para o projeto mecânico, que solucionariam os requisitos propostos:

Solução 1:

Motor DC posicionado diretamente na junta entre o braço e o antebraço.

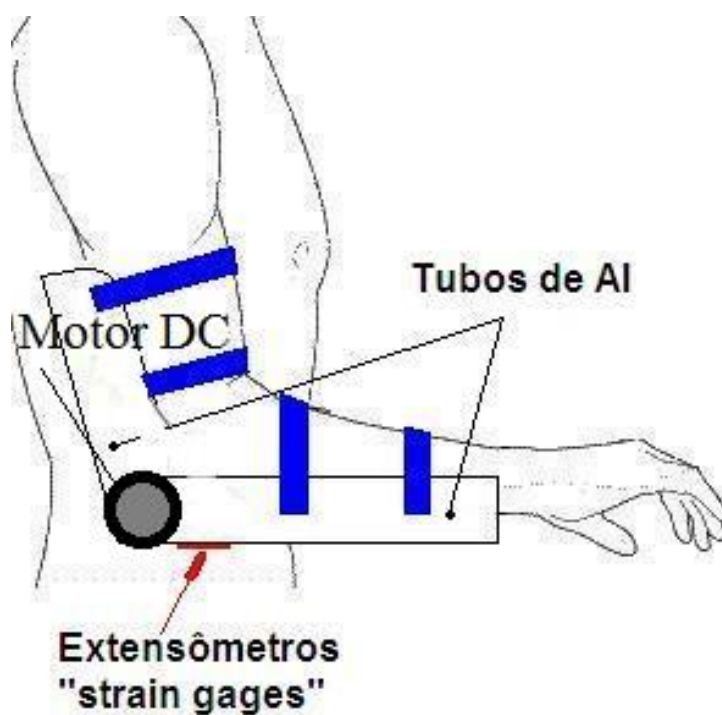


Figura 3 - 1ª solução mecânica

Solução 2:

Motor DC acoplado a um fuso, transmitindo movimento para uma porca. Essa porca estaria acoplada à uma extensão do antebraço da estrutura, criando uma alavanca que movimentaria o braço do usuário no sentido de flexão ou extensão do cotovelo.

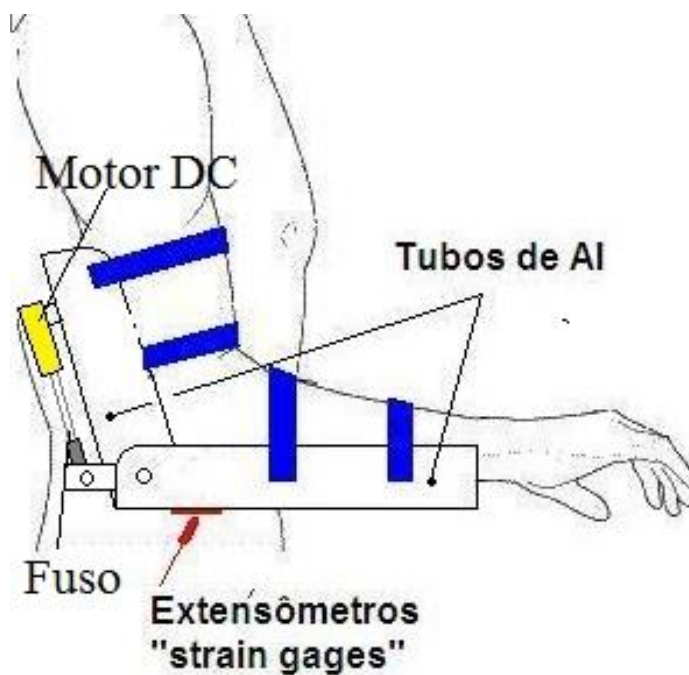


Figura 4 - 2ª solução mecânica

Solução 3:

Motor DC fixo à estrutura na parte do braço e acoplado à uma engrenagem, que servirá para fazer a redução do motor. A engrenagem, por sua vez, está fixa à parte do antebraço da estrutura.

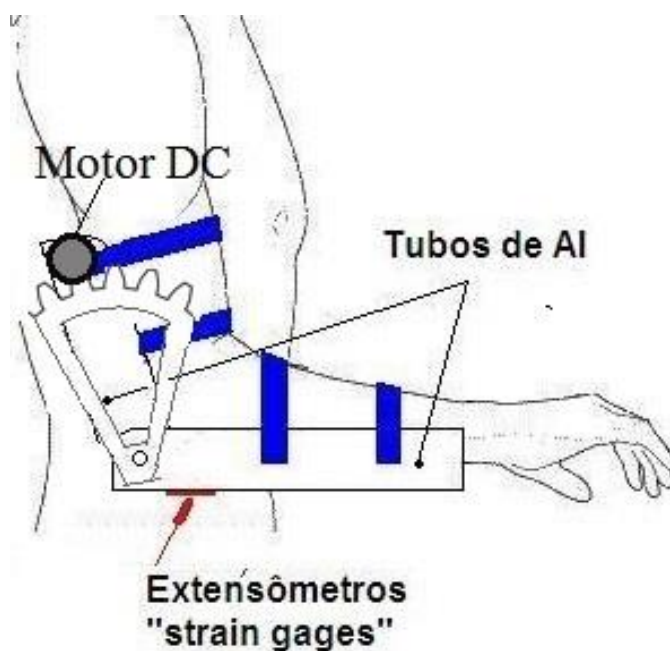


Figura 5 - 3ª solução mecânica

4.2. Projeto Eletrônico

4.2.1. Aquisição de Sinal

Para a forma de aquisição do sinal muscular foram propostas três alternativas:

Solução 1:

Fabricação de um circuito capaz de captar o sinal EMG do bíceps através de eletrodos e modificar esse sinal até um formato de sinal que fosse possível de ser utilizado, com facilidade, no microprocessador.

Esse circuito é composto das seguintes etapas: Aquisição de sinal, pré-amplificação, retificação, atenuação, amplificação.

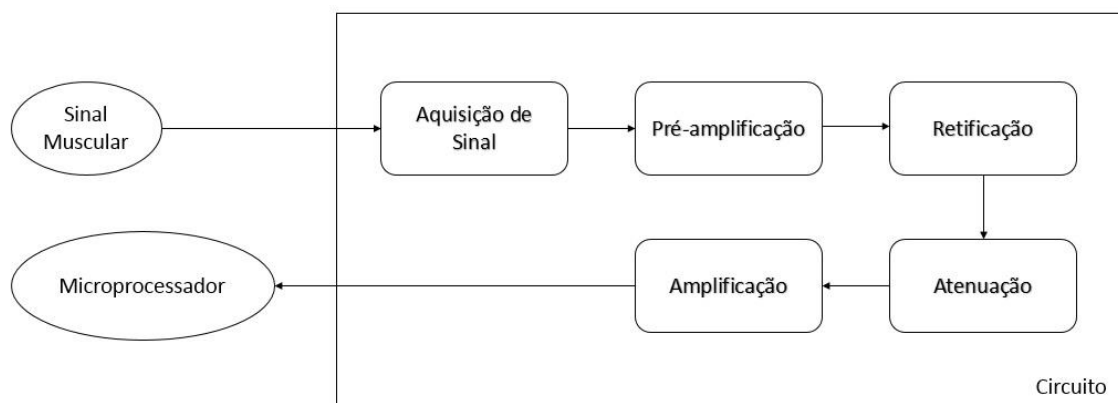


Figura 6 - 1ª alternativa de projeto eletrônico

Solução 2:

Fabricação de um circuito que segue o método Linear Envelope, proposto no livro *“Biomechanics and Motor Control of Human Movement”* de David A. Winter. O método consiste, basicamente, em passar o sinal EMG retificado por um filtro passa-baixa com baixa frequência de corte. Normalmente usa-se um filtro Butterworth de segunda ordem.

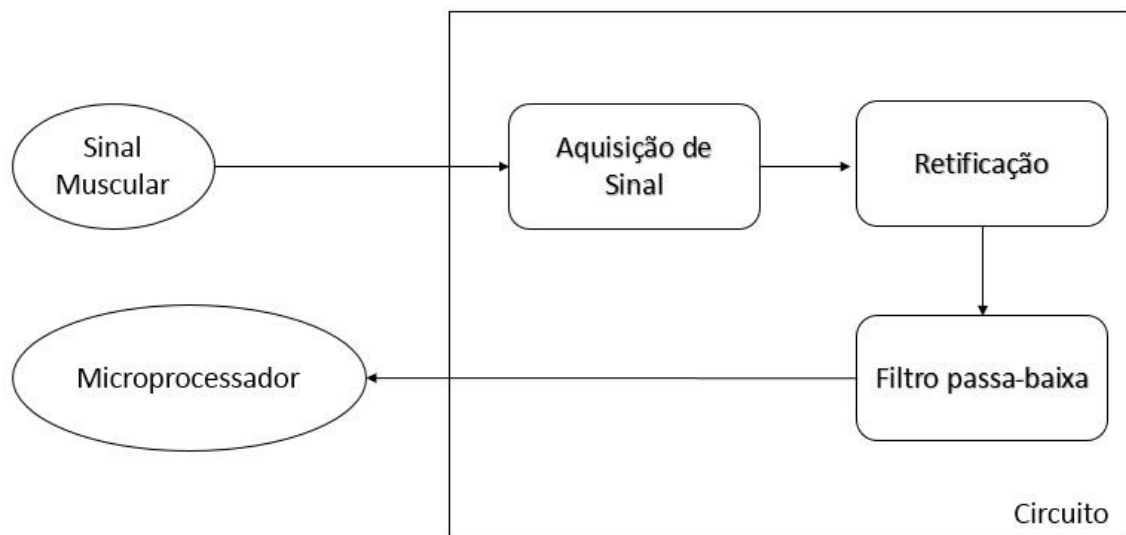


Figura 7 - 2ª alternativa de projeto eletrônico

Solução 3:

Compra de um componente comercial que seja capaz de medir sinais EMG e enviar um sinal adequado para um microprocessador.

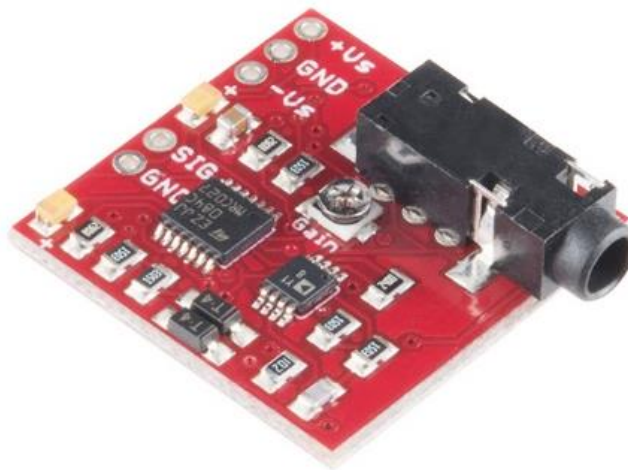


Figura 8 - 3ª solução de projeto eletrônico
<https://www.sparkfun.com/products/13027>

4.2.2. Controle do Motor

Solução 1:

Fabricação de um circuito que fosse capaz de controlar a velocidade do motor que seria usado, utilizando uma ponte H composta por Mosfets e transistores bipolares.

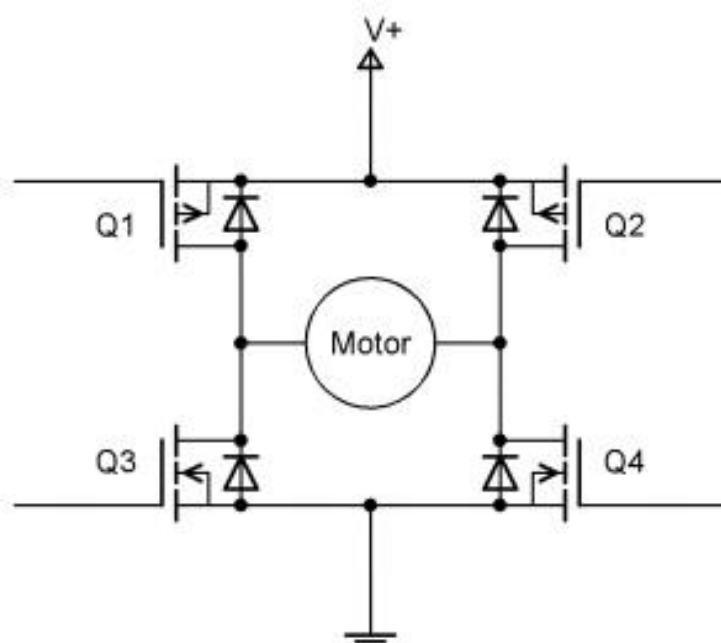


Figura 9 - 1ª alternativa de controle do motor

Solução 2:

Compra de um driver de motor apropriado para o motor que será utilizado.



Figura 10 - 2ª alternativa de controle de motor
<<http://www.robotshop.com/en/cytron-13a-single-dcmotorcontroller.html>>

5. Escolha da Solução

5.1. Definição dos parâmetros de decisão

Parâmetros de comparação utilizados:

Preço: o projeto tem como intuito desenvolver um exoesqueleto, visando o emprego de soluções de baixo custo, mas que não comprometam a usabilidade e a segurança do usuário. Esse fator é de extrema importância nesse projeto, já que a verba de projeto é extremamente baixa, sendo que o gasto com a compra dos componentes é de responsabilidade do próprio autor.

Tempo gasto com seleção ou construção: devido à grande complexidade do projeto, não seria possível projetar e construir todos os componentes do projeto. Portanto, um componente que demande menor tempo para que esteja disponível para implementação no projeto receberá uma melhor avaliação.

Tamanho: importante para a ergonomia e conforto do usuário.

Peso: assim como o tamanho, é importante para a ergonomia e conforto do usuário. Além disso, menor o risco de lesão quanto menor for o peso da estrutura.

Força: como requisito de projeto, adotou-se uma carga nominal que o exoesqueleto deve ser capaz de suportar de 50N, porém, é desejável que o atuador seja capaz de suportar cargas ainda maiores. Levando em conta o comprimento entre a articulação do cotovelo até o centro da palma do usuário, o motor deve ter um torque mínimo de 17,5Nm

Velocidade: como requisito de projeto, a velocidade mínima do motor, já com a redução, deve ser de 30°/s.

Facilidade de reposição: em caso de falha, é importante que a reposição do componente seja fácil e rápida.

5.2 Processo de decisão

5.2.1. Projeto Mecânico

Solução 1:

Motor analisado: motor DC com caixa de redução AK55H/R10.

Especificações:

- Tensão nominal: 12 V
- Torque: 23,7 Nm
- Velocidade: 60°/s;
- Peso: 943g.
- Preço: R\$499,99
- Dimensões: Largura: 60mm, Altura: 60mm, Comprimento: 141,5mm.

Essa solução é de rápida montagem e fabricação, já que o motor será fixado diretamente à articulação da estrutura, sem a necessidade de fabricação de peças de alta complexidade.

Solução 2:

Fuso: Fuso trapezoidal

Especificações:

- Diâmetro: 11mm
- Passo: 2mm
- Comprimento: 20mm
- Preço: R\$9,60

Motor:

- Tensão nominal: 12 V
- Torque: 0,56Nm
- Velocidade: 2100º/s;
- Preço: R\$83,00

Com redução de 50:1 :

- Torque: 28Nm
- Velocidade: 42º/s.

Dimensão total aproximada: largura: 70mm, altura: 70mm, comprimento: 220mm

Peso total, aproximado 2 kg

Essa solução exige a fabricação dos acoplamentos entre a estrutura e o motor, entre o fuso e o motor e entre o fuso e a estrutura.

Solução 3:

Power Window Lifter.

Motor: Mabuchi 578VA

Especificações:

- Tensão nominal: 12 V
- Torque: 9,12Nm
- Velocidade: 552°/s;

Com redução de 10:1:

- Torque: 91,2Nm
- Velocidade: 55,2°/s

- Peso total aproximado: 2,5kg
- Preço do conjunto: R\$80,00
- Dimensões aproximadas: aproximado do conjunto: Largura: 150mm, altura 50mm, comprimento: 550mm

Essa solução exige a fabricação dos acoplamentos entre a estrutura e o mecanismo Power Window Lifter.

Observações:

As três opções são de fácil reposição, pois tratam-se de produtos comerciais, de fácil aquisição.

As soluções 2 e 3 apresentam partes móveis expostas, o que representa um maior risco de lesão para o usuário.

Decisão:

A solução 1 apresenta um valor muito elevado de compra, por isso será descartada.

A solução 2 e 3 possuem preço de aquisição muito próximos. A solução 2 têm menores dimensões, mas a solução 3 possui valores de torque e velocidade maiores.

Solução escolhida: solução 3.

O material escolhido para fabricação da estrutura metálica será o alumínio, já que possui alta resistência de escoamento: 240MPa (no caso do alumínio 6061), baixa densidade: 2700 kg/m³ e uma ótima relação $\frac{\text{Resistência de Escoamento}}{\text{Densidade}} = 88900 \text{ Nm/kg}$, além de resistência à corrosão e baixo custo de usinagem.

5.2.2 Aquisição de Sinal

Tanto a solução 1 como a solução 2 apresentam características parecidas.

Preço aproximado: R\$60,00

Tamanho aproximado: 70mmx70mm

Solução 3:

Componente analisado: Sparkfun Muscle Sensor v3

Preço: R\$160,00

Tamanho: 25mmx25mm

Decisão:

As soluções 1 e 2 são mais baratas do que a solução 3 e são de mais fácil reposição, já que basta repor os componentes separadamente, não exigindo a importação do dispositivo. Porém, exigem o projeto e construção do circuito eletrônico, o que consumiria muito tempo de projeto.

Por esse motivo, a solução escolhida é a solução 3.

5.2.3. Controle do motor

Solução 1:

Preço aproximado: R\$70,00

Dimensões aproximadas: 70mmx70mm

Solução 2:

Produto analisado: Cytron RB-Cyt-133

Preço: R\$225,00

Dimensões aproximadas: 50mmx50mm

Decisão:

A solução 2, apesar de não envolver o projeto e construção de um circuito, possui o preço muito elevado e por esse motivo será descartada.

Logo, a solução escolhida é a solução 1.

6. Projeto Mecânico

O projeto mecânico consiste em toda a parte estrutural e de atuação do exoesqueleto.

Das opções definidas anteriormente, a solução escolhida é a solução que possui como atuador um motor DC com uma redução por engrenagens. Mais especificamente, o mecanismo escolhido foi um sistema de Power Window Lifter de veículo automotivo, com um motor Mabuchi JC-578VA-4720. As especificações do motor se encontram no Anexo A.



Figura 11 - Mecanismo Power Window Lifter

Por questões de segurança e ergonomia, essa estrutura não será acoplada diretamente ao braço do usuário. Será construída uma estrutura em alumínio que servirá de apoio ao braço do usuário, compreendendo toda a extensão desde abaixo do ombro até o pulso. Essa estrutura terá como propósito

transferir a força do atuador para o braço do usuário, sem causar reações de força à articulação do cotovelo. Todas as reações de força que seriam aplicadas ao cotovelo do usuário devido à força do motor ou a carga, serão aplicadas somente na estrutura externa ao braço.

Para isso, foi construído um modelo, utilizando tubos de PVC e fitas com velcro, para que fosse possível testar o conforto e ergonomia da estrutura.

O modelo é feito de um tubo de PVC de 100mm de diâmetro, 2mm de espessura, cortado longitudinalmente. As duas metades do tubo foram unidas por dois parafusos, para que servissem como o eixo de rotação coincidente à articulação do cotovelo do usuário. Foram adicionadas fitas com velcro para fixar a estrutura ao braço do usuário.

Durante os testes, diversas modificações foram feitas na estrutura, para que melhor se adequasse ao braço do usuário e não causasse nenhum tipo de desconforto ou lesão.



Figura 12 - Modelo em PVC

Essa estrutura de PVC pode ser fixada à estrutura metálica do atuador para testes.



Figura 13 - Estrutura de PVC acoplada ao mecanismo

Após as modificações necessárias no modelo, foi criado um desenho em CAD do projeto.

Esse desenho passou por diversas modificações e simulações até que fossem encontrados os melhores parâmetros de forma e dimensões para suportar as cargas a serem aplicadas no exoesqueleto. Como critério de análise, duas condições de simulação foram cruciais para definição dos parâmetros finais do projeto: a estrutura deveria suportar as cargas enquanto em um regime elástico, não podendo haver deformações plásticas da estrutura; nos pontos onde ficariam localizados os parafusos de fixação entre a estrutura de suporte do antebraço e a estrutura do atuador, o deslocamento máximo seria de 0,2mm. Essa condição é colocada já que o braço do atuador, por sua forma, apresenta alta resistência na direção de seu movimento, e não na direção perpendicular ao mesmo. A carga aplicada durante a simulação é uma carga de 100N, resultando, então, em um fator de segurança de 2. O software Autodesk Inventor foi o software utilizado para a realização de simulações.

Na versão final da estrutura, que pode ser verificada no apêndice A, o suporte do antebraço é feito de um tubo de alumínio pré-fabricado, de diâmetro externo 4" e espessura 1/8". O tubo é cortado longitudinalmente e furos são

feitos na parte posterior para que sirvam como articulação. É necessário cortar a parte inferior do tubo, de um dos lados, para que seja possível posicionar um dos eletrodos no cotovelo do usuário.

Esse suporte do antebraço é acoplado a um bloco de PVC, que será o responsável por acoplar o suporte do antebraço na haste do motor. As três peças são fixadas por três parafusos.

O suporte do braço é feito de um tubo de alumínio, pré-fabricado, de diâmetro interno 4" e espessura 1/8". O tubo é cortado longitudinalmente por toda sua extensão. Na parte dianteira, é necessário fazer um furo passante, na direção radial do tubo, para que seja possível acoplar esse componente no suporte do antebraço. Para realizar a articulação do cotovelo, uma bucha será inserida em cada um dos furos transversais dos tubos. As duas peças e as buchas são fixadas por parafusos. Essas duas buchas serão as responsáveis por suportar eventuais cargas no cotovelo do usuário.

Um outro bloco de PVC é adicionado para que o suporte do braço possa ser acoplado à estrutura do atuador, através de três parafusos.

6.1. Dimensionamento

A distância entre o eixo de rotação do cotovelo e o punho do usuário foi definido com o tamanho de 350mm. Logo a razão entre essa medida e o comprimento do suporte do antebraço é 1.6175. A carga considerada é de 100N. O fator de segurança escolhido foi 2.

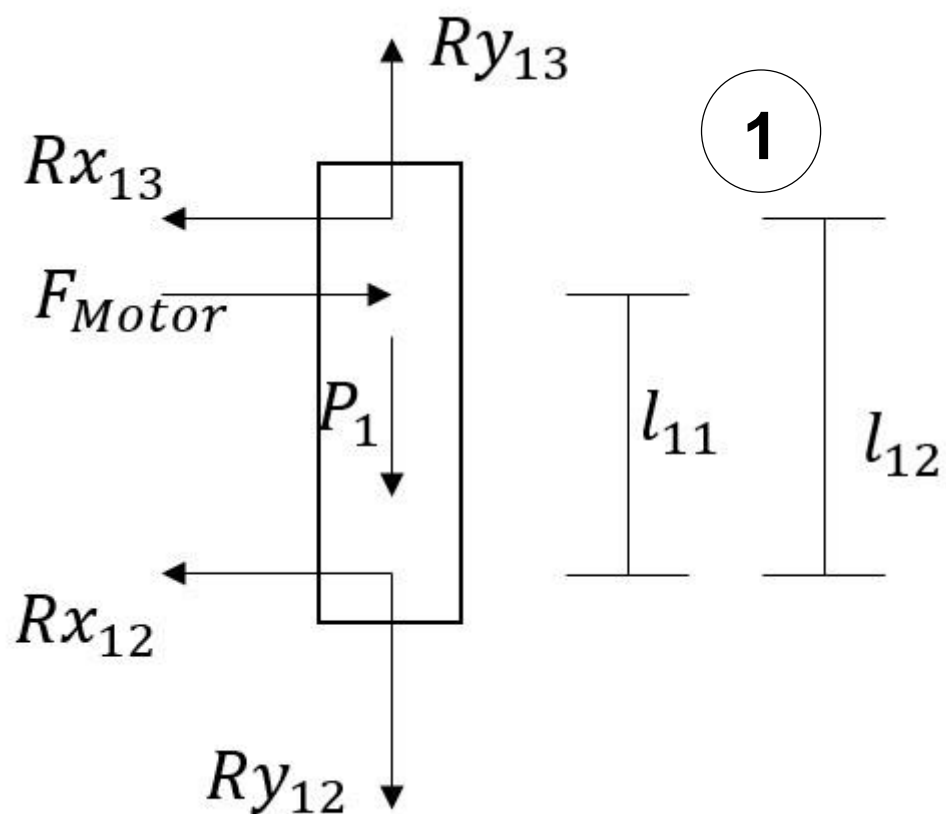


Figura 14 - Diagrama de Corpo Livre (DCL) do braço do atuador

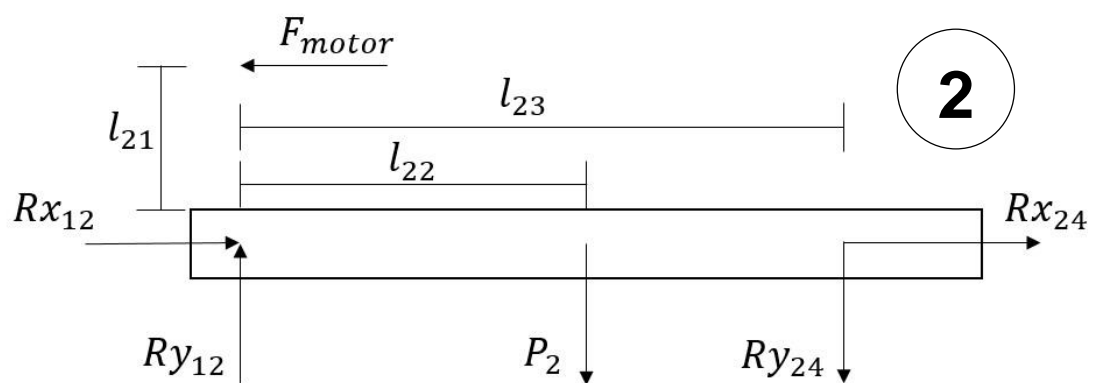


Figura 15 - DCL do antebraço do atuador

Figura 16: DCL do Suporte do Braço

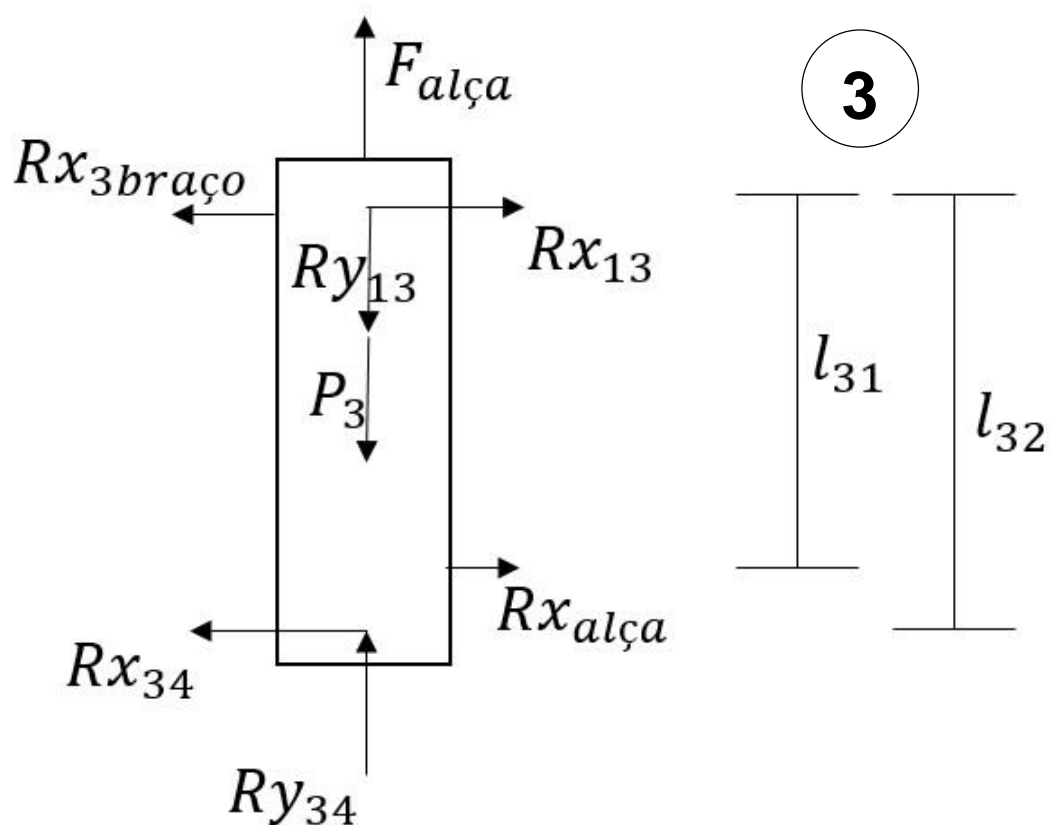


Figura 16 - DCL do suporte do braço

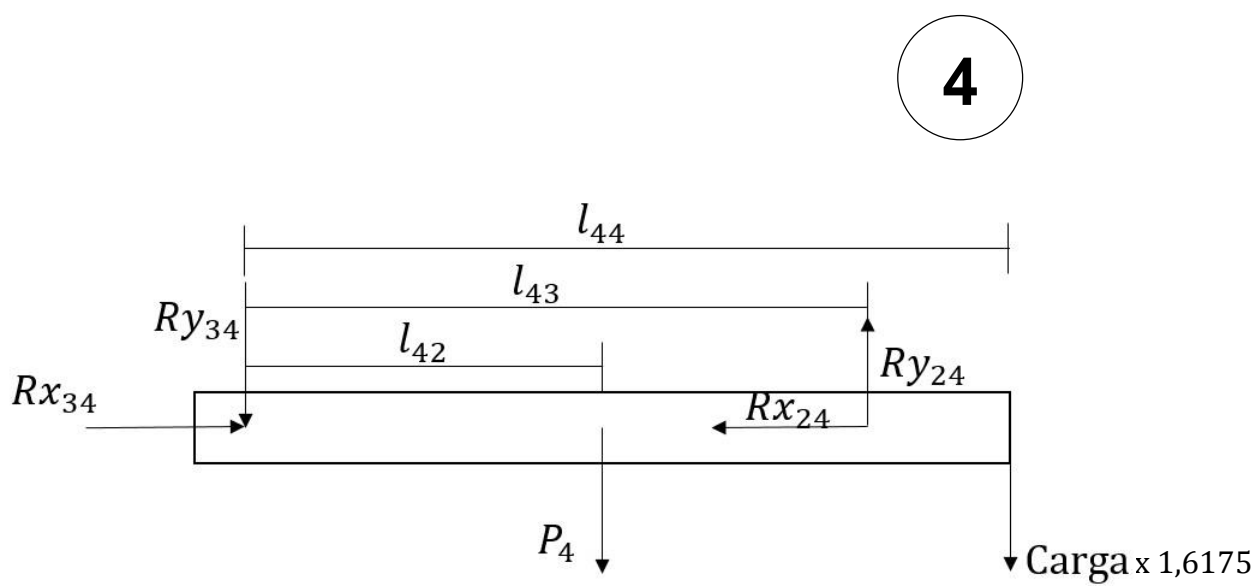


Figura 17 - DCL do suporte do antebraço

Equilíbrio de forças e momentos:

$$R_{y13} - P_1 - R_{y12} = 0$$

$$F_{motor} - R_{x13} - R_{x12} = 0$$

$$R_{x13} \cdot l_{12} - F_{motor} \cdot l_{11} = 0$$

$$R_{x12} - F_{motor} + R_{x24} = 0$$

$$R_{y12} - P_2 - R_{y24} = 0$$

$$F_{motor} \cdot l_{21} - P_2 \cdot l_{22} - R_{y24} \cdot l_{23} = 0$$

$$R_{x13} - R_{x3braço} + R_{x3alça} - R_{x34} = 0$$

$$F_{alça} - R_{y13} - P_3 + R_{y34} = 0$$

$$R_{x3alça} \cdot l_{31} - R_{x34} \cdot l_{32} = 0$$

$$R_{x34} - R_{x24} = 0$$

$$-R_{y34} - P_4 - Carga \cdot 1,6175 + R_{y24} = 0$$

$$-P_4 \cdot l_{42} + R_{y24} \cdot l_{43} - Carga \cdot 1,6175 \cdot l_{44} = 0$$

Sendo que:

$$F_{motor} = \frac{9,12 \text{ N.m}}{8 \cdot 10^{-3}} = 1140 \text{ N}$$

$$l_{11} = 0,125m = l_{21}$$

$$l_{12} = 0,17m = l_{32}$$

$$l_{22} = 0,056m$$

$$l_{23} = 0,09m = l_{43}$$

$$l_{31} = 0,1m$$

$$l_{42} = 0,12m$$

$$l_{44} = 0,22m$$

$$P_1 = 15N$$

$$P_2 = 10N$$

$$P_3 = 3N$$

$$P_4 = 3N$$

Colocando na forma matricial:

$\begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -1 & 0 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 0,17 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -0,1 \\ 1 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -1 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -0,1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0,13 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & -1 & 0 & -1 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -1 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0,2 & 0 & 0 & 0,1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -1 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0,09 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} R_{x12} \\ R_{y12} \\ R_{x13} \\ R_{y13} \\ R_{x24} \\ R_{y24} \\ R_{x34} \\ R_{y34} \\ R_{x3braço} \\ R_{x3alça} \\ F_{alça} \\ F_{motor} \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 15 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 10 \\ 10 \cdot 0,056 \\ 0 \\ 3 \\ 0 \\ 0 \\ 3 + \text{Carga} \cdot 1,6175 \\ 0,12 \cdot 3 + 0,22 \cdot \text{Carga} \cdot 1,6175 \end{bmatrix}$
---	--	---

Resultados:

$$R_{x12} = 77N$$

$$R_{y12} = 409N$$

$$R_{x13} = 215N$$

$$R_{y13} = 424N$$

$$R_{x24} = 215N$$

$$R_{y24} = 399N$$

$$R_{x34} = 215N$$

$$R_{y34} = 235N$$

$$R_{x3braço} = 365N$$

$$R_{x3alça} = 365N$$

$$F_{alça} = 193N$$

$$F_{motor} = 292N$$

Dimensionamento dos parafusos da articulação:

Toda a torção aplicada à estrutura deve ser suportada pelas buchas nas articulações entre os componentes 3 e 4:

Torção na estrutura:

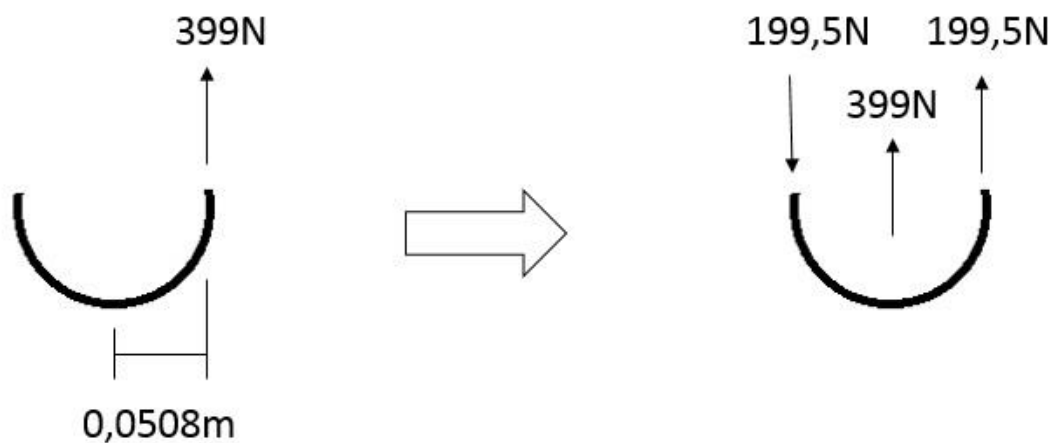


Figura 18 - Forças contribuintes à torção da estrutura

Portanto, as cargas nas articulações, na direção y serão

$$R_{y34}/2 + 199,5$$

na articulação da direita e

$$R_{y34}/2 - 199,5$$

na articulação da esquerda.

A bucha da direita é a mais solicitada, portanto será a bucha para a qual será feito o dimensionamento.

$$R_{34} = \sqrt{\left(\frac{R_{x34}}{2}\right)^2 + \left(\frac{R_{y34}}{2} + 199,5\right)^2}$$

$$R_{34} = 448N$$

R_{34} é força de cisalhamento, então:

$$T = \frac{F_p}{A_p} = \frac{448.4}{\pi \cdot D^2}$$

e

$$T = \frac{S_{ys}}{N} = \frac{S_y \cdot 0,577}{2} = 59,7MPa$$

Usando as duas equações:

$$D^2 = \frac{448.4}{\pi \cdot 59,7 \cdot 10^6}$$

$$D = 3,09mm$$

Diâmetro mínimo da bucha: 3,1mm

Dimensionamento dos parafusos da ligação do antebraço:

$$R_{24} = \sqrt{R_{x24}^2 + R_{y24}^2}$$

$$R_{24} = 453N$$

$$F_p = \frac{R_{24}}{3} = 151N$$

F_p é força de cisalhamento, então:

$$T = \frac{F_p}{A_p} = \frac{151.4}{\pi \cdot D^2}$$

e

$$T = \frac{S_{ys}}{N} = \frac{S_y \cdot 0,577}{2} = 59,7MPa$$

Usando as duas equações:

$$D^2 = \frac{151.4}{\pi \cdot 59,7 \cdot 10^6}$$

$$D = 1,79mm$$

Diâmetro mínimo do parafuso: M2

Dimensionamento dos parafusos da ligação do braço:

$$R_{13} = \sqrt{R_{x13}^2 + R_{y13}^2}$$

$$R_{13} = 475N$$

$$F_p = \frac{R_{13}}{3} = 158N$$

F_p é força de cisalhamento, então:

$$T = \frac{F_p}{A_p} = \frac{158.4}{\pi \cdot D^2}$$

e

$$T = \frac{S_{ys}}{N} = \frac{S_y \cdot 0,577}{2} = 59,7MPa$$

Usando as duas equações:

$$D^2 = \frac{158.4}{\pi \cdot 59,7 \cdot 10^6}$$

$$D = 1,83mm$$

Diâmetro mínimo do parafuso: M2

Por facilidade de aquisição, os parafusos utilizados serão parafusos M5. Além disso, o emprego desses parafusos de maior diâmetro confere ainda mais segurança à estrutura.

Esse dimensionamento foi feito para uma posição específica, com o braço na direção da força da gravidade e o antebraço perpendicular ao braço. Essa é a situação mais crítica para uma situação usual de carregamento. Para as outras disposições, foram feitas simulações através do software Inventor, para confirmar se os componentes dimensionados suportariam as cargas aplicadas.

7. Projeto do Sistema Eletrônico

O sistema eletrônico deve abranger as seguintes funções: captar o sinal EMG do bíceps, enviar o sinal para o microprocessador, tratar o sinal para que ele adquira um caráter linear com relação à contração muscular, enviar sinal de controle correspondente e ativar o motor.

Para um melhor controle do movimento do motor, podem ser utilizados, também, extensômetros na estrutura do exoesqueleto. Esses extensômetros estarão ligados diretamente ao microprocessador para enviar outro sinal de controle.

O microprocessador transformará os sinais analógicos do sensor EMG e do extensômetro em sinais digitais e, através de uma lógica de controle, enviará um sinal PWM para o controlador do motor.

O controlador do motor, por sua vez, tem a função de receber o sinal PWM e fornecer a potência elétrica necessária para a atuação do motor.

Um esquema simplificado do sistema eletrônico pode ser visto na imagem a seguir:

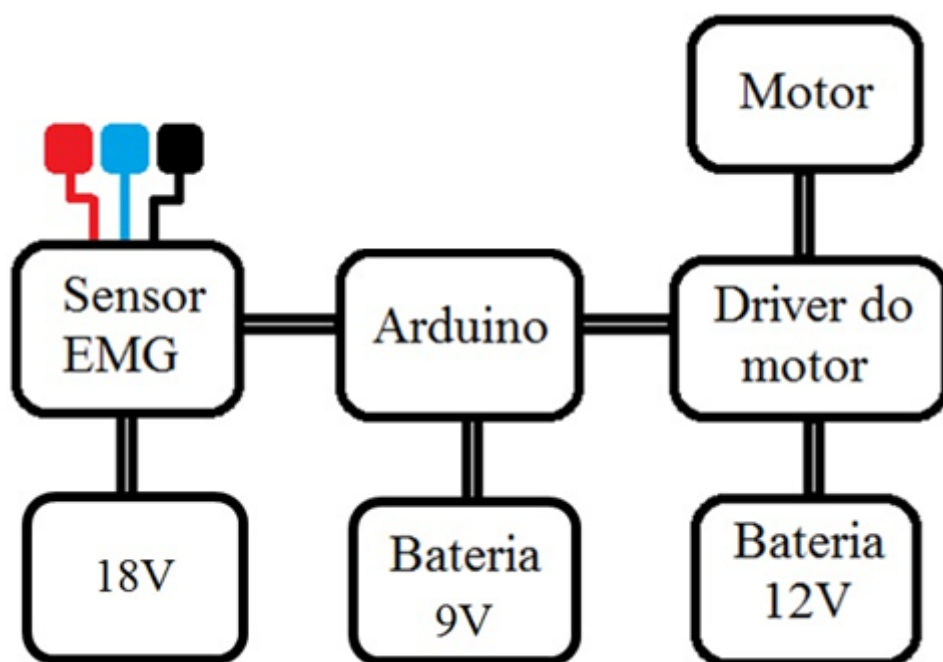


Figura 19 - Esquema Simplificado do Sistema Eletrônico

7.1. Sensor EMG

O sensor EMG escolhido foi o Muscle Sensor V3, da fabricante SparkFun.

Conectado a esse sensor, deve-se colocar três eletrodos: dois eletrodos são colocados no músculo em que se deseja fazer a medição, no caso o bíceps, e um eletrodo deve ficar em uma região eletricamente neutra do corpo, para servir como referencial terra do eletrodo. No caso, o eletrodo será posicionado no cotovelo do usuário.

O motivo de serem usados dois eletrodos no mesmo músculo é que a quantidade de ruídos presente no sinal medido pelo eletrodo é muito alta. Então, mede-se o sinal em dois pontos, que possuam magnitudes de sinal EMG diferentes, e o sensor faz uma amplificação diferencial dos dois sinais adquiridos. Dessa forma, grande parte do ruído é eliminado.

A saída do sinal do Muscle Sensor V3 pode ser conectada diretamente ao microprocessador.

Um esquemático desse componente pode ser visto no Anexo B.

O funcionamento desse circuito é o seguinte: o sensor recebe o sinal dos eletrodos, faz a amplificação diferencial através do amplificador AD8221; o sinal então é amplificado em duas etapas, através do uso de dois Amplificadores Operacionais TL084 e retificado, devido aos diodos 1N4148; o sinal retificado passa por um filtro, para atenuar o sinal; por último, o sinal passa por uma última amplificação, onde o ganho pode ser ajustado pelo usuário.

7.2. Microprocessador

O microprocessador escolhido para o projeto foi o Arduino Uno, por ser de baixo custo, de fácil utilização e possuir fácil comunicação com o Muscle Sensor V3. Além disso, possui um conversor Analógico/Digital interno e capacidade de enviar sinais PWM, que são as funções que serão usadas para controlar o motor.

7.3. Driver do motor

O motor a ser utilizado para atuação do exoesqueleto (Mabuchi JC-578VA-4720) pode consumir uma corrente máxima de até 24A. Para que seja possível controlá-lo, será necessária a fabricação de um circuito eletrônico.

Esse circuito será composto por uma ponte H, utilizando MOSFETs. Esses MOSFETs serão acionados por transistores bipolares que, por sua vez, serão acionados pelos sinais PWM provenientes do arduino.

Devido à alta corrente que passará pelo driver do motor, o ideal é que os componentes escolhidos possuam a menor resistência de funcionamento possível. Por esse motivo, os MOSFETs escolhidos foram: IRF4905 para o transistor de canal P e IRLB3813 para o transistor de canal N.

Para diminuir a dissipação de calor em cada um dos MOSFETs, serão colocados dois MOSFETs em paralelo.

Cada um dos MOSFETs será utilizado como chave. Para isso, a tensão Porta-Fonte no MOSFET IRLB3813 deve ser maior ou igual a 4,5V. Como a Fonte estará conectada ao terra do circuito, então a tensão na Porta do Mosfet deve ser de 4,5V. Para obter esse valor, será utilizado um divisor resistivo. Dimensionando:

$$R_{eq} = R_1 + R_2$$

$$I = \frac{V}{R_{eq}}$$

$$V_p = I * R_2$$

$$V_p = \frac{V * R_2}{R_1 + R_2}$$

Sendo que:

$$V = 5V$$

Onde:

R_1 = Resistor conectado à fonte de tensão

R_2 = Resistor conectado ao terra

R_{eq} = Resistência equivalente

V = Tensão de entrada

V_p = Tensão na Porta do MOSFET

I = Corrente elétrica

O resistor R_2 é um resistor de Pull-Down, já que a Porta do Mosfet deve ficar no mesmo referencial do terra do circuito quando não estiver ativo. Para esse resistor, o valor escolhido é de $10k\Omega$. Escolhendo um valor de $1k\Omega$ para o resistor R_1 , tem-se que:

$$V_p = 4,55V$$

$V_p > 4,5V$, o que cumpre com nosso requisito de tensão na Porta do MOSFET IRLB3813.

Já para o MOSFET IRF4905, deve-se aplicar uma tensão Fonte-Porta maior do que $10V$. Como a fonte desse MOSFET estará conectada diretamente à tensão $12V$ da bateria, é necessário aplicar uma tensão de $2V$ ou menos na Porta desse MOSFET para ativá-lo. Para isso, será utilizado um resistor de $10k\Omega$ que servirá como resistor de Pull-Up, para quando a Porta do MOSFET não estiver em nível baixo de tensão, e para ativá-lo, um transistor com seu Coletor conectado à Porta do MOSFET e seu emissor conectado ao terra do circuito. O transistor escolhido é o transistor TIP122. Colocando um resistor de $1k\Omega$ entre a fonte $+5V$ e a Base do transistor e com uma queda de tensão de $1,25V$ entre a Base e o Emissor (valor retirado do datasheet), tem-se:

$$I_B = \frac{5 - 1,25}{1000} = 3,75mA$$

$$I_c = \beta * I_b = 400 * 3,75 = 1,5A$$

Voltando a atenção agora para o circuito conectado ao coletor, tem-se:

$$I_c = \frac{12 - V_{CE_{\max}(sat)}}{10000} = \frac{12 - 4}{10000} = 1,2mA$$

Claramente, há uma situação em que o transistor está atuando como uma chave. Nesse caso, a tensão entre o Coletor e o Emissor do transistor é de $0,7V$. Dessa

forma, a tensão aplicada à Porta do MOSFET é de $0,7V < 2V$, como era desejado.

Para uma melhor proteção do circuito, um resistor de 100Ω é colocado entre o terra do circuito e o Emissor do transistor, evitando que o transistor fique conectado diretamente à bateria e ao terra vindo do microprocessador. O valor de resistência é muito baixo comparado ao valor das outras resistências desse circuito, portanto, foi desconsiderado nos cálculos de dimensionamento dos outros resistores.

Para melhorar a dissipação de calor dos MOSFETs e evitar sobreaquecimento e danos aos componentes, pode haver a necessidade de acoplar dissipadores de calor a cada um desses transistores.

Dimensionamento dos dissipadores de calor:

$$P_{diss} = I * R_{ds_{on}} * \alpha$$

$$T_D = T_j - R_{\theta_{J,C}} * W - R_{\theta_{C,D}} * P_{diss}$$

$$R_{\theta_{D,a}} = \frac{T_D - T_a}{P_{diss}}$$

Onde:

P_{diss} = Potência dissipada pelo transistor

I = Corrente que passa pelo transistor

$R_{ds_{on}}$ = Resistência quando o transistor está em pleno funcionamento

α = Fator de multiplicação de $R_{ds_{on}}$ quando a temperatura do transistor é de $175^\circ C$

T_D = Temperatura do dissipador

T_j = Temperatura da junção

T_a = Temperatura do ambiente

$R_{\theta_{a,b}}$ = Resistência térmica entre a e b

IRLB3813:

$$P_{diss} = 12^2 * 0,0026 * 2 = 0,7488W$$

$$T_D = 175 - 1,64 * 0,7488 = 173,9^\circ C$$

Por segurança, será feita a aproximação $T_D = 150^\circ C$

$$R_{\theta_{D,a}} = \frac{150 - 30}{0,6877} = 175^{\circ}\text{C}/\text{W}$$

A Resistência térmica máxima é maior do que a resistência térmica do encapsulamento TO-220 do MOSFET, portanto, não será necessário acoplar um dissipador de calor ao componente.

IRF4905:

$$P_{diss} = 12^2 * 0,02 * 2 = 5,76\text{W}$$

$$T_D = 175 - 1,75 * 5,76 = 164,92^{\circ}\text{C}$$

Por segurança, será feita a aproximação $T_D = 150^{\circ}\text{C}$

$$R_{\theta_{D,a}} = \frac{150 - 30}{5,76} = 20,83^{\circ}\text{C}/\text{W}$$

Portanto, é necessário um dissipador de calor com uma resistência térmica máxima de $20,83^{\circ}\text{C}/\text{W}$.

A ponte H será acionada por dois sinais de PWM provenientes do Arduino. Um dos sinais acionará o movimento do motor no sentido horário (PWM_A) e o outro acionará o movimento no sentido anti-horário (PWM_B). No caso em que nenhum dos sinais está sendo enviado, nenhuma corrente passa para o motor. Porém, quando os dois sinais são ativados ao mesmo tempo, ocorre um curto-circuito entre os dois terminais da bateria. Para evitar essa situação foi adicionado um circuito lógico antes do acionamento de cada transistor. Os estados desejados são os seguintes:

Acionamento do sentido horário:

		PWM_A	
		0	1
PWM_B	0	0	1
	1	0	0

Figura 20 - Mapa de Karnaugh para o sinal do sentido horário de rotação

Através do mapa de Karnaugh da figura 19, chega-se à conclusão de que é necessário um circuito lógico que forneça a lógica A^*/B .

Acionamento do sentido anti-horário:

		PWM_A	
		0	1
PWM_B	0	0	0
	1	1	0

Figura 21 - Mapa de Karnaugh para o sinal do sentido anti-horário de rotação

Nesse caso, a lógica necessária é $\neg A \cdot B$.

Para aplicar essa lógica no circuito, os componentes escolhidos foram 74LS08, que contém portas AND, e 74LS04, que contém portas NOT.

8. Projeto do Sistema de Controle

8.1. Controle ON-OFF

Para o controle do exoesqueleto, o controle escolhido é do tipo ON-OFF. Esse método foi escolhido pois é de rápido desenvolvimento e implementação, buscando, assim, um melhor conhecimento do funcionamento e da aquisição de dados do sinal EMG, para posterior desenvolvimento de métodos de controle mais precisos. Nesse método de controle, o microprocessador controlará a direção de atuação do motor levando em consideração somente o sinal EMG do bíceps do usuário.

O EMG do bíceps é enviado até o sensor EMG Muscle Sensor V3. Esse sinal será, então, enviado até uma entrada analógica do Arduino. Uma conversão analógica-digital é feita com esse sinal. Um filtro passa-baixa é aplicado ao sinal para obtermos os valores de entrada para controlar o motor.

Para controlar a direção de acionamento do motor, são definidos dois valores de limite: o limite inferior e o limite superior. Se a magnitude do sinal EMG for menor do que o limite inferior, o motor deve ser acionado na direção de extensão do cotovelo. Se a magnitude do sinal EMG for maior do que o limite superior, o motor deve atuar na direção de flexão do cotovelo. No caso em que

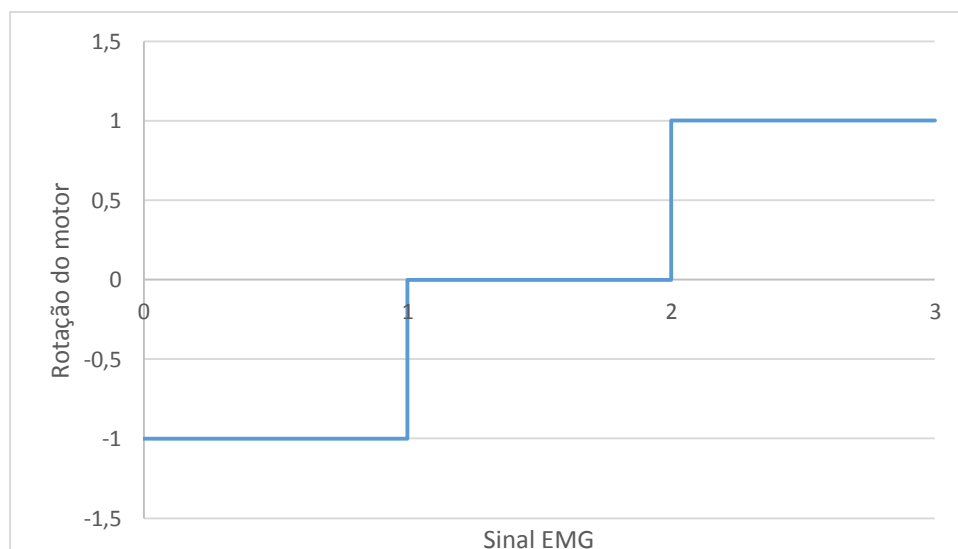


Figura 22 - Rotação do motor de acordo com a intensidade do sinal EMG para controle ON OFF

o sinal EMG tem sua magnitude entre os dois valores limites, o motor não deve atuar.

Esse método de controle se inspira, de certa forma, em como o bíceps é tensionado de acordo com o movimento que o ser humano deseja realizar. Se há a intenção de elevar o antebraço, bíceps é contraído. Se a intenção é deixar o antebraço em uma posição estática, aplica-se um baixo nível de tensão muscular. Se a intenção é abaixar o antebraço, basta relaxar o músculo, já que a gravidade se encarrega de deixá-lo em uma direção paralela à força da gravidade.

Os parâmetros de limite inferior e superior serão calculados experimentalmente. Inicialmente será feita uma medição do sinal EMG do usuário em três situações: usuário com o bíceps totalmente relaxado, com o antebraço apoiado sobre uma superfície plana; usuário segurando uma massa de 0,5kg, com o braço na direção da força da gravidade e o antebraço perpendicular à força da gravidade; e por fim, usuário realizando a maior contração do bíceps que for capaz. Esses três valores (v_1 , v_2 e v_3 , respectivamente) serão medidos e os parâmetros de limite inferior e superior serão definidos da seguinte forma:

$$\begin{aligned} \text{Limite Inferior} &= \frac{v_2 - v_1}{2} \\ \text{Limite Superior} &= \frac{v_3 - v_2}{2} \end{aligned}$$

Com esses valores iniciais, serão feitos mais testes até que o usuário se acostume com a contração necessária para obter o acionamento desejado do motor.

Conforme for necessário, esses valores podem ser modificados para melhor se adequarem a cada usuário.

O filtro passa-baixa trata-se de uma média móvel, que faz a somatória dos últimos 60 valores obtidos. Esse valor pode ser modificado para menos, caso o usuário tenha um sinal EMG bastante estável, ou para mais, caso o sinal EMG do usuário seja mais instável.

Além disso, o sinal enviado para o motor será um sinal de rampa, tanto para aceleração, quanto para desaceleração. Dessa forma, conferimos maior

segurança ao usuário, evitando acelerações altas; ao motor, evitando picos no carregamento aplicado a seu eixo; e ao driver, diminuindo picos de tensão transitórios devido à aceleração e desaceleração do motor, quando este está sob carga elevada.

Para uma maior segurança do usuário, além da proteção mecânica já presente devido à limitação angular da engrenagem do mecanismo, serão acopladas duas chaves fim-de-curso, nas posições de máxima extensão e máxima flexão desejadas. Assim que a chave é apertada, o sinal de ativação do motor é desligado.

Claramente esse método de controle têm desvantagens. No caso em que o braço não está paralelo à força da gravidade e o usuário está com o bíceps relaxado, o controle fará com que o antebraço se alinhe com o braço, e não com a força da gravidade, contrariando a forma natural de como é realizado o movimento sem o exoesqueleto. Além disso, trata-se de um controle em malha aberta. Dessa forma, a mesma intensidade de sinal EMG é necessária para elevar o braço sem carga, ou com a carga total de 50N.

8.2. Implementações Futuras

8.2.1. Controle Proporcional

Em Lenzi et al.(2011), os autores utilizam um controle proporcional para controlar o exoesqueleto, obtendo um resultado satisfatório. Isso nos mostra que, apesar de não corresponder precisamente ao mecanismo de controle biológico para controle muscular, ele pode ser aplicado ao controle de um exoesqueleto.

Para esse projeto, será proposto um controle proporcional da seguinte forma: o microprocessador controlará a velocidade do motor levando em consideração somente o sinal EMG do bíceps do usuário. A velocidade do motor será proporcional à intensidade do sinal proveniente do músculo.

Para aplicar esse método de controle, dividimos a intensidade de contração do músculo em três partes: pouca ou nenhuma contração, média contração e alta contração. Em uma situação de pouca ou nenhuma contração do músculo, o sentido de rotação do motor deve ser tal que movimente a articulação do exoesqueleto no sentido de extensão do cotovelo. Se houver um nível médio de contração, mostra-se a intenção do usuário em manter a articulação estática. Nessa situação, o motor fica desligado. Em um nível elevado de contração, ocorre a situação em que há uma intenção do usuário em flexionar o cotovelo, portanto, o motor deve rotacionar de forma a auxiliar nesse sentido de movimento.

Com esses parâmetros, pode-se definir uma lógica de controle como uma única função, demonstrada na figura 22.

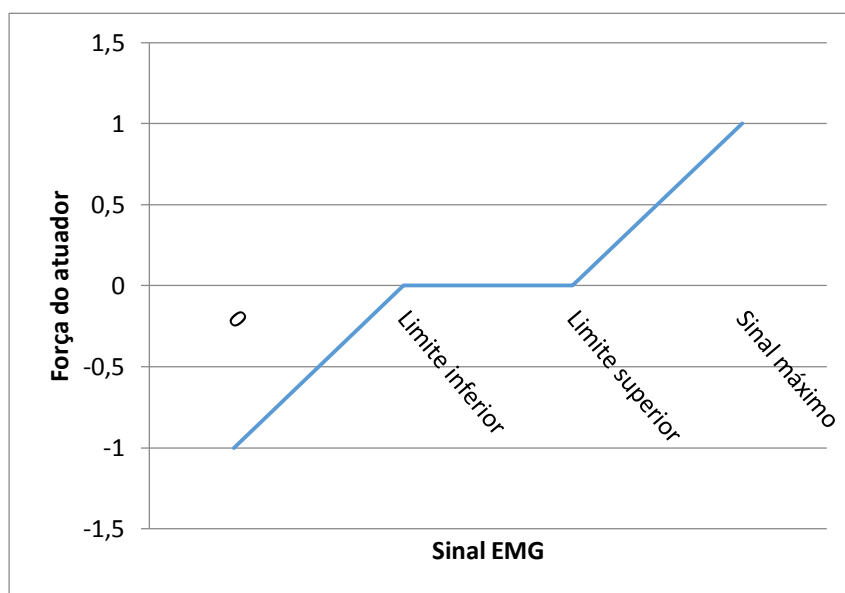


Figura 23 - Força do atuador de acordo com a intensidade do sinal EMG para controle proporcional

A vantagem desse método de controle, comparando-o ao anterior ON-OFF, é que obtém-se um maior controle sobre a velocidade de atuação do motor, tentando imitar o movimento humano, em que é possível controlar a velocidade de rotação da junta do cotovelo.

8.2.2. Fusão de Sensores

Para esse projeto de controle, será utilizado o sinal de EMG e de extensômetros fixados à estrutura.

Para o projeto da lógica de controle com a fusão de sensores, os sinais tanto dos eletrodos quanto dos extensômetros foram divididos em três níveis: para o sinal EMG, os níveis são zero, baixo e alto; para o extensômetro, negativo, zero e positivo.

Todas as possíveis combinações de sinais foram colocadas em uma tabela para que fosse analisada a situação que cada combinação representada. Disso, foi definido qual o movimento que o motor deve fazer de acordo com cada situação.

Tabela 1 - Possíveis combinações de sinal EMG e do extensômetro

Situação	Nível EMG	Sinal Extensômetro	Movimento do Motor
1	Zero	Negativo	Extensão
2	Zero	Zero	Manter posição
3	Zero	Positivo	Flexão
4	Baixo	Negativo	Manter posição
5	Baixo	Zero	Flexão
6	Baixo	Positivo	Flexão
7	Alto	Negativo	Flexão
8	Alto	Zero	Flexão
9	Alto	Positivo	Flexão

Tabela 2 - Descrição de cada uma das situações geradas pela combinação de sinais EMG e do extensômetro

Situação	Descrição
1	Não há intenção de movimento mas existe carga movendo o braço em movimento de extensão
2	Não há nem intenção de movimento nem carga que mova o braço em movimento de extensão
3	Velocidade de flexão do exoesqueleto menor do que a velocidade de flexão do cotovelo

4	Usuário com intenção de manter a posição e braço sendo sustentado por exoesqueleto
5	Força do usuário em equilíbrio com a carga, mas é necessário a atuação do exoesqueleto para evitar fadiga muscular
6	Velocidade de flexão do exoesqueleto menor do que a velocidade de flexão do cotovelo
7	Intenção de movimento, porém a força do usuário não é suficiente para levantar a carga
8	Intenção de movimento, porém a força do usuário está em equilíbrio com a carga
9	Velocidade de flexão do exoesqueleto menor do que a velocidade de flexão do cotovelo

Assim, chegou-se à lógica de controle:

Em uma situação em que o sinal EMG é zero, o braço não possui resistência a cargas. Dessa forma, caso seja aplicada uma carga em qualquer direção, o braço deve se mover nessa mesma direção, e o exoesqueleto deve seguir esse movimento.

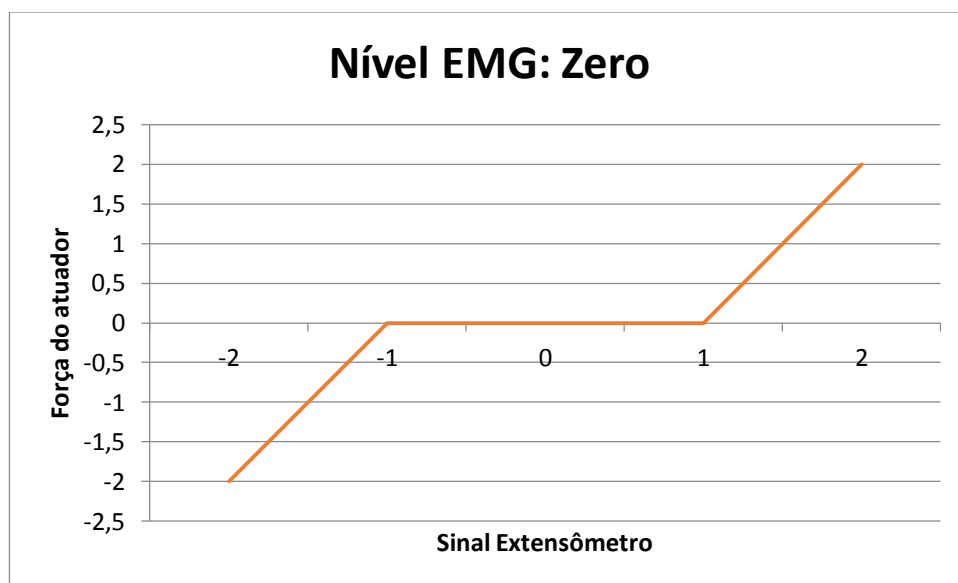


Figura 24 - Força do atuador de acordo com a magnitude do sinal do extensômetro, no caso em que a magnitude do sinal EMG é zero

Em uma situação em que o sinal EMG é baixo, caracteriza-se a intenção do usuário de equilibrar as cargas, tentando manter o braço parado. Se o extensômetro estiver com sinal negativo, o exoesqueleto deve manter posição fixa, mantendo o braço do usuário apoiado na estrutura.

Caso o sinal do extensômetro seja zero, isso caracteriza a situação em que o usuário está utilizando sua própria força para sustentar a carga, o que pode causar fadiga muscular. Para resolver essa situação, o exoesqueleto atua na direção do movimento de flexão do cotovelo, até apoiar o braço do usuário na estrutura, fazendo com que o sinal do extensômetro fique negativo, voltando à situação anterior. Quando o sinal do extensômetro é positivo, o braço do usuário está elevando carga por conta própria e se movendo mais rapidamente do que o exoesqueleto. Dessa forma, é necessário ativar o atuador, para que a força para elevar a carga seja transferida para o exoesqueleto.

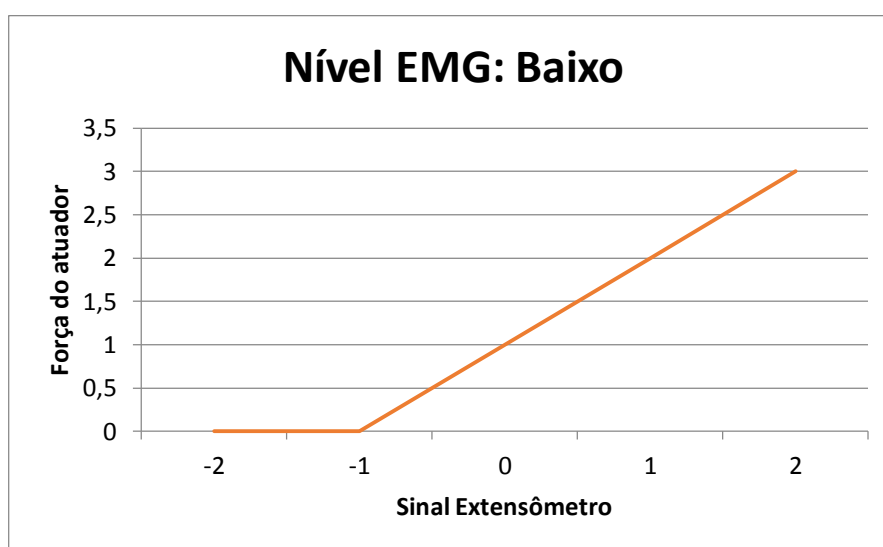


Figura 25 - Força do atuador de acordo com a magnitude do sinal do extensômetro, no caso em que a magnitude do sinal EMG é baixa

Em uma situação em que o sinal de EMG é alto, caracteriza-se a intenção do usuário de flexionar o cotovelo. Se o sinal do extensômetro é zero, o esforço do usuário é suficiente para sustentar a carga. Essa não é uma situação ideal, pois causará fadiga muscular. Dessa forma, é necessária a atuação do exoesqueleto no movimento do usuário. Porém, quanto maior for a carga que o usuário deseja elevar, mais negativo será o sinal do extensômetro. Por esse motivo, quanto mais negativo o sinal do extensômetro, maior é a força que o atuador deve exercer sobre a estrutura. Quando o sinal do extensômetro é positivo, o braço do usuário está elevando a carga por conta própria e se movendo mais rapidamente do que o exoesqueleto. Dessa forma, é necessário

ativar o atuador, para que a força para elevar a carga seja transferida para o exoesqueleto.

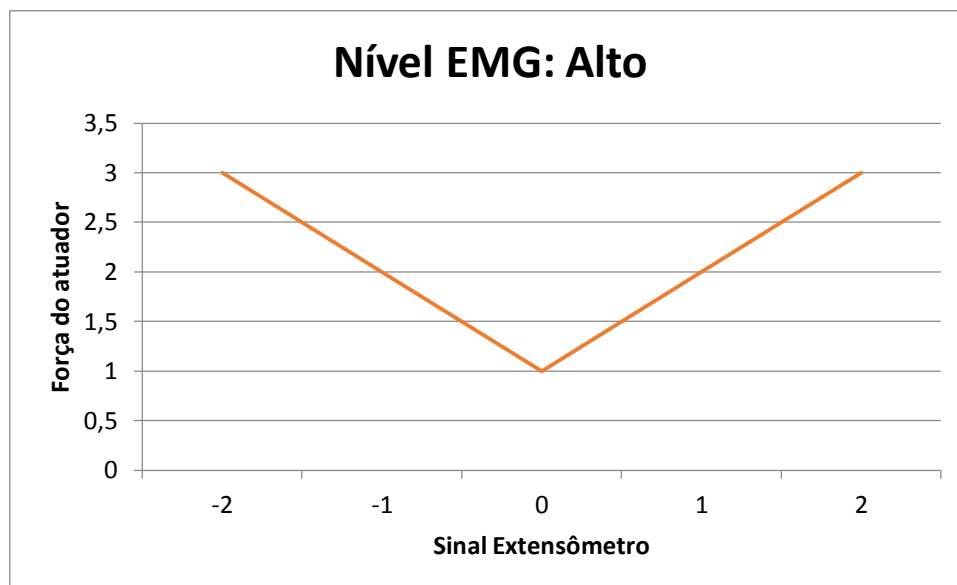


Figura 26 - Força do atuador de acordo com a magnitude do sinal do extensômetro, no caso em que a magnitude do sinal EMG é alta

9. Resultados e Discussões

Os objetivos propostos com a montagem mecânica foram alcançados. As peças foram fabricadas de acordo com o projeto mecânico e acopladas ao atuador adquirido.



Figura 27 - Estrutura do exoesqueleto

Foram realizados testes de carga para avaliar a capacidade de carga do exoesqueleto. Os testes foram realizados da seguinte maneira:

Foram realizadas seis baterias de teste, cada uma com sete tomadas de medição de tempo, através de um cronômetro, tanto para os tempos de subida (flexão) como de descida (extensão). Cada movimento tinha a amplitude de 90° , com as posições limite sendo a posição em que braço e antebraço estão alinhados e paralelos à força da gravidade e a posição em que o braço está

paralelo à força de gravidade e o antebraço perpendicular em relação ao braço. O primeiro teste foi feito sem nenhuma carga aplicada ao exoesqueleto e a cada bateria de teste subsequente foi adicionado uma carga de 10N, até uma carga máxima de 50N. Dos sete valores obtidos em cada bateria, o maior valor e o menor valor foram excluídos e foi feita uma média com os cinco valores restantes. A partir desse valor foi obtida a velocidade do exoesqueleto e, consequentemente, a curva Carregamento x Velocidade.

Tabela 3 - Medidas de tempo de subida, com diferentes carregamentos, em uma amplitude de movimento de 90°, e a respectiva velocidade de rotação em cada caso

Carga (N)	Tempo de subida (s)							Média (s)	Velocidade de Rotação (°/s)
	t1	t2	t3	t4	t5	t6	t7		
0	1,79	1,83	1,95	1,49	1,7	1,86	1,9	1,816	49,55
10	1,9	1,86	1,7	1,85	1,87	1,84	1,9	1,854	48,54
20	1,89	2,05	1,72	1,9	1,75	2,12	2	1,908	47,17
30	2,03	2,5	1,82	1,89	1,94	1,88	1,8	1,916	46,97
40	1,96	1,71	1,74	1,97	1,92	2,05	1,9	1,892	47,57
50	1,81	1,98	1,99	1,81	1,7	1,84	2	1,878	47,92

Tabela 4 - Medidas de tempo de descida, com diferentes carregamentos, em uma amplitude de movimento de 90°, e a respectiva velocidade de rotação em cada caso

Carga (kgf)	Tempo de descida (s)							Média (s)	Velocidade de Rotação (°/s)
	t1	t2	t3	t4	t5	t6	t7		
0	1,69	1,82	1,6	1,7	1,72	1,74	1,78	1,726	52,14
10	1,67	1,85	1,72	1,43	1,82	1,67	1,8	1,736	51,84
20	1,61	1,7	1,65	1,97	1,67	1,47	1,52	1,63	55,2144
30	1,63	1,34	1,64	1,75	1,81	1,7	1,68	1,68	53,57
40	1,68	1,47	1,41	1,69	1,64	1,83	1,72	1,64	54,88
50	1,64	1,48	1,69	1,49	1,62	1,67	1,51	1,586	56,75

Como é possível observar nos resultados, os requisitos propostos foram cumpridos, tendo em vista que o exoesqueleto é capaz de suportar uma carga de 50N, enquanto realiza um movimento com uma velocidade ainda maior que a proposta, que era de pelo menos 30°/s.

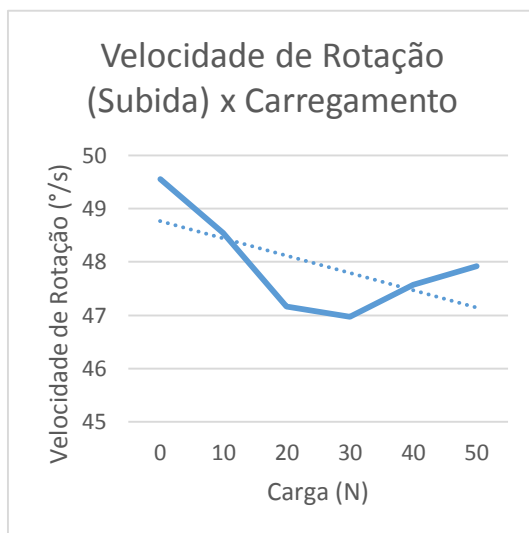


Figura 28 - Velocidade de rotação do motor, em subida, de acordo com o carregamento

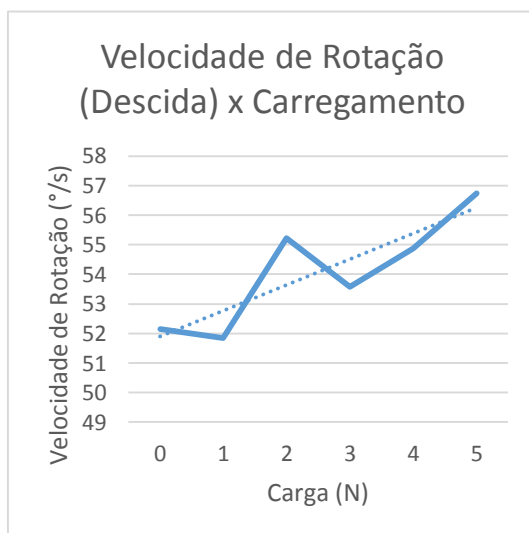


Figura 29 - Velocidade de rotação do motor, em descida, de acordo com o carregamento

Quanto ao sistema de controle, para testá-lo, foi utilizado o software Processing para plotar o sinal de controle do motor enquanto o mesmo era controlado pelo microprocessador, com o sinal EMG como parâmetro de entrada.

Como pode ser visto na figura 29, o sinal de controle EMG é bastante irregular. Porém, apesar dessa irregularidade, em alguns minutos ajustando os limites de nível EMG para controle do motor e se acostumando aos níveis de força que devem ser aplicados para obter a saída desejada, é possível alcançar um resultado bastante consistente. Isso pode ser visto na imagem do teste, onde foi possível aplicar, consistentemente, os sinais de controle do motor com uma certa frequência desejada.

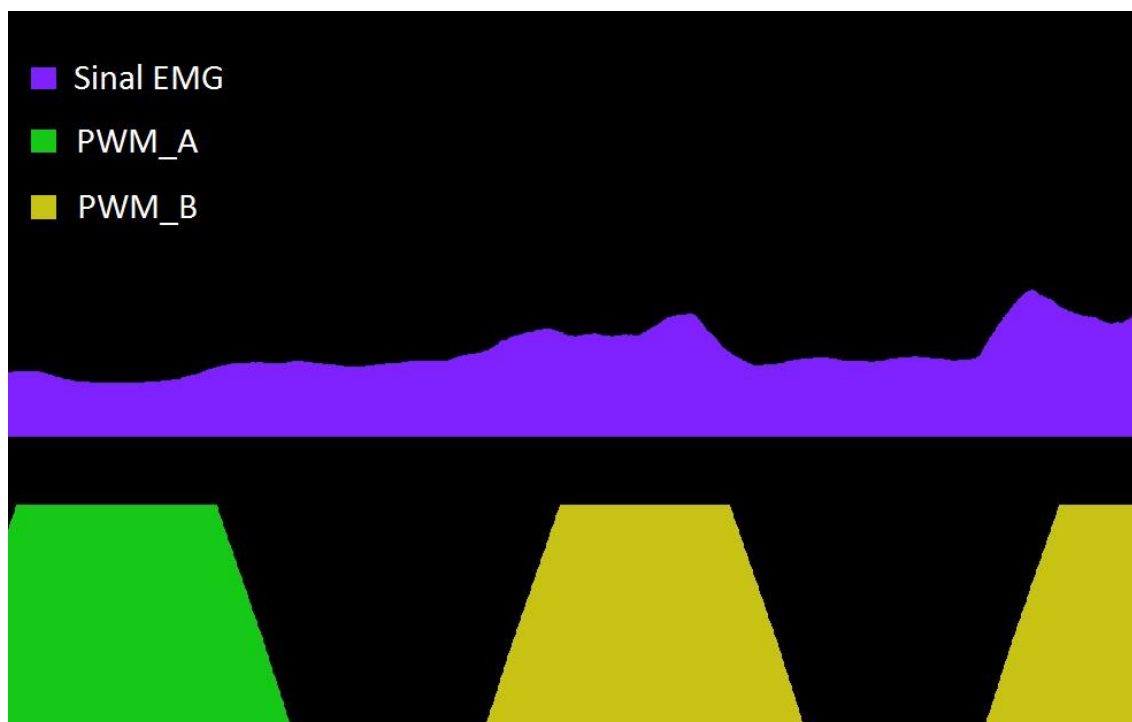


Figura 30 - Gráfico da resposta dos sinais de controle do motor, de acordo com a magnitude do sinal EMG

Esse resultado é consistente com aquele alcançado por Lenzi, et al. (2011), onde é postulado que os humanos podem compensar a imprecisão de um controlador através de sua adaptação motora.

Os custos do projeto, não incluindo gastos com mão-de-obra, podem ser vistos na tabela 5.

Tabela 5 - Custos do projeto

Quantidade	Componente	Preço Unitário	Preço Total
1	Tubo de Alumínio Diam. Ext. 4", esp. 1/8"	R\$ 22,65	R\$ 22,65
1	Tubo de Alumínio Diam. Int. 4", esp. 1/8"	R\$ 23,28	R\$ 23,28
2	Velcros para fixação	R\$ 15,00	R\$ 30,00
1	Mecanismo Power Window	R\$ 80,00	R\$ 80,00
6	Parafuso M5x30 cabeça escareada		
2	Parafuso M5x20		
8	Porca M5		R\$ 24,00
6	Arruela Diâmetro interno 6mm		
2	Arruela Diâmetro interno 6mm externo 15mm		
2	Tip122	R\$ 1,50	R\$ 3,00
4	IRLB3813	R\$ 4,80	R\$ 19,20
4	IRF4905	R\$ 6,50	R\$ 26,00
1	Pasta Térmica	R\$ 3,20	R\$ 3,20
8	Dissipadores de calor para transistor	R\$ 2,50	R\$ 20,00
2	Resistores 100Ω	R\$ 0,05	R\$ 0,10
4	Resistores 1kΩ	R\$ 0,05	R\$ 0,20
4	Resistores 10kΩ	R\$ 0,05	R\$ 0,20
40	Fios	R\$ 0,50	R\$ 20,00
1	Arduino UNO	R\$ 119,80	R\$ 119,80
1	Muscle Sensor V3	R\$ 160,02	R\$ 160,02
1	Bateria 12V	R\$ 65,00	R\$ 65,00
3	Bateria 9V - GP Greencell	R\$ 7,90	R\$ 23,70
1	Conector para bateria 9V-Arduino	R\$ 6,00	R\$ 6,00
2	Conector para bateria 9V	R\$ 3,00	R\$ 6,00
1	Placa de circuito impresso dupla face	R\$ 6,50	R\$ 6,50
1	Tubo de estanho para solda	R\$ 4,50	R\$ 4,50
2	74ls08	R\$ 1,25	R\$ 2,50
2	74ls04	R\$ 1,20	R\$ 2,40
1	Ácido para placa de cobre	R\$ 8,50	R\$ 8,50
1	Barra de soquete	R\$ 1,60	R\$ 1,60
1	Barra de pinos	R\$ 0,90	R\$ 0,90
2	Soquete para CI 14 pinos	R\$ 1,75	R\$ 3,50
2	Soquete para pinos	R\$ 1,50	R\$ 3,00
1	Botão ON/OFF	R\$ 1,50	R\$ 1,50
1	Multímetro	R\$ 34,50	R\$ 34,50
2	Chave fim-de-curso	R\$ 3,60	R\$ 7,20
1	Kit de fusíveis para carro	R\$ 7,00	R\$ 7,00
2	Conectores 01x02	R\$ 0,75	R\$ 1,50
Total			R\$ 737,45

10. Conclusões

Esse presente Trabalho de Conclusão de Curso se propôs a desenvolver um exoesqueleto robótico, com um grau de liberdade localizado na articulação úmero-radial, para atuação servo-assistida do bíceps.

Como requisitos de projeto mais importantes, destacam-se: a carga mínima que o exoesqueleto deveria suportar e ser capaz de levantar de 50N e uma velocidade angular mínima de 30°/s, sob carga máxima.

Através de experimentos, foi possível validar que o projeto atendeu aos requisitos anteriormente propostos, sendo capaz de erguer uma carga de 50N, enquanto se movimentava a uma velocidade próxima a 50°/s, equivalente a 48°/s.

O sistema de controle, apesar de não ser inicialmente intuitivo, se provou um método fácil e rápido de ser implementado, enquanto que o usuário pode se adaptar rapidamente a ele.

Vale salientar que durante o processo de especificação de materiais e componentes a serem usados, os fatores de tempo gasto com projeto e fabricação e verba gasta com aquisição ou fabricação dos componentes tiveram de ser extremamente otimizados, já que a carga de trabalho era alta e a verba disponível para aquisição de materiais era bastante escassa. Isso resultou em um projeto de baixo custo (R\$737,45, não incluindo mão-de-obra) porém, que atendeu aos requisitos definidos.

Como sugestão para trabalhos futuros, pode ser listado:

- Implementar sistemas de controle variados e avaliar qual oferece o melhor resultado.
- Implementar sensores, como acelerômetros, giroscópios e encoders, para que seja possível implementar um controle em malha fechada.
- Adicionar novos graus de liberdade ao exoesqueleto.

Referências Bibliográficas

IEEE Recommended Practice for Software Requirements Specifications, IEEE Std 830–1993.

< <http://roko.ca/articles/hbridge.php?page=3> > Acesso em 21 de Junho de 2015.

<<http://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Biometric/Muscle%20Sensor%20Platinum%20v3.3.pdf>> Acesso em 22 de Junho de 2015.

<http://www.mabuchi-motor.co.jp/en_US/cat_files/jclc_578va.pdf> Acesso em 21 de Junho de 2015.

<<http://www.robotshop.com/en/cytron-13a-single-dc-motor-controller.html>> Acesso em 21 de Junho de 2015.

<<https://www.sparkfun.com/products/13027>> Acesso em 21 de Junho de 2015.

CALDWELL, D. G. et al. **Soft exoskeletons for upper and lower body rehabilitation: design, control and testing**. International Journal of Humanoid Robotics 2007. Vol. 4. 549-73 p.

FLEISCHER, C. et al. **Application of EMG signals for controlling exoskeleton robots**. Vol. 51. Biomed. Tech. Berlim: 2006. 314–319 p.

GARREC, P. et al. **ABLE, an innovative transparent exoskeleton for the upper-limb**. IEEE/RSJ international conference on intelligent robots and systems. 2008. 1483-8 p.

GOPURA, R. A. R. C.; KIGUCHI K. **Application of surface Electromyography (EMG)-signals to control exoskeleton robots**. Applications of EMG in clinical and sports medicine. C. Steel: InTech, 2012. pp 69-94.

GOPURA, R. A. R. C.; KIGUCHI, K.; YI, Y. **SUEFUL-7: a 7DOF upper-limb exoskeleton robot with muscle-model-oriented EMG-based control**. IEEE/RSJ international conference on intelligent robots and systems. 2009. 1126-31 p.

KIGUCHI, K.; HAYASHI, Y. **An EMG-Based Control for an Upper-Limb Power-Assist Exoskeleton Robot** *IEEE Transactions on systems, man, and cybernetics*, vol. 42, no. 4. 2012. 1064-1071 p.

KLEIN, J. et al. **Biomimetic orthosis for the neurorehabilitation of the elbow and shoulder (BONES)** Biennial IEEE/RAS-EMBS international conference on biomedical robotics and biomechatronics. 2008. 535-41 p.

NASA **Man-Systems Integration Standards: Volume I.**2008.

PACHECO, A. G.; DRUMMOND, M. D. M. **Produção de Força dos Músculos Flexores do Cotovelo em Diferentes Posições da Articulação do Ombro** *Col. Pesquisa em Educação Física*, vol. 12, no. 2. 2013. 149-156 p.

PONES, J. L. **Wearable Robots: biomechatronic exoskeletons**. West Sussex, England: Wiley, 2008. 1-64 p.

Presidência da República. Casa Civil. Subchefia para Assuntos Jurídicos, Lei nº 8.666, de 21 de Junho de 1993 <http://www.planalto.gov.br/ccivil_03/leis/l8666cons.htm> Acesso em 14 de abril de 2015

SILVA, F. C.; BONEZI, A.; LOSS, J. F. **Estimativa da Força Muscular Resultante dos Flexores do Cotovelo a Partir do Torque Resultante** *XII Congresso Brasileiro de Biomecânica*, 2007

UN Human Development Report 2005, ONU, 2005

WINTER, D. A. **Biomechanics and motor control of human movement**. Fourth Edition. 2009. 271 p.

YANG, C. J. et al., **A review of exoskeleton-type systems and their key technologies**, *Proc. IMechE, J. Mechanical Engineering Science*. vol. 222, part c. 2008. 1599-1612 p.

YU, W.; ROSEN, J. **A novel linear PID controller for an upper limb exoskeleton**. *Proc. 49th IEEE Conference on Decision and Control*. Atlanta, GA. 2010. 3548-3553 p.

Bibliografia

IEEE Recommended Practice for Software Requirements Specifications, IEEE Std 830–1993.

< <http://roko.ca/articles/hbridge.php?page=3> > Acesso em 21 de Junho de 2015.

<<http://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Biometric/Muscle%20Sensor%20Platinum%20v3.3.pdf>> Acesso em 22 de Junho de 2015.

<http://www.mabuchi-motor.co.jp/en_US/cat_files/jclc_578va.pdf> Acesso em 21 de Junho de 2015.

<<http://www.robotshop.com/en/cytron-13a-single-dc-motor-controller.html>> Acesso em 21 de Junho de 2015.

<<https://www.sparkfun.com/products/13027>> Acesso em 21 de Junho de 2015.

ARTEMIADIS, P. K.; KYRIAKOPOULOS, K. J. **Estimating Arm Motion and Force Using EMG Signals: On the Control of Exoskeletons** *2008 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2008.

CALDWELL, D. G. et al. **Soft exoskeletons for upper and lower body rehabilitation: design, control and testing**. *International Journal of Humanoid Robotics* 2007. Vol. 4. 549-73 p.

CARVALHO, A. C. G. et al. **Relação Entre Flexibilidade e Força Muscular em Adultos Jovens de Ambos os Sexos** *Ver. Bras. Med. Esporte*, vol. 4, no. 1. 1998. 2-8 p.

DAY, S. **Important Factors in Surface EMG Measurement** *Bortec Biomedical*. 2004.

DICICCO, M.; LUCAS, L.; MATSUOKA, Y. **Comparison of Control Strategies for an EMG Controlled Orthotic Exoskeleton for the Hand**. *2004 IEEE Intl. Conference on Robots and Automation*. 2004.

- FLEISCHER, C. et al. **Application of EMG signals for controlling exoskeleton robots**. Vol. 51. Biomed. Tech. Berlin: 2006. 314–319 p.
- FONTOURA, A. S.; SCHNEIDER, P.; MEYER, F. **O Efeito do Destreinamento de Força Muscular em Meninos Pré-Púberes**. *Rev. Bras. Med. Esporte*, vol. 10, no. 4. 2004. 281-284 p.
- GARREC, P. et al. **ABLE, an innovative transparent exoskeleton for the upper-limb**. IEEE/RSJ international conference on intelligent robots and systems. 2008. 1483-8 p.
- GOPURA, R. A. R. C.; KIGUCHI K. **Application of surface Electromyography (EMG)-signals to control exoskeleton robots**. Applications of EMG in clinical and sports medicine. C. Steel: InTech, 2012. pp 69-94.
- GOPURA, R. A. R. C.; KIGUCHI, K.; YI, Y. **SUEFUL-7: a 7DOF upper-limb exoskeleton robot with muscle-model-oriented EMG-based control**. IEEE/RSJ international conference on intelligent robots and systems. 2009. 1126-31 p.
- GUNASEKARA, J. M. P. et al. **Control Methodologies for upper Limb Exoskeleton Robots**. *2012 IEEE/SICE International Symposium on System Integration*. 2012.
- KIGUCHI, K. et al. **An Exoskeletal Robot for Human Elbow Motion Support: Sensor Fusion, Adaption, and Control**. *IEEE Transactions on systems, man, and cybernetics*, vol. 31, no. 3. 2001. 353-361 p.
- KIGUCHI, K. et al. **An Exoskeleton for Human Elbow and Forearm Motion Assist** *2003 IEEE/RSJ Intl. Conference on Intelligent Robots and Systems*. 2003.
- KIGUCHI, K.; HAYASHI, Y. **An EMG-Based Control for an Upper-Limb Power-Assist Exoskeleton Robot** *IEEE Transactions on systems, man, and cybernetics*, vol. 42, no. 4. 2012. 1064-1071 p.
- KLEIN, J. et al. **Biomimetic orthosis for the neurorehabilitation of the elbow and shoulder (BONES)** Biennial IEEE/RAS-EMBS international conference on biomedical robotics and biomechatronics. 2008. 535-41 p.

LENZI, T. et al. **Proportional EMG Control for Upper-Limb Powered Exoskeletons**. *33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS*. Boston, Massachussets, USA: 2011 628-631 p.

LO, H. S.; XIE, S. Q. **Exoskeleton Robots for Upper-Limb Rehabilitation: State of the Art and Future Prospects**. *Medical Engineering & Physics*, vol. 34. 2012. 261-268 p.

NASA Man-Systems Integration Standards: Volume I. 2008.

PACHECO, A. G.; DRUMMOND, M. D. M. **Produção de Força dos Músculos Flexores do Cotovelo em Diferentes Posições da Articulação do Ombro** *Col. Pesquisa em Educação Física*, vol. 12, no. 2. 2013. 149-156 p.

PONES, J. L. **Wearable Robots: biomechatronic exoskeletons**. West Sussex, England: Wiley, 2008. 1-64 p.

Presidência da República. Casa Civil. Subchefia para Assuntos Jurídicos, Lei nº 8.666, de 21 de Junho de 1993 <http://www.planalto.gov.br/ccivil_03/leis/l8666cons.htm> Acesso em 14 de abril de 2015

SILVA, F. C.; BONEZI, A.; LOSS, J. F. **Estimativa da Força Muscular Resultante dos Flexores do Cotovelo a Partir do Torque Resultante** *XII Congresso Brasileiro de Biomecânica*, 2007

SIMÃO, R.; MONTEIRO, W. D.; ARAÚJO, C. G. S. **Potência Muscular Máxima na Flexão do Cotovelo Uni e Bilateral**. *Rev. Bras.Med. Esporte*, vol. 7, no. 5. 2011. 157-162 p.

UN Human Development Report 2005, ONU, 2005

WINTER, D. A. **Biomechanics and motor control of human movement**. 4 ed. 2009. 271 p.

YANG, C. J. et al., **A review of exoskeleton-type systems and their key technologies**, *Proc. IMechE, J. Mechanical Engineering Science*. vol. 222, part c. 2008. 1599-1612 p.

YU, W.; ROSEN, J. **A novel linear PID controller for an upper limb exoskeleton**. Proc. 49th IEEE Conference on Decision and Control. Atlanta, GA. 2010. 3548-3553 p.

8 7 6 5 4 3 2 1

F

E

D

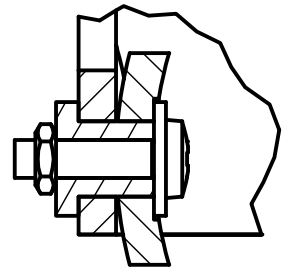
C

B

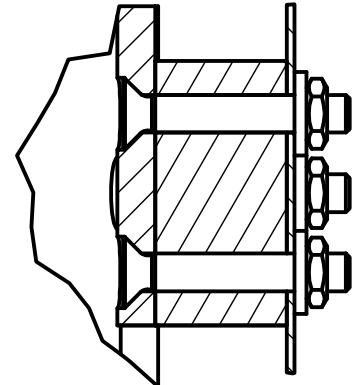
A

APÊNDICE A - Desenho de conjunto

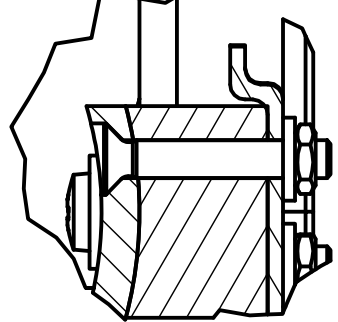
A (1 : 1)

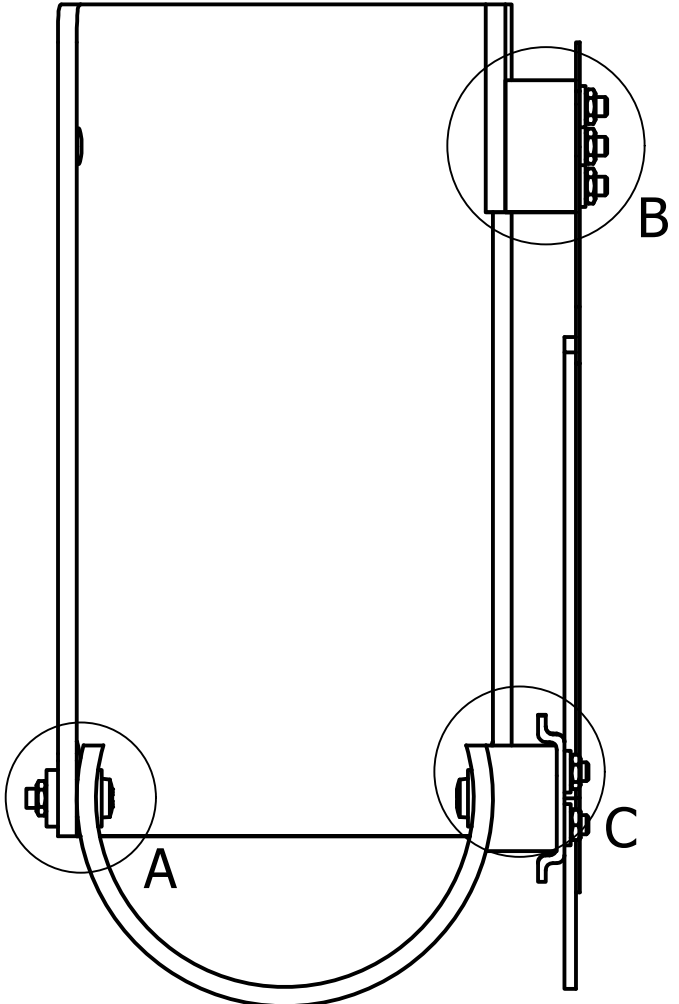


B (1 : 1)



C (1 : 1)





1

2

3

4

5

6

7

8

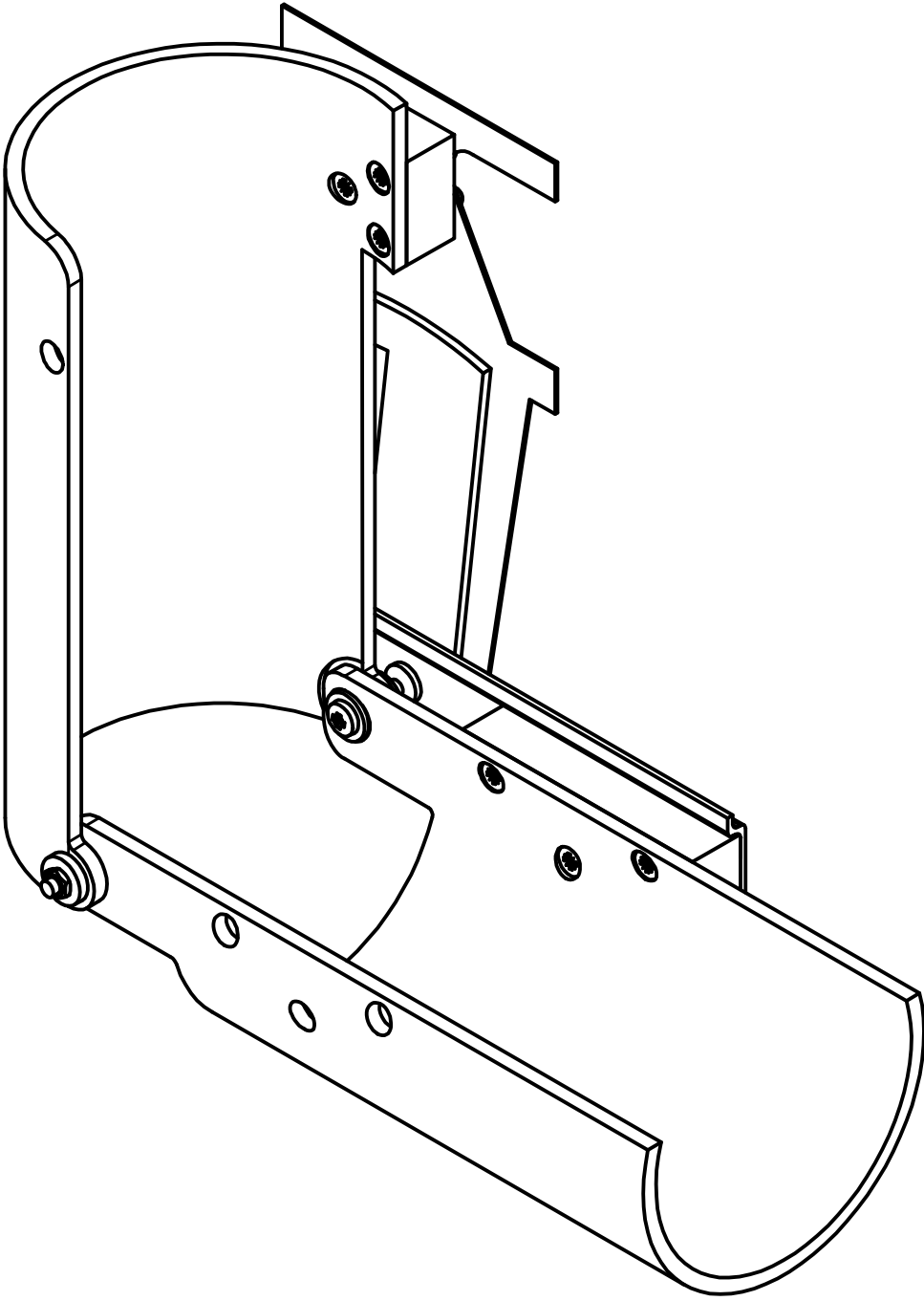
9

10

11

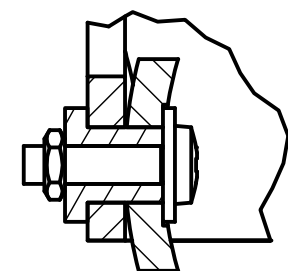
12

13

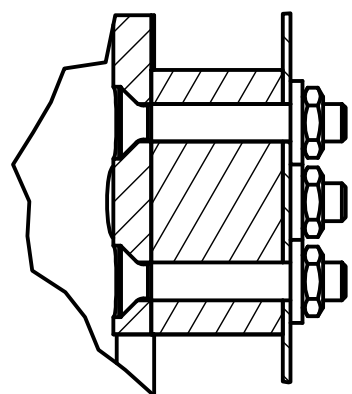


LISTA DE MATERIAIS			
Nº	QTD	COMPONENTE	MATERIAL
1	1	Suporte Braço	Alumínio
2	1	Suporte Antebraço	Alumínio
3	1	Ligação Estrutura Antebraço	Poliacetel
4	1	Mecanismo	Aço
5	1	Mecanismo Braço	Aço
6	1	Engrenagem	Aço
7	1	Ligação Estrutura Braço	Poliacetel
8	2	Bucha	Poliacetel
9	6	Parafuso M5x30 cabeça escareada	Aço
10	8	Porca M5	Aço
11	6	Arruela diâmetro interno 6mm	Aço
12	2	Arruela diâmetro interno 6mm externo 15mm	Aço
13	2	Parafuso M5x20	Aço

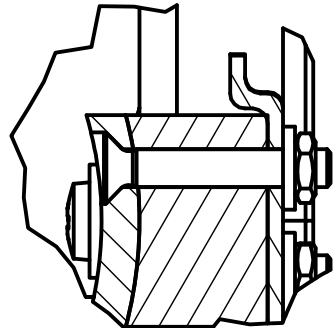
Projetado por		Data	Unidade
Leonardo Sommer		31/08/2015	mm
Exoesqueleto de Braço com 1 GL		Escala	Folha
		1 : 2	1 / 1



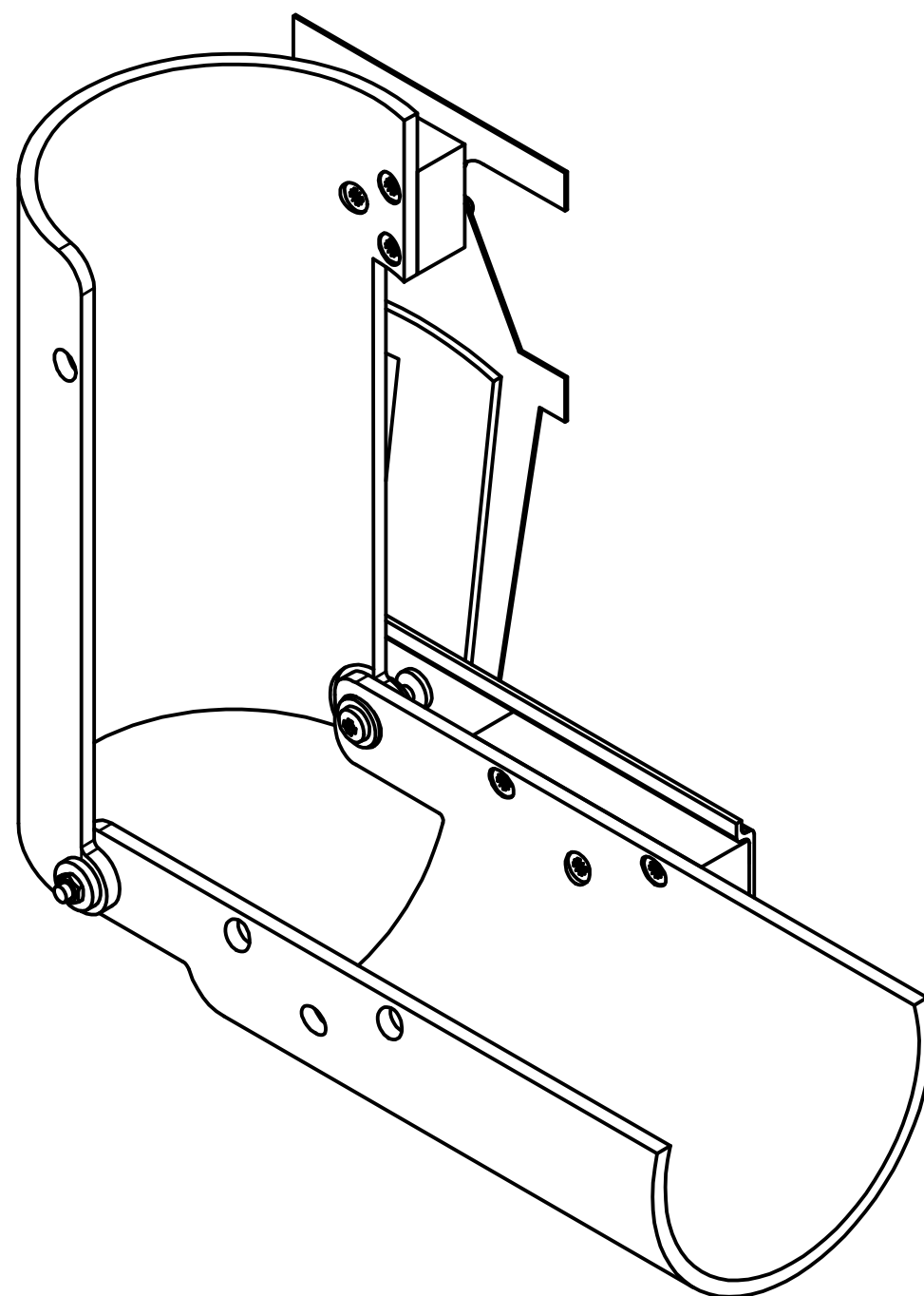
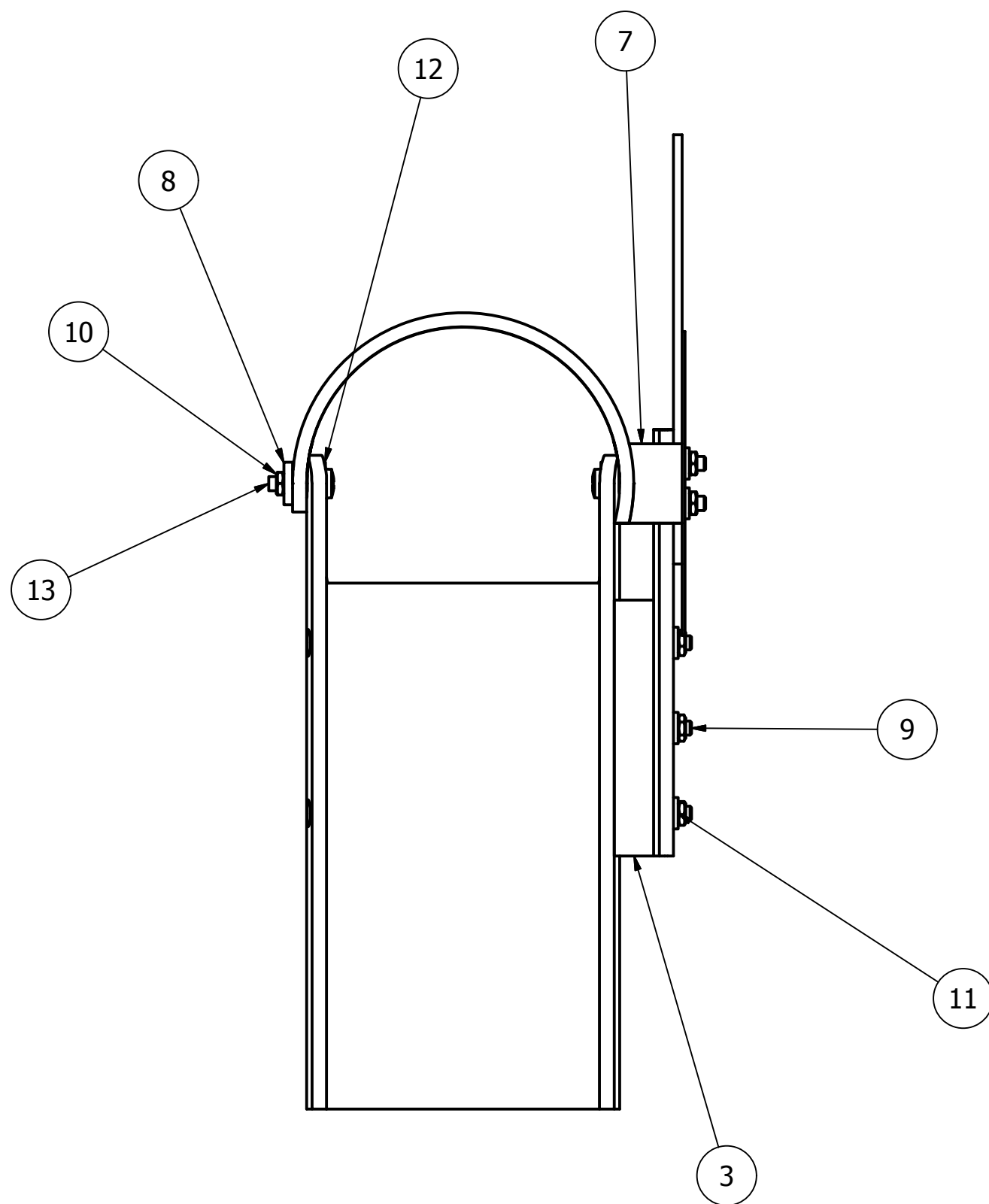
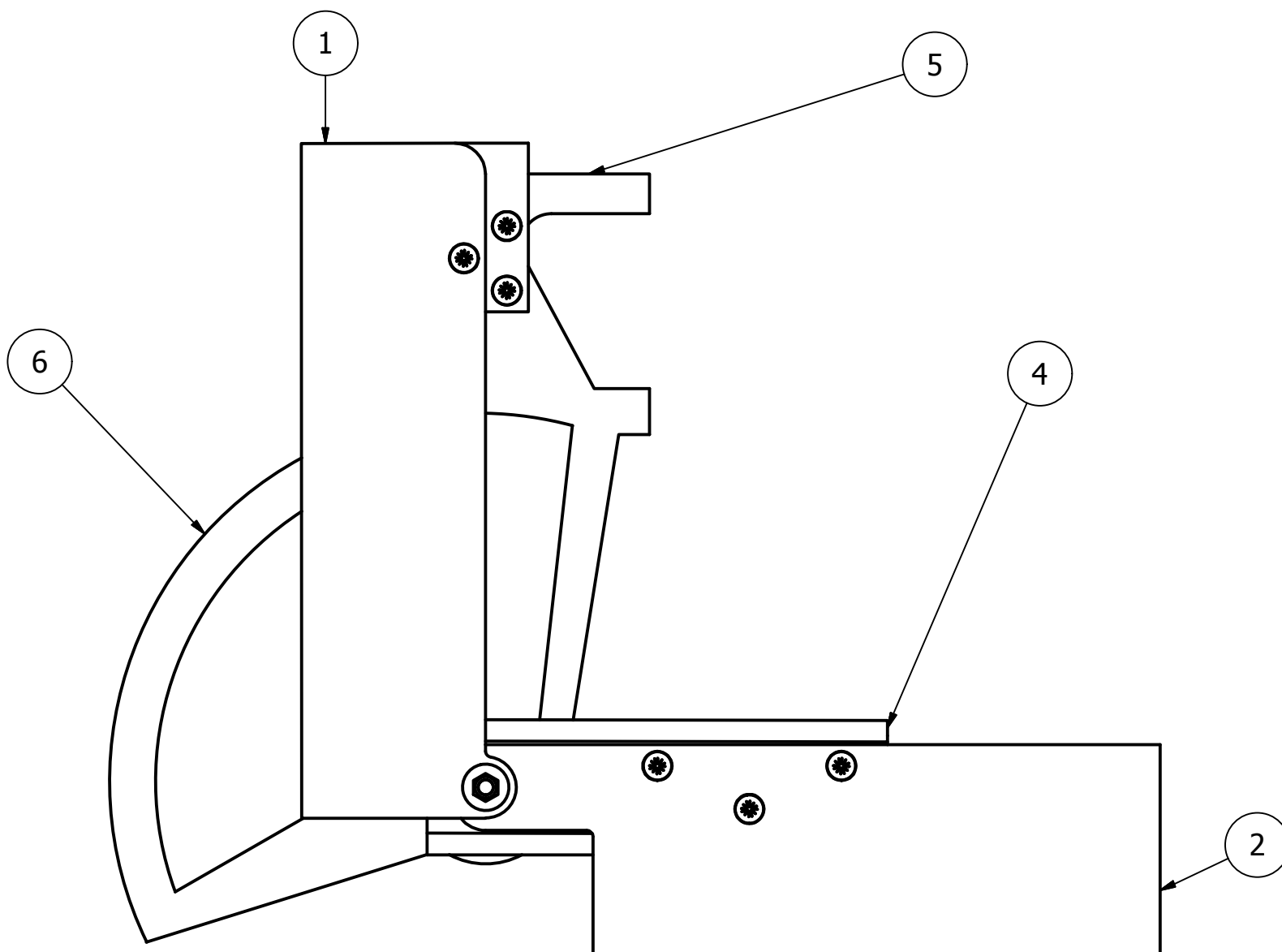
A (1 : 1)



B (1 : 1)

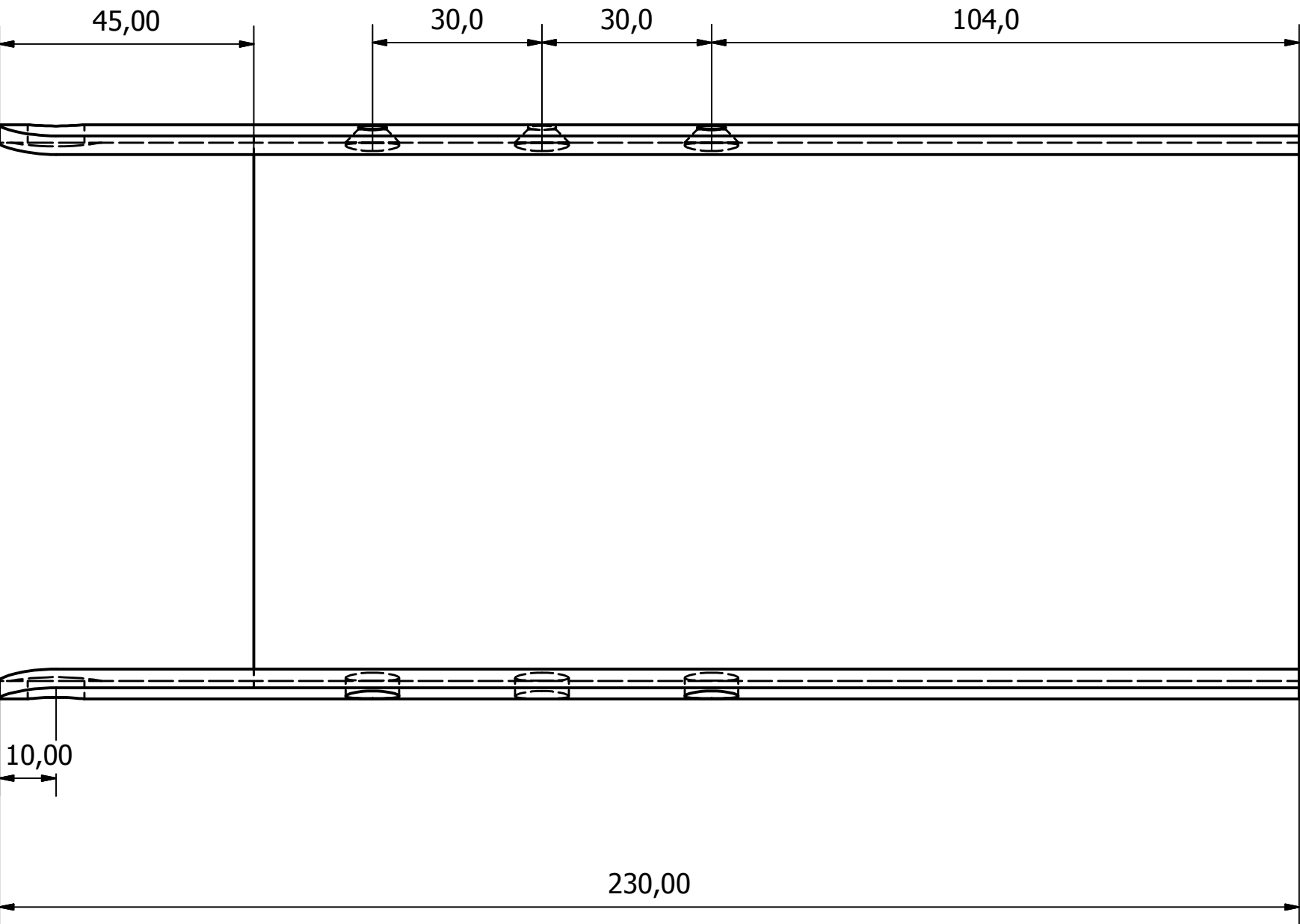
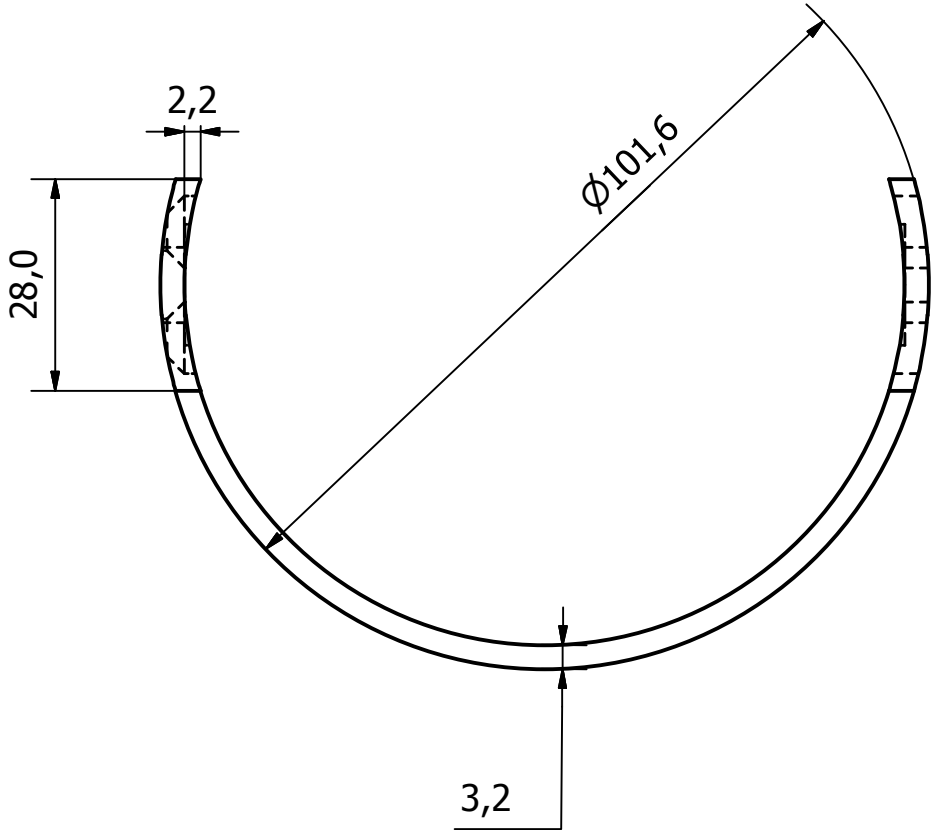
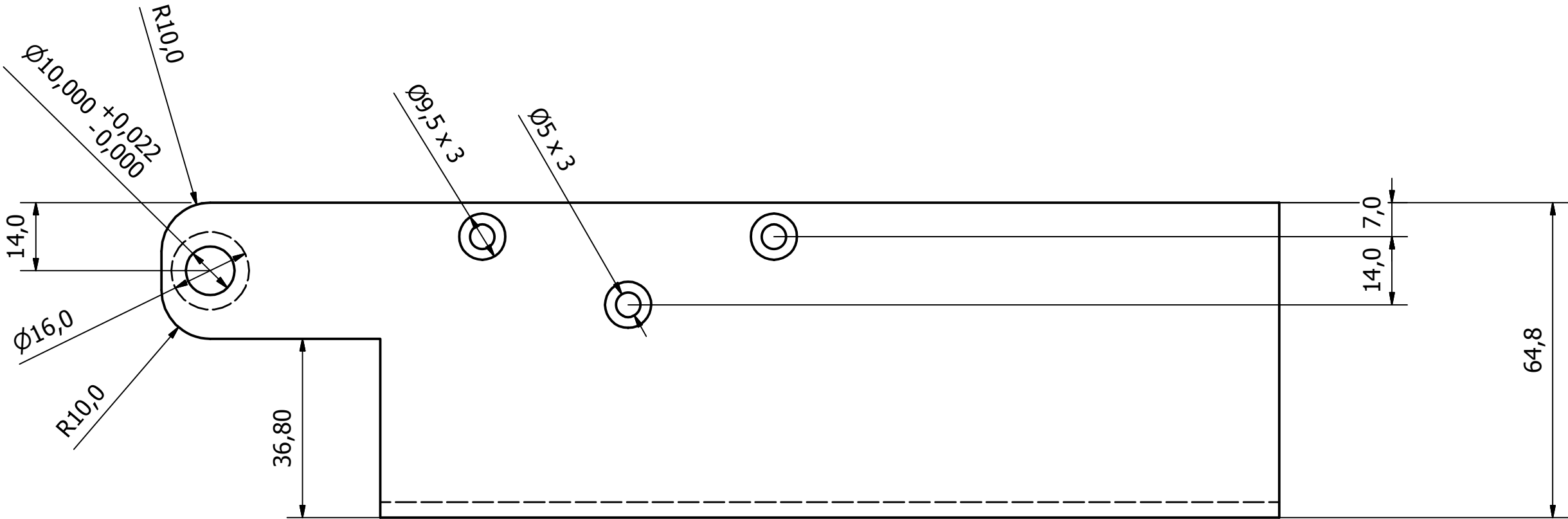


C (1 : 1)



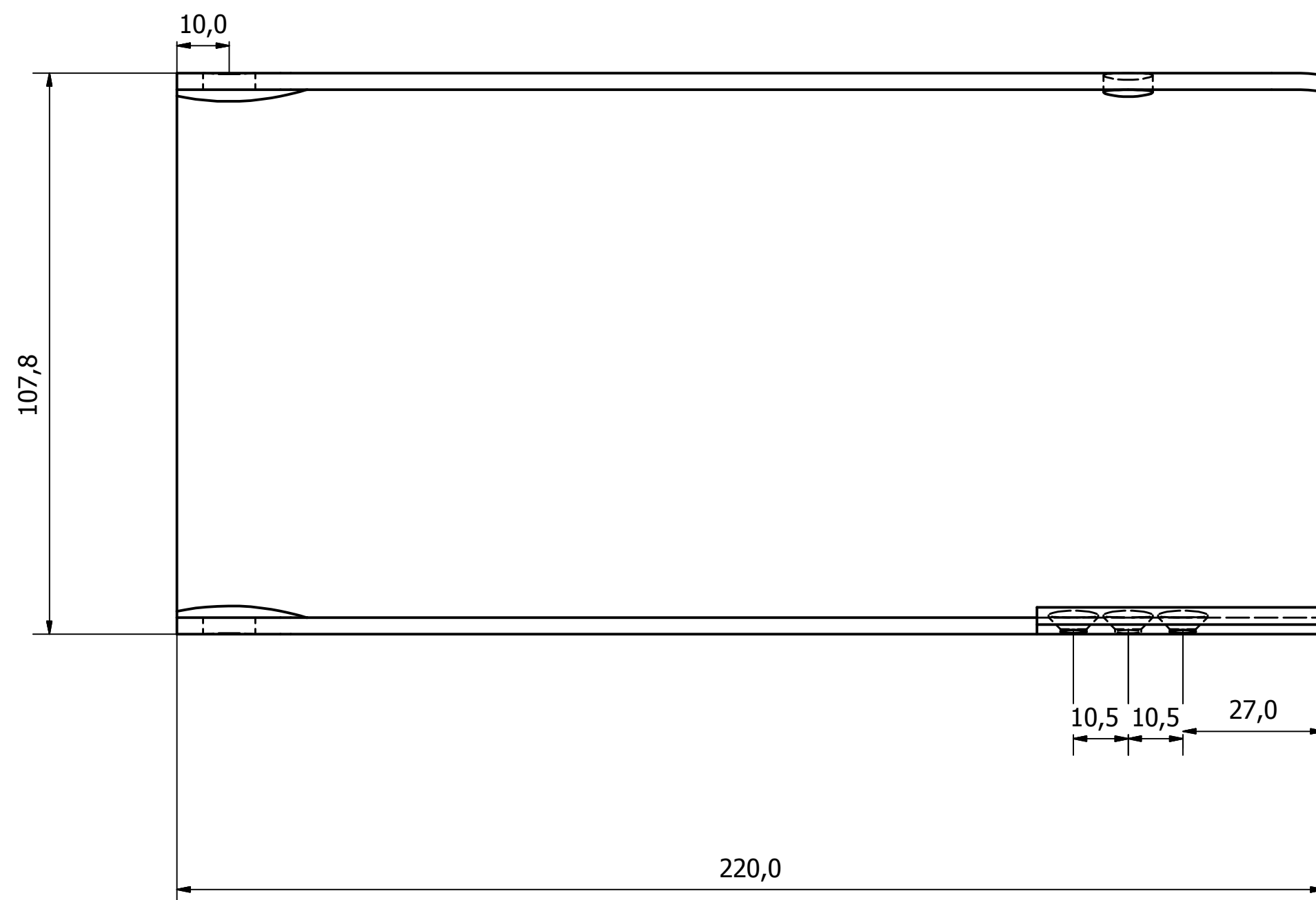
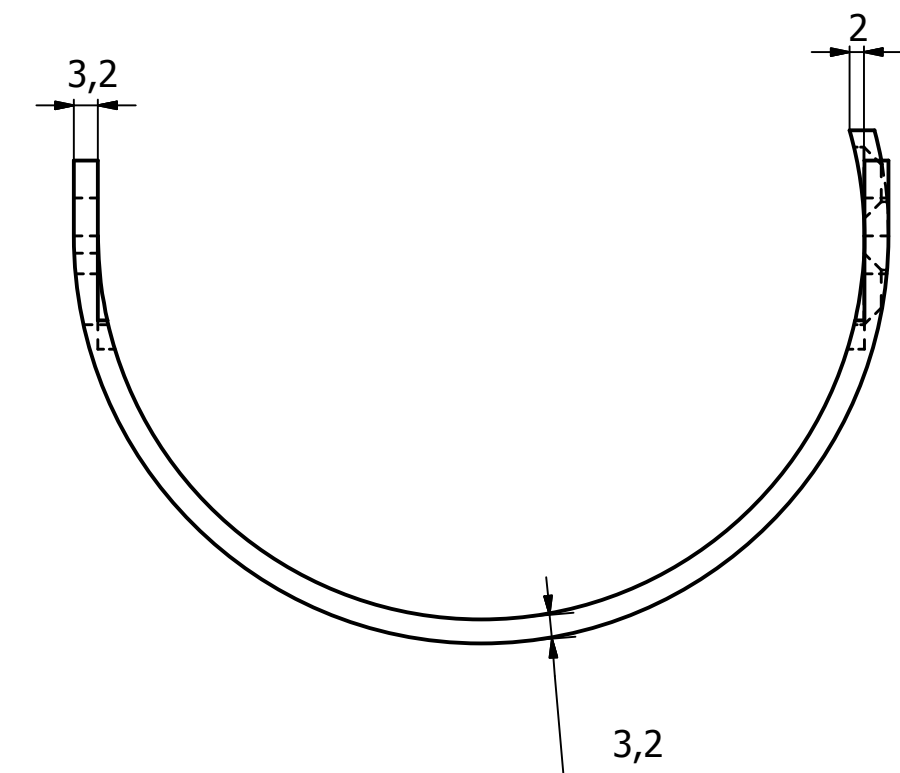
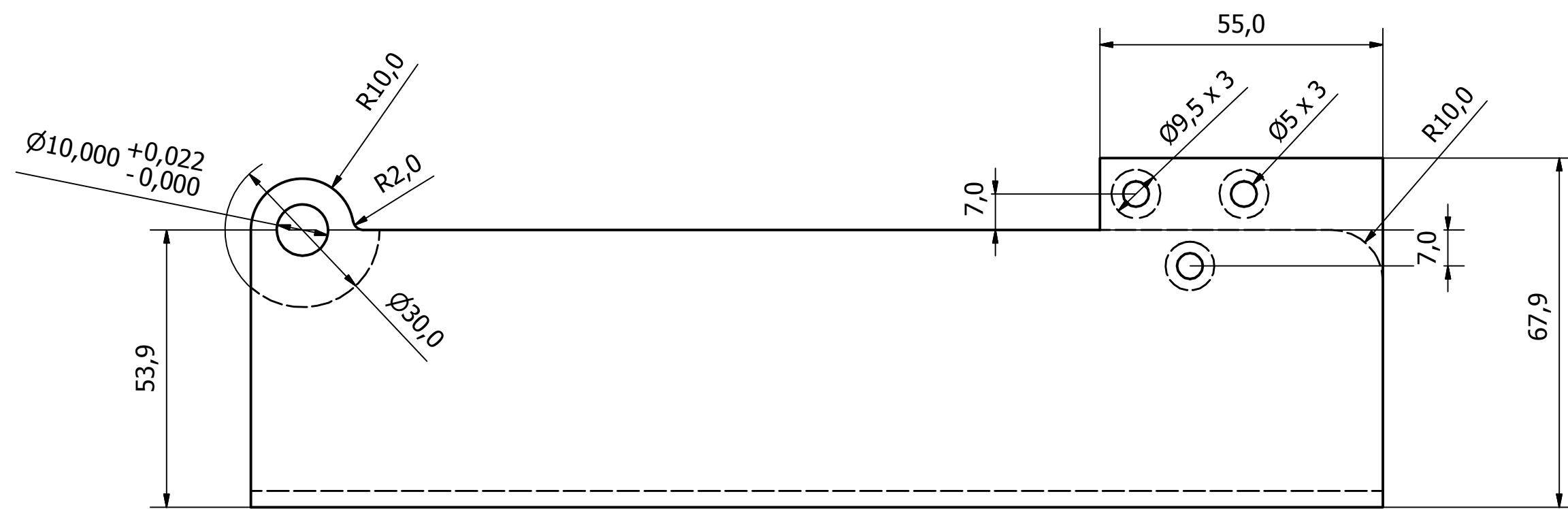
LISTA DE MATERIAIS					
Nº	QTD	COMPONENTE	MATERIAL		
1	1	Suporte Braço	Alumínio		
2	1	Suporte Antebraço	Alumínio		
3	1	Ligação Estrutura Antebraço	Poliacetel		
4	1	Mecanismo	Aço		
5	1	Mecanismo Braço	Aço		
6	1	Engrenagem	Aço		
7	1	Ligação Estrutura Braço	Poliacetel		
8	2	Bucha	Poliacetel		
9	6	Parafuso M5x30 cabeça escareada	Aço		
10	8	Porca M5	Aço		
11	6	Arruela diâmetro interno 6mm	Aço		
12	2	Arruela diâmetro interno 6mm externo 15mm	Aço		
13	2	Parafuso M5x20	Aço		
Projetado por Leonardo Sommer				Data 31/08/2015	Unidade mm
			Exoesqueleto de Braço com 1 GL		
				Escala 1 : 2	Folha 1 / 1

APÊNDICE B - Desenho de fabricação: suporte antebraço

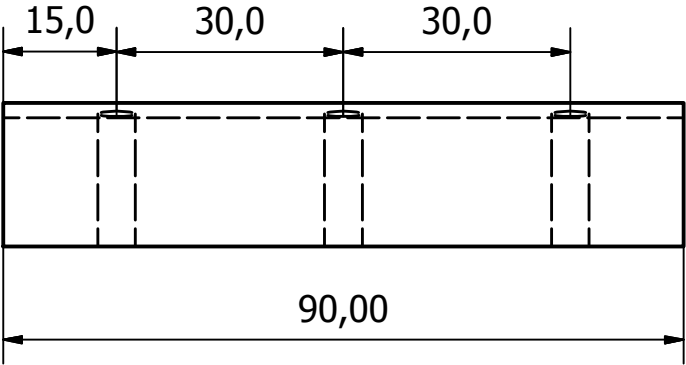
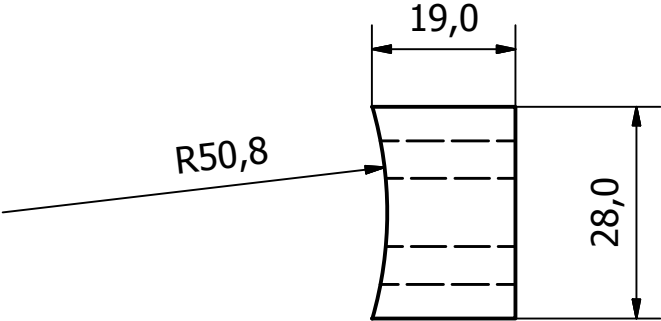
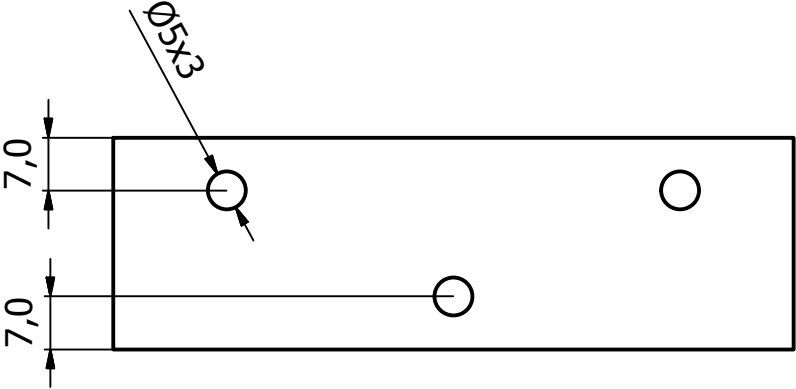


Projetado por		Tamanho da folha		Data		Unidade	
Leonardo Sommer		A2		31/08/2015		mm	
				Suporte Antebraço			
				Tolerância	± 0,1mm	Escala	Folha
						1 : 1	1 / 1

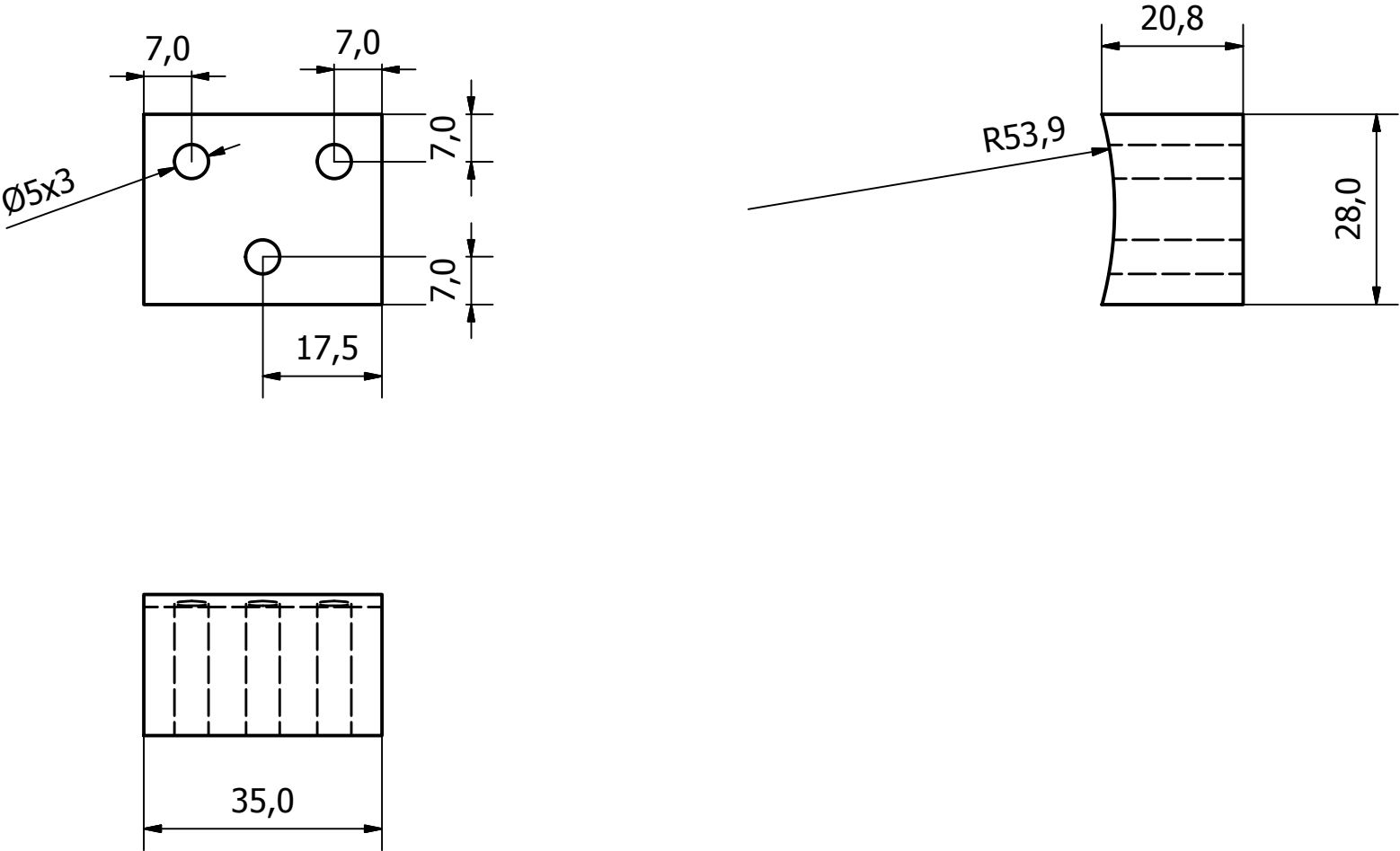
APÊNDICE C - Desenho de fabricação: suporte braço



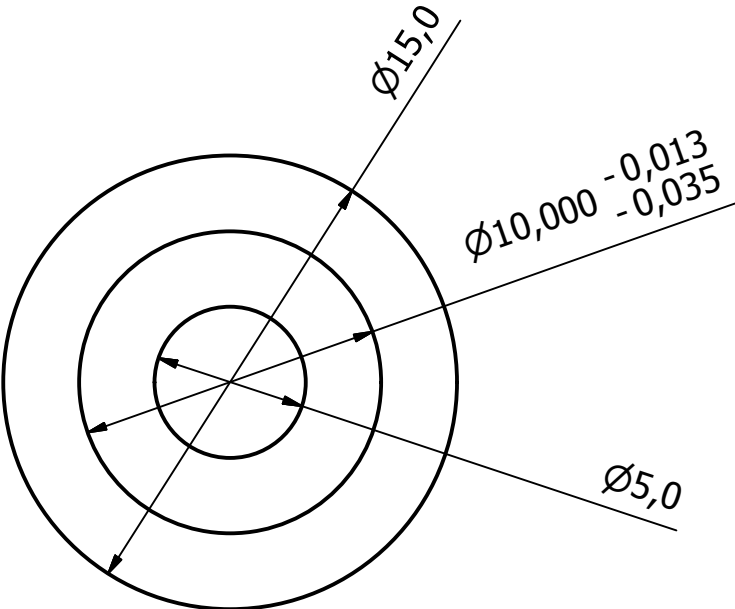
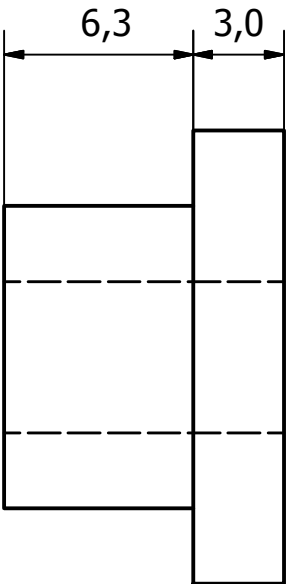
Projetado por		Tamanho da folha		Data	Unidade
Leonardo Sommer		A2		31/08/2015	mm
			Suporte Braço		
			Tolerância	Escala	Folha
			± 0,1mm	1 : 1	1 / 1



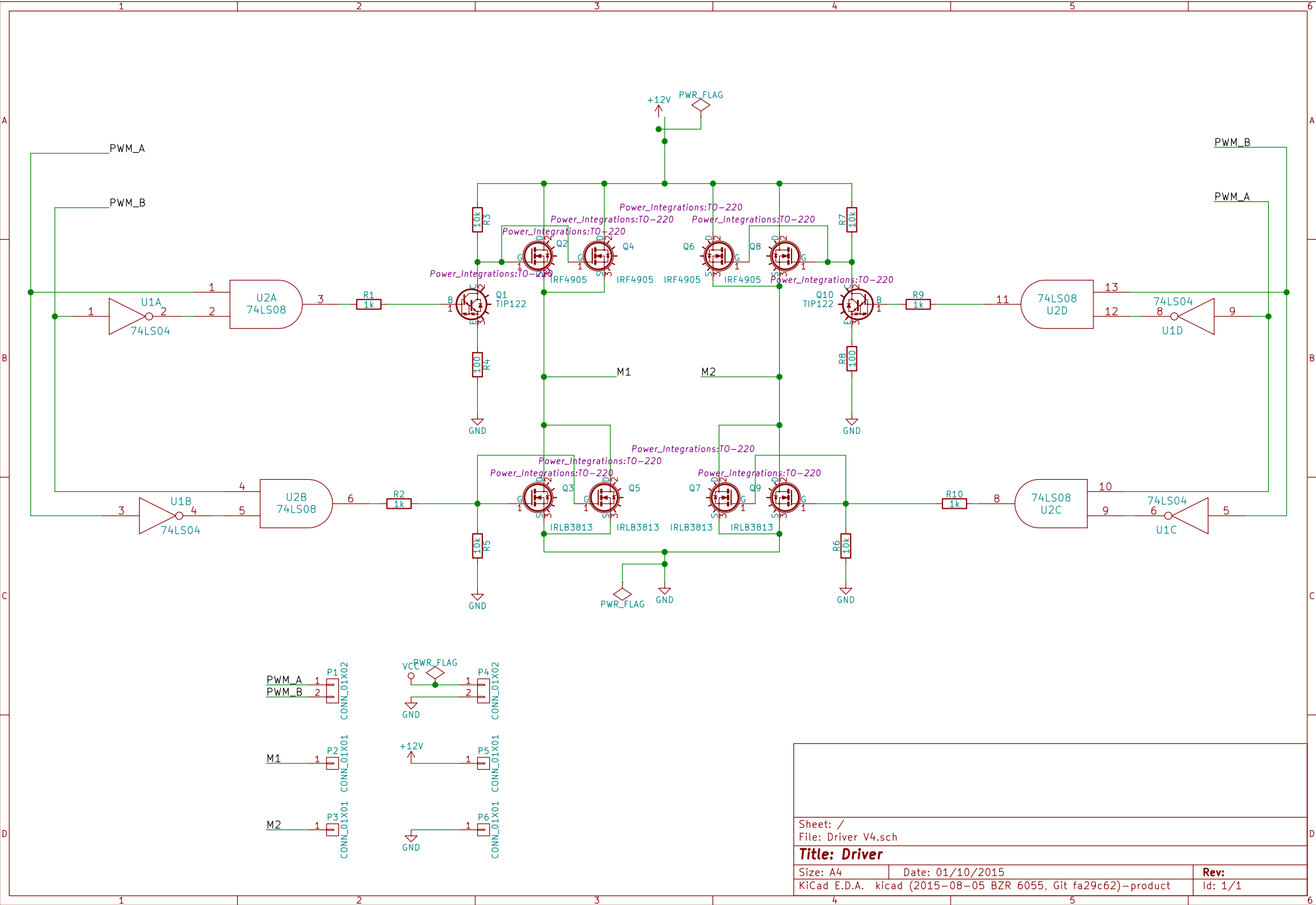
Projetado por		Tamanho da folha		Data		Unidade
Leonardo Sommer		A4		31/08/2015		mm
			Ligação Antebraço			
			Tolerância	$\pm 0,1\text{mm}$	Escala 1 : 1	Folha 1 / 1



Projetado por		Tamanho da folha		Data		Unidade	
Leonardo Sommer		A4		31/08/2015		mm	
			Ligação Braço				
			Tolerância	± 0,1mm	Escala	1:1	Folha
							1 / 1



Projetado por		Tamanho da folha		Data		Unidade	
Leonardo Sommer		A4		31/08/2015		mm	
			Bucha				
			Tolerância	± 0,1mm	Escala	4 : 1	Folha
						1 / 1	





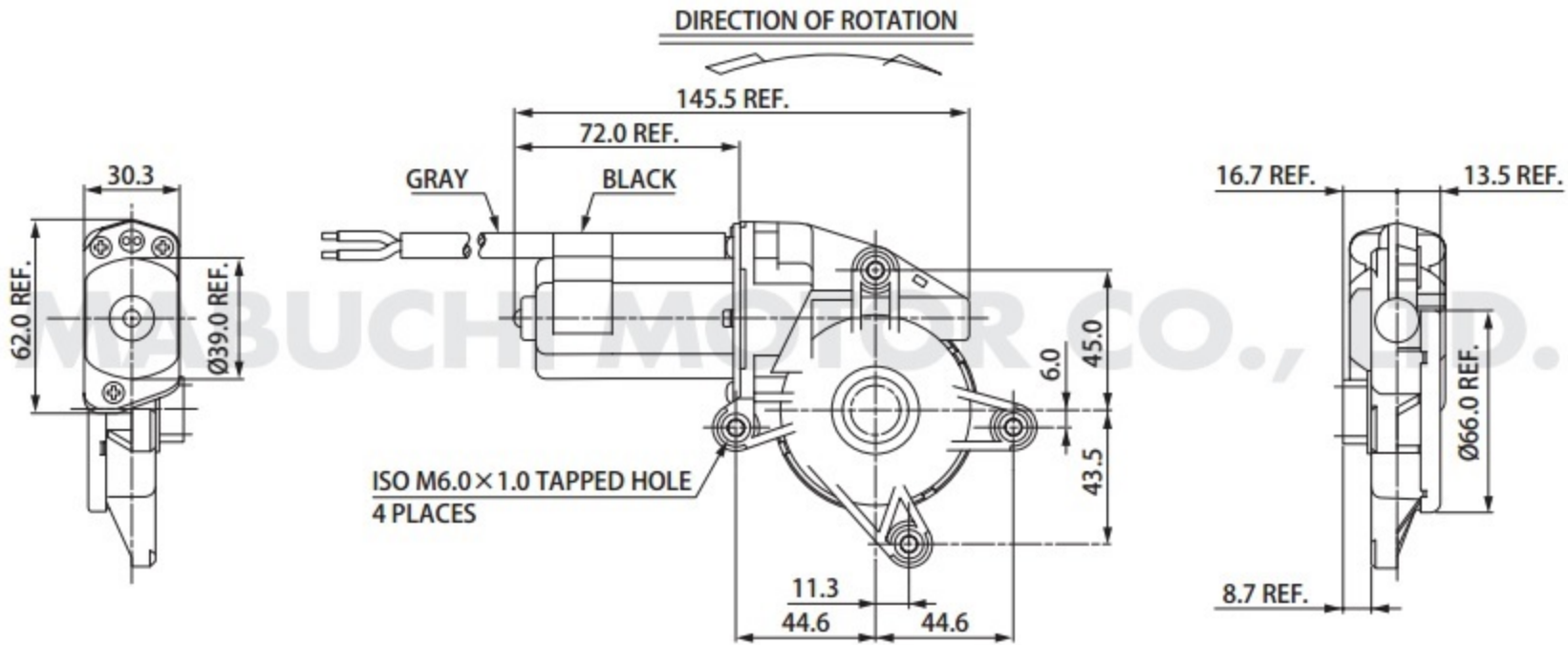
WEIGHT : 508g (APPROX)

JC/LC-578VA パワーウィンドウモータ | 電動窗马达
Powerwindow lift motors



代表的用途	自動車電装機器：パワーウィンドウ
Typical Applications	Automotive Appliances：Power Window Lifter
主要用途	汽车电装机器：电动窗

取付け穴位置、出力軸形状に様々なバリエーションがあります。
Various mounting-hole positions and output-shaft shapes available.
安装孔位置、输出轴形状备有多种对应规格。



UNIT : MILLIMETERS

JC/LC-578VA-4720

12.0V

