

# CONTRIBUIÇÃO PARA O DESENVOLVIMENTO DE EXOESQUELETOS – PROJETO DO CIRCUITO ELETRÔNICO PARA UM EXOESQUELETO EM TAMANHO REAL

Victor Augusto Forneron de Castro <sup>1</sup>; Wânderson de Oliveira Assis <sup>2</sup>

<sup>1</sup> Aluno de Iniciação Científica do CNPq (PIBIC-PIBITI-CNPq).

<sup>2</sup> Professor da Escola de Engenharia Mauá (EEM-CEUN-IMT).

**Resumo.** *Este trabalho apresenta uma contribuição para o projeto de um exoesqueleto destinado a deficientes com incapacidade de movimentar seus membros inferiores. A proposta considera a criação de um protótipo com dimensões reais incluindo a concepção do projeto mecânico e o projeto do circuito eletrônico para permitir o controle de movimentação dos motores. O principal enfoque é no projeto eletrônico, o qual deve incluir especificação de atuadores, sensores de posicionamento (encoders) e sistema de acionamento.*

**Palavras-chave:** Exoesqueleto, Robótica, Sistemas Mecatrônicos, Sistemas Microcontrolados.

## 1. INTRODUÇÃO

Existem milhões de pessoas no mundo com deficiência nos membros inferiores, necessitadas de dispositivos que as auxiliem em sua reabilitação ou que as assistam permanentemente. A deficiência física, além de causar uma dependência de outras pessoas, que segundo pesquisas, aumenta as chances de depressão ou morbidez, ainda pode causar problemas de saúde, tais como: diminuição da massa muscular, diminuição da capacidade aeróbica, infecção urinária, osteoporose, disfunção renal e doenças cardíacas; já que a movimentação nos membros inferiores é muito reduzida ou nula, estes fatores combinados causam uma grande redução na expectativa de vida.

Uma das áreas mais promissoras para ajudar na mobilidade dos deficientes dos membros inferiores bem como colaborar no tratamento e fisioterapia, é o uso de exoesqueletos humanos, ou seja, armações mecânicas, geralmente de metal, movidas por motores, sistemas hidráulicos ou elásticos que permitem reproduzir movimentos típicos do ser humano.

Diversas pesquisas relacionadas a exoesqueletos vêm sendo realizadas em diversas instituições no Brasil e no mundo (Guizzo e Goldstein, 2005) (Zoss *et al.*, 2005) (Kazerooni, 2005) (Kim *et al.*, 2004) (Jardim, 2009).

Merece destaque, o projeto do exoesqueleto HAL (*Hybrid Assistive Limb*) desenvolvido pela universidade de Tsukuba que pode oferecer suporte apenas aos membros inferiores ou para todo o corpo (Sankai, 2011). O exoesqueleto tem a finalidade de complementar ou expandir a força física do usuário através de motores de corrente contínua acoplados a redutores. Uma de suas características interessantes é o funcionamento com dois sistemas de controle, sendo que um deles é capaz de captar pequenos sinais que são mandados do cérebro para os músculos e baseado no sinal obtido os atuadores são movidos juntamente com o músculo do indivíduo. O segundo sistema é autônomo, e gera uma sequência de movimentos assistidos baseados num sistema robótico que trabalha em conjunto com o primeiro sistema de controle.

A universidade de Vanderbilt, nos Estados Unidos, desenvolveu o projeto do exoesqueleto Indego que realiza todas as suas funções apenas com o comando de inclinar o tronco, desta forma sistema reconhece a ação desejada e traduz para os atuadores (Bortole, 2013). Seu grande diferencial está em seu tamanho e peso, tendo apenas 12.25 kg, é aproximadamente 50% mais leve que os outros projetos do mesmo segmento e permite ser desmontado, cabendo em uma mochila. Este projeto também tem dois potenciais sistemas, um que ajusta a assistência robótica aos músculos automaticamente, e outro que enquanto o

usuário anda provêm estímulos elétricos nos músculos, impedindo seu atrofiamento, aumentando a circulação e a densidade óssea. O projeto está associado com a empresa Parker e promete ser comercializado em 2014, sendo valor estimado entre 50.000 a 75.000 dólares.

No Brasil, o Dr. Miguel Angelo Laporta Nicoletis lidera um grupo de pesquisadores da área de Neurociência da Universidade Duke (Durham, Estados Unidos), no campo de fisiologia de órgãos e sistemas, na tentativa de integrar o cérebro humano com máquinas (neuropróteses ou interfaces cérebro-máquina) (Lebedev *et al.*, 2011). Um exemplo da evolução da sua pesquisa foi apresentado em 2014, quando um jovem com paralisia nas pernas ficou em pé, andou e chutou uma bola na abertura da Copa do Mundo.

No Instituto Mauá de Tecnologia, foi realizada a construção mecânica de um exoesqueleto robótico para membros inferiores aplicado a pessoas com paraplegia, ou seja, que ainda tenham os movimentos dos membros superiores (Bologna e Coelho, 2013). O projeto incluiu o desenvolvimento de um protótipo em escala 1 x 2, incluindo sistema eletrônico para interpretar os comandos do usuário, gerar os ângulos de referência e controlar os atuadores. Embora o protótipo tenha se mostrado viável, leve e de custo reduzido, tem ainda várias limitações por apresentar reduzidas dimensões e apenas dois graus de liberdade.

Nesse trabalho pretende-se dar continuidade ao trabalho de (Bologna e Coelho, 2013) desenvolvendo um projeto em tamanho real, incluindo:

- desenho e projeto mecânico;
- especificação e seleção de atuadores;
- seleção e utilização de *drivers* para acionamento dos atuadores;
- desenvolvimento de algoritmo que permita o controle remoto de movimentação dos motores do exoesqueleto.

## 2. MATERIAIS E MÉTODOS

Antes de realizar o projeto do exoesqueleto, foram avaliados diversos trabalhos anteriores tais como (Bologna e Coelho, 2013), (Grizzle et al., 2014) (Santos et al., 2011) (Shirayama et al., 2011), entre outros. Foram considerados diversos aspectos tais como materiais utilizados, especificação de motores, baterias, circuitos de acionamento, programa de controle, interface de controle, etc.

Como o enfoque do trabalho está centrado principalmente no projeto de circuitos eletrônicos foi realizado um estudo visando selecionar motores para o exoesqueleto bem como desenvolver *drivers* para acionar os motores. Por fim foi desenvolvido um novo projeto mecânico de exoesqueleto, incluindo 06 graus de liberdade.

Para realizar estas etapas foram utilizados os componentes listados a seguir, os quais estão ilustrados na Figura 1:

- **Arduino Uno** – Arduino Uno é uma plataforma de hardware livre, projetada com um microcontrolador Atmel AVR (Atmega328) a qual possui 14 pinos de entrada e saída digital, 6 entradas analógicas. É o dispositivo no qual será realizada programação embarcada para controlar os motores acoplados à parte inferior do exoesqueleto e permite a movimentação dos pés.

- **Arduino Mega** – Arduino Mega é uma plataforma de hardware livre, projetada com um microcontrolador Atmel AVR (ATMega1280) a qual possui 54 pinos de entrada e saída digital, 16 entradas analógicas e 4 UARTs (*Universal Asynchronous Receiver / Transmitter*) para comunicação serial. É o dispositivo no qual será realizada programação embarcada para permitir o monitoramento do controle remoto bem como acionar os principais motores do exoesqueleto.

- **Motor de corrente contínua com redução** – Trata-se de um motoredutor com eixo de saída lateral e com as seguintes especificações: 120W, 24V, 12rpm, 55Nm, 4kg, redução 200:1. Utilizado na articulação do quadril do exoesqueleto e portanto deve ser capaz de movimentar toda a perna.

- **Motor de corrente contínua com redução** – Trata-se de um motoredutor com eixo de saída lateral e com as seguintes especificações: 70W, 24V, 12rpm, 21Nm, 2kg, redução 340:1. Utilizado na articulação do joelho do exoesqueleto.
- **Motor de corrente contínua com redução** – Trata-se de um motoredutor com eixo de saída frontal e com as seguintes especificações: 50W, 24V, 12rpm, 1,5kg, redução 340:1. Utilizado na articulação do tornozelo e permite a movimentação pé do exoesqueleto.
- **Driver para acionamento do motor (do quadril, do joelho e do tornozelo)** – ShieldMotor para Arduino constituído por dois CIs VN5019 da ST. Cada CI possui uma ponte-H (4 transistores chaveados), e consegue fornecer até 12A contínuos para sua carga e operar de 5,5V a 24V.
- **Driver para acionamento do motor do tornozelo** -Arduino Shield MultiMoto. Este shield controla até 4 motores de até 6,5A cada de maneira independente. Ele é composto por 4 ponte-H. Cada ponte-H é capaz de acionar um motor e controlar sua direção.
- **Bateria** – Bateria de íon-lítio de 24V e 12A. O consumo de corrente varia de acordo com o esforço realizado pelos motores.

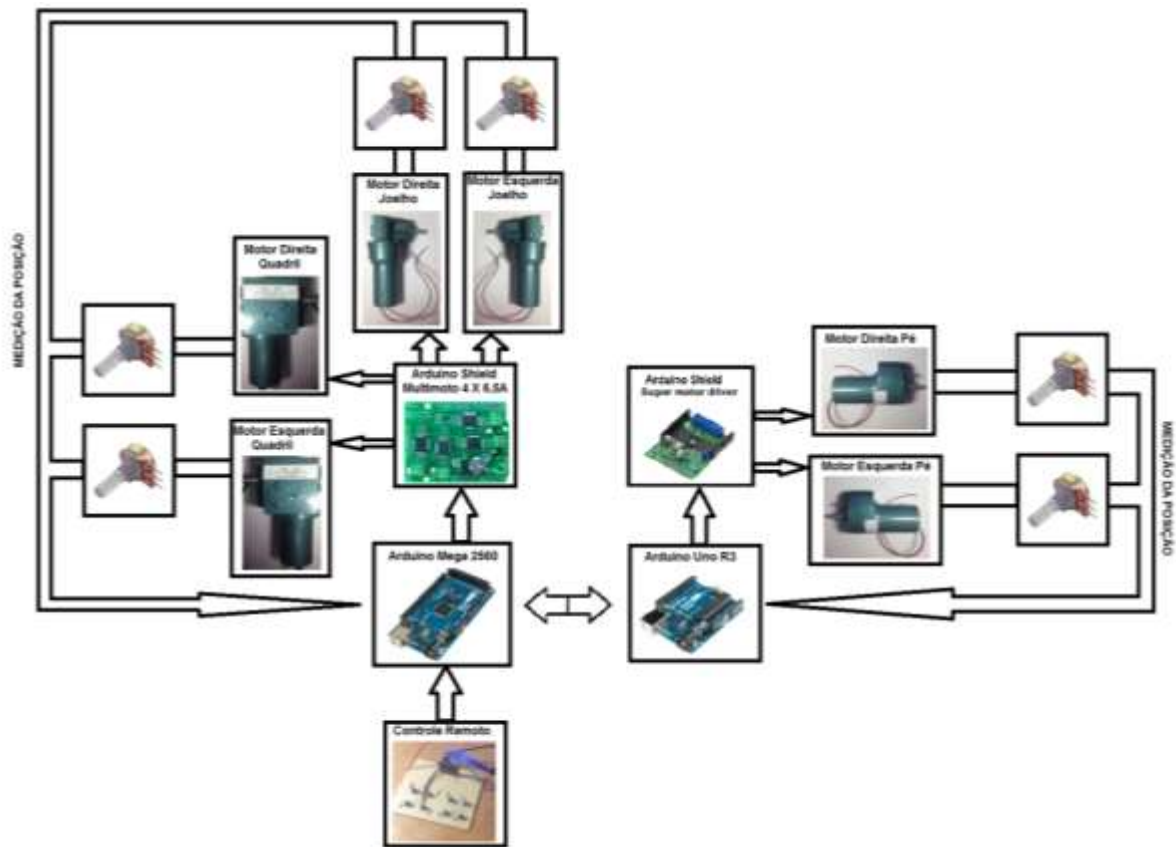


Figura 1 – Diagrama de blocos com os componentes utilizados no projeto do exoesqueleto

Os seguintes softwares foram utilizados durante o projeto:

- **IDE Arduino** - Aplicativo em Java que consiste no ambiente de programação, compilação e gravação do Arduino Mega.
- **SolidWorks** – Software utilizado na criação do projeto mecânico do exoesqueleto.

Nas próximas seções serão detalhados os projetos e testes realizados.

### 3. PROJETO MECÂNICO

Para realizar o projeto mecânico considerou-se que a estrutura em cada perna será construída com três motores, como mostrado na Figura 2, para permitir o controle de movimentação a partir do giro dos motores nas articulações.

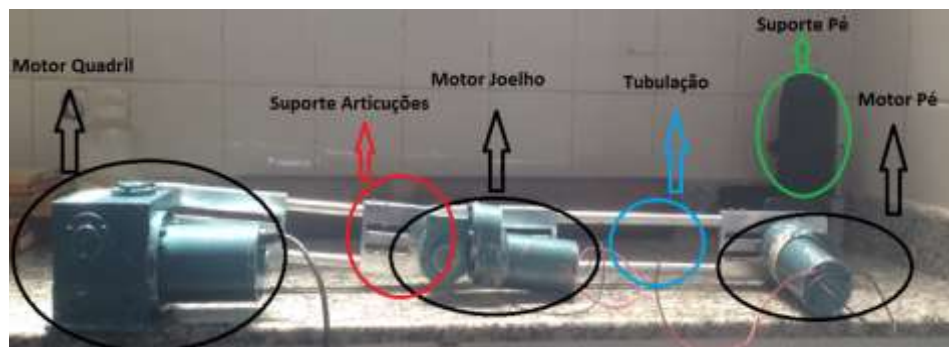


Figura 2 – Construção física do exoesqueleto

Construíram-se duas pernas separadamente para o protótipo. Cada perna é detentora de um motor no quadril que possui 4,7kg, um motor no joelho com 2,1kg, um motor no pé com 1,9kg, quatro suportes nas articulações com aproximadamente 0,2kg cada e 1 metro de tubulação com 0,25kg. Portanto a perna teve uma massa total de aproximadamente 9,75kg.

Assim como muletas de braço, o protótipo deve permitir a regulação da altura da perna robótica. Para isso, as tubulações existentes possuem furos em suas extremidades, e ao serem encaixados nos suportes das articulações é possível ajustar o comprimento numa faixa de variação bem extensa, habilitando o uso para a maioria das pessoas.

O ciclo da marcha, ilustrado na Figura 3, é dividido em duas fases: a fase de apoio e a de balanço.

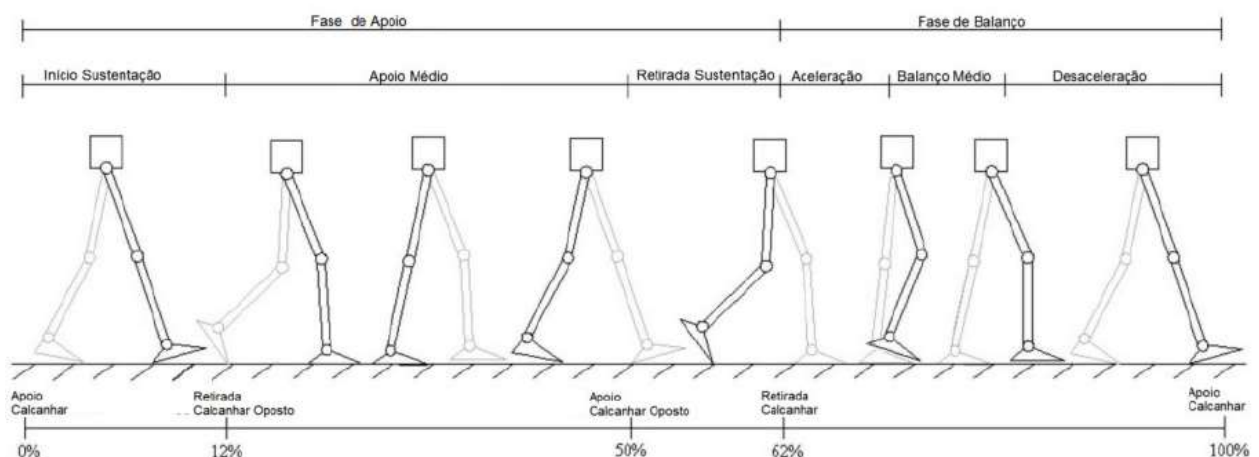


Figura 3 – Etapas da marcha humana para a perna direita. FONTE: (Dollar e Herr, 2008).

A fase de apoio é dividida em três partes: o início da sustentação, o apoio médio e a retirada da sustentação. O início da sustentação ocorre com o contato do calcanhar no solo, o apoio médio é o período em que a planta do pé está totalmente apoiada no solo, sustentando o corpo, até o momento em que o calcanhar deixa o solo. Por fim, a retirada da sustentação acontece quando os dedos estão na iminência de deixar o solo.

A fase de balanço é composta por três períodos: aceleração, balanço médio e desaceleração. A aceleração é a etapa da fase de balanço quando os dedos não estão mais em contato com o solo; o balanço médio quando o calcanhar está na iminência de contato com o solo; e a desaceleração quando o calcanhar tocou o solo.

O projeto foi realizado utilizando o diagrama de corpo livre apresentado na Figura 4, onde são apresentadas as reações de apoio nas estruturas.

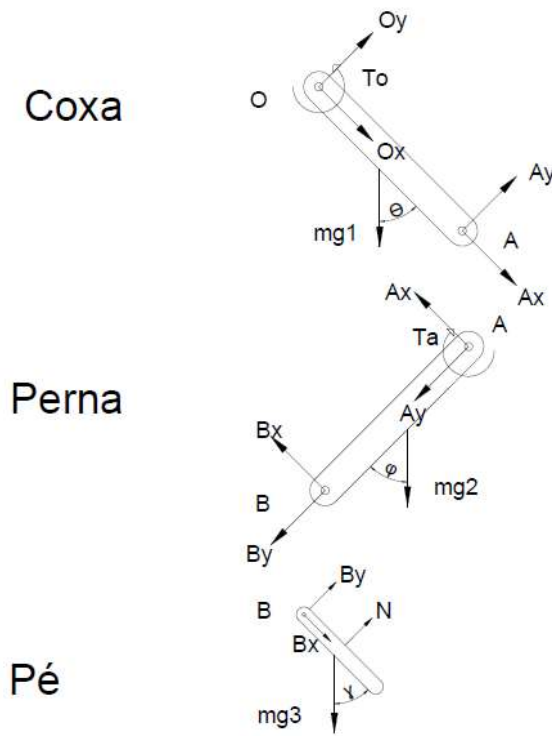


Figura 4 – Diagrama de corpo livre com vetores de reações de apoio.

FONTE: (Italiano Jr. *et al.*, 2015).

O cálculo das forças nas barras da Figura 4 pode ser realizado como detalhado nas equações a seguir, sabendo-se que  $F_x$  e  $F_y$  são as forças resultantes nos eixos  $x$  e  $y$  e  $M_0$  é o somatório de momentos no ponto  $O$ , temos que:

$$\sum F_x = 0 \quad (1)$$

$$\sum F_y = 0 \quad (2)$$

$$\sum M_o = 0 \quad (3)$$

Para a barra 1, as equações (1), (2) e (3) produzem os seguintes equacionamentos:

$$O_x + m_1 * g * \cos\theta + A_x = 0 \quad (4)$$

$$O_y - m_1 * g * \sin\theta + A_y = 0 \quad (5)$$

$$T_o - m_1 * g * \sin\theta * 0.398 * l_1 + A_y * l_1 - (m_2 + m_3) * g * \sin\theta * l_1 = 0 \quad (6)$$

onde  $m_1$ ,  $m_2$  e  $m_3$  são as massas dos segmentos onde estão instalados os motores 1, 2 e 3,  $\theta$  é o ângulo de movimentação do motor 1,  $l_1$  é o comprimento da barra 1 entre os pontos  $O$  e  $A$ ,  $T_o$  é o torque produzido no ponto  $O$ ,  $g$  é a aceleração da gravidade e  $O_x$ ,  $O_y$ ,  $A_x$  e  $A_y$  são os vetores de reações de apoio nos pontos  $O$  e  $A$ , como ilustrado na Figura 4.

Para a barra 2, as equações (1), (2) e o somatório de momentos no ponto  $A$  ( $\sum M_a = 0$ ) produzem os seguintes equacionamentos:

$$-A_x + m_2 * g * \sin\phi - B_x = 0 \quad (7)$$

$$-A_y - m_2 * g * \cos\phi - B_y = 0 \quad (8)$$

$$T_a - T'_o + m_2 * g * \cos\theta * 0.413 * l_2 - B_x * l_2 + m_3 * g * \sin\phi * l_2 = 0 \quad (9)$$

onde  $\varphi$  é o ângulo de movimentação do motor 2,  $l_2$  é o comprimento da barra 2 entre os pontos A e B,  $T_a$  é o torque produzido no ponto A e  $B_x$  e  $B_y$  são os vetores de reações de apoio no ponto B.

Para a barra 3, as equações (1), (2) produzem os seguintes equacionamentos:

$$B_x + m_3 \cdot g \cdot \cos\gamma = 0 \quad (10)$$

$$B_y - m_3 \cdot g \cdot \sin\gamma + N = 0 \quad (11)$$

onde  $\gamma$  é o ângulo de movimentação do motor 3 e  $N$  é a resultante de reação normal de apoio do pé na plataforma.

A partir da obtenção do valor experimental da reação normal do pé do usuário com a estrutura onde o mesmo será apoiado, e de posse dos valores de massa e dos ângulos nas situações mais críticas do movimento, calculam-se as reações do pino B ( $B_x$  e  $B_y$ ).

Com o valor de  $B_x$  é possível calcular o Torque  $T_a$ , responsável por movimentar a barra 2 (perna do usuário).

Com o valor de  $B_y$  calcula-se a reação  $A_y$  do pino A e com ela foi calculada o torque  $T_o$ , responsável por movimentar a barra 1 (coxa do usuário).

As distâncias dos centros de massas da perna podem ser encontradas na Tabela 1.

TABELA 1 – Tabela dos centros de massa dos segmentos do exoesqueleto

Segmento	Localização do CM (%)
coxa	39,8% da ponta proximal
perna	41,3% da ponta proximal
pé	40,0% da ponta proximal

FONTE: (Hamill e Knutzen, 1999).

Os motores utilizados no projeto foram dimensionados com base nas equações (4) a (11). Para abranger uma grande parte da população, foram consideradas as dimensões de 1,90 m para a altura e 90 kg para a massa do usuário. Vale lembrar que a média de altura para um homem é de 1,71 m e 70 kg para a massa, enquanto os valores para as mulheres são inferiores ao dos homens.

Foi considerada uma posição intermediária ( $45^\circ$ ) para a prótese, sendo que a variação da posição angular de todas as barras ficará entre  $0^\circ$  e  $90^\circ$ .

Para a resultante da reação (normal) de apoio do pé na plataforma, foi adotada a metade do valor do peso do usuário.

$$N = \frac{m \cdot g}{2} = \frac{90 \times 9,81}{2} = 441,45 \text{ N}$$

Considerando 10,5%, 4,75% e 1,287% respectivamente a porcentagem de massa de cada parte da perna em relação à massa corpórea de uma pessoa, pode ser calculada a massa de cada segmento da coxa ( $m_1$ ), da perna ( $m_2$ ) e do pé ( $m_3$ ).

$$m_1 = \frac{10,5}{100} \times 90 \rightarrow m_1 = 9,45 \text{ kg}$$

$$m_2 = \frac{4,75}{100} \times 90 \rightarrow m_2 = 4,275 \text{ kg}$$

$$m_3 = \frac{1,287}{100} \times 90 \rightarrow m_3 = 1,287 \text{ kg}$$

Com base nas proporções de um corpo humano pode-se calcular o comprimento de cada parte da perna, respectivamente da coxa ( $l_1$ ) e da perna ( $l_2$ ), dados por:

$$l_1 = (0,53 - 0,285) \times 1,90 \rightarrow l_1 = 0,4655 \text{ m}$$

$$l_2 = (0,285 - 0,009) \times 1,90 \rightarrow l_2 = 0,4275 \text{ m}$$

Conforme a Tabela 1, podem ser calculados os centros de massa das barras 1 ( $O_{G1}$ ) e barra 2 ( $A_{G2}$ ) por.

$$O_{G1} = \frac{39,8}{100} \times 0,4655 \rightarrow O_{G1} = 0,185 \text{ m}$$

$$A_{G2} = \frac{41,3}{100} \times 0,5244 \rightarrow A_{G2} = 0,216 \text{ m}$$

Utilizando as equações (10) e (11) pode-se calcular o valor da reação  $B_x$  e  $B_y$ .

$$B_x + 1,287 \times 9,81 \times \cos 45 \rightarrow B_x = -432,52 \text{ N}$$

$$B_y + 1,287 \times 9,81 \times \sin 45 + 441,45 \rightarrow B_y = -8,93 \text{ N}$$

onde os valores negativos indicam a adoção do sinal do vetor no sentido contrário.

De posse desses valores pode-se calcular as reações  $A_x$ ,  $A_y$ ,  $O_x$ ,  $O_y$  bem como os torques dos motores da perna ( $T_a$ ) e do quadril ( $T_o$ ):

$$-A_x + 4,275 \times 9,81 \times \sin 45 - (-432,52) \rightarrow A_x = 38,58 \text{ N}$$

$$-A_y - 4,275 \times 9,81 \times \cos 45 - (-8,93) \rightarrow A_y = 401,87 \text{ N}$$

$$T_a + 4,275 \times 9,81 \times \sin 45 \times 0,413 \times 4,275 - (-432,52) \times 4,275 + 1,287 \times 9,81 \times \sin 45 \times 4,275 \rightarrow T_a = -15,78 \text{ N.m}$$

$$O_x + 9,45 \times 9,81 \times \cos 45 + 38,58 \rightarrow O_x = -10,4,13 \text{ N}$$

$$O_y - 9,45 \times 9,81 \times \sin 45 + 401,87 \rightarrow O_y = -401,5 \text{ N}$$

$$T_o - 9,45 \times 9,81 \times \sin 45 \times 0,398 \times 0,4655 + 401,87 \times 0,4655 - (4,275 + 1,287) \times 9,81 \times \sin 45 \times 0,4655 \rightarrow T_o = -193,35 \text{ N.m}$$

Os resultados obtidos acima mostram que seria necessário um motor no quadril com torque de no mínimo 193,35 N.m para conseguir movimentar uma pessoa de pé com massa de 90kg e altura de 1,90m, sem a necessidade de um apoio. É necessário ressaltar que o dimensionamento não leva em consideração a variação da distribuição da força normal durante a ação de caminhar. Devido ao elevado torque encontrado e a inviabilidade da compra de um motor com tais especificações técnicas, o projeto teve que ser reformulado.

O motor adquirido para o quadril possui torque de 55N.m. Apesar do torque ser inferior ao calculado é possível adequá-lo ao projeto. Para isso é importante diminuir a resultante da reação normal no suporte do pé na plataforma, utilizando-se de faixas para fixação do usuário ao protótipo e até mesmo ao uso de cadeirinha de alpinista. Outra maneira de diminuir a resultante da reação normal é adotando as especificações de massa e de comprimento de uma pessoa de menor porte. Portanto com essas considerações, conclui-se que o motor atende ao projeto.

Um dos pontos que reforçou a compra dos motores foi a possibilidade dos mesmos possuírem eixo de saída perpendicular ao motor e a caixa de redução, o que facilita a montagem, pois ficam em paralelo com o suporte do quadril e da perna, ocupando menos espaço.

A Figura 5 ilustra a ideia do projeto mecânico desenvolvido.

#### 4. CIRCUITO ELETRÔNICO DE ACIONAMENTO E CONTROLE REMOTO

Para desenvolver o circuito eletrônico foram utilizadas placas Arduino, como mostrado na Figura 1. A Figura 6 ilustra a conexão entre a placa de controle remoto desenvolvida no projeto e o Arduino Mega, o qual conecta-se a um *shield* para controlar os motores que movimentam a coxa e a perna.





Figura 5 – Projeto do exoesqueleto

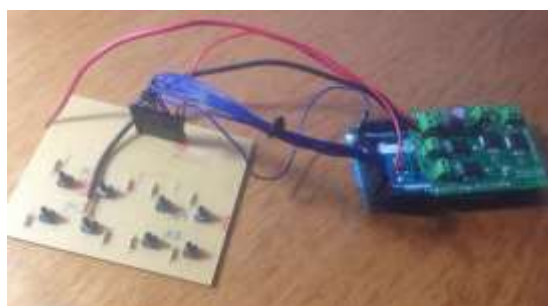


Figura 6 – Controle remoto e Arduino Mega com *driver* para motores

O controle remoto construído possui quatro pares de botões, sendo que cada par é responsável por um motor. Um dos botões rotaciona o eixo do motor no sentido horário e o outro no sentido anti-horário.

Como o *driver* de velocidade consegue acionar apenas quatro motores de maneira independente, um segundo Arduino permite controlar os motores dos pés.

O controle de velocidade dos motores é realizado por sinal PWM (*Pulse Width Modulation*) produzido por meio da programação do Arduino.

Neste projeto o controle foi desenvolvido apenas com o intuito de permitir a movimentação de cada motor, contudo ainda não permite as etapas associadas à produção do movimento de marcha da Figura 3, ainda não foram realizadas.

## 5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

A construção do protótipo mecânico bem como o desenvolvimento de um controle remoto para o mesmo foi realizada com sucesso, porém encontra-se incompleto. Foram contruídas duas pernas (direita e esquerda) mas elas não estão unidas. Cada uma possui três graus de liberdade e é permitido controlar cada articulação (quadril, joelho e tornozelo) de maneira independente.

Foi desenvolvido um sistema em malha fechada para um dos motores, utilizando um potenciômetro como encoder para obtenção da posição angular do eixo do motor. A utilização de um potenciômetro como encoder simplificou a implementação e reduziu os custos do projeto, já que um motor com encoder (rotativo ou óptico) com torque suficiente é escasso no mercado e tem custo relativamente elevado. Não foi possível a implantação deste sistema para todos os motores devido ao atraso do recebimento do material comprado. Portanto, o controle



de acionamento dos motores do exoesqueleto está ainda sendo realizado em malha aberta, ou seja, não está sendo feito o controle da posição de cada um dos motores. O usuário portador da máquina deve saber manusear cada articulação com o controle remoto.

O protótipo teve uma massa relativamente baixa se comparado com outros modelos existentes no mercado, cerca de 20kg no total. O material utilizado em toda estrutura do exoesqueleto foi o alumínio, por se tratar de um material leve, fácil de ser usinado e moldado, além de possuir uma boa resistência a flexão. Um dos fatores que influenciou negativamente no peso da estrutura foram as engrenagens de ferro fundido presentes dentro dos redutores de velocidade.

As próximas etapas do projeto seriam: a união entre as duas pernas; aquisição de mais um *driver* de velocidade, para poder acionar os seis motores independentemente; a implantação de um acelerômetro capaz de medir as posições X, Y, Z do protótipo; acréscimo de um atuador para realizar o equilíbrio e balanço do exoesqueleto; o desenvolvimento de encoders ópticos ou rotativos para os motoredutores, permitindo conhecer a posição angular dos eixos dos motores com melhor precisão.

## 6. CONCLUSÕES

A construção de um esqueleto robótico é um projeto complexo e que demanda melhorias contínuas. O projeto descrito neste trabalho consiste numa importante contribuição pois permitiu:

- a especificação e seleção de motores para o exoesqueleto;
- a montagem do sistema microcontrolado e a programação para permitir o acionamento dos motores;
- o estudo do funcionamento do sistema e análise de esforços;
- a montagem de um protótipo com dimensões reais, o que é uma importante melhoria em relação ao desenvolvido em (Bologna e Coelho, 2013).

Embora na proposta inicial previam-se consideráveis melhorias no projeto do circuito eletrônico e no acionamento dos motores, esse objetivo foi comprometido devido ao grande atraso na entrega dos motores.

Por outro lado, é importante destacar a realização simultânea de dois Trabalhos de Conclusão de Curso (Italiano Jr. *et al.*, 2015) nos quais houve importante contribuição para o projeto e para a continuidade da pesquisa, havendo integração entre as equipes e onde o projeto aqui descrito, de certa forma, contribuiu para a realização.

## Referências Bibliográficas

- Bologna, I. G. B.; Coelho, A. D. (2013). **Estudo e Desenvolvimento da Estrutura Mecânica de um Exoesqueleto**. 5. Seminário Mauá de Iniciação Científica.
- Bortole, M., (2013) **“Design and Control of a Robotic Exoskeleton Form Gait Rehabilitation”**, Centro de Automática e Robótica (CAR), Tesis de Máster en el Official Master in Robotics and Automation. Universidad Carlos III de Madrid, 71 p., Septiembre.
- Dollar, A.; Herr, H. Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-Art. **IEEE TRANSACTIONS ON ROBOTICS**, fev. 2008. 15.
- Grizzle, J. W.; Chevallereau, C.; Sinnet, R. W.; Ames, A. D. (2014). **Models, feedback control, and open problems of 3D bipedal robotic walking**. Automatica, Vol. 50, p. 1955-1988.

- Guizzo, E.; Goldstein, H. (2005). **The rise of the body bots**. IEEE Spectrum (INT), v.42, n.10, p.50–56, October.
- Hamill, J.; Knutzen, K. M. (1999) **Bases Biomecânicas do Movimento Humano**, 1ª Edição, Editora Manole, EUA.
- Italiano Jr., A. S.; Tasaka, F. M.; Ramos, F. S.; Pasquini, W. S. V. A. (2015) **Análise Estrutural e Construção Mecânica de um Exoesqueleto para Membros Inferiores**, Trabalho de Conclusão de Curso do Curso de Engenharia Mecânica do Centro Universitário do Instituto Mauá de Tecnologia, São Caetano do Sul, SP.
- Jardim, B. (2009) **Atuadores Elásticos em Série Aplicados no Desenvolvimento de um Exoesqueleto Para Membros Inferiores**, Dissertação apresentada à Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, São Carlos.
- Kazerooni, H. (2005). **Exoskeletons for Human Power Augmentation**. Proceedings of the 2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. 2005, Edmonton, Canada, p. 3459–3464.
- Kim, S.; Anwar, G.; Kazerooni, H. (2004). **High-speed Communication Network for Controls with the Application on the Exoskeleton**. Proceedings of the 2004 American Control Conference. 2004, volume 1, Boston, USA, p. 355–360.
- Lebedev, M.; Tate, A. J.; Hanson, T. L.; LI, Z.; O'Doherty, J. E.; Winans, J. A.; Ifft, P. J.; Zhuang, K. Z.; Fitzsimmons, N. A.; Schwarz, D. A.; Fuller, A. M.; An, J. H.; Nicoletis, M. A. L (2011) **“Future Developments In Brain-Machine Interface Research”**, Clinics, vol. 66, Supl. 1, São Paulo.
- Santos, D. P. (2011) **Projeto Mecânico de Exoesqueleto Robótico para Membros Inferiores**, Dissertação apresentada à Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo.
- Sankai, Y. (2011) **“HAL: Hybrid Assistive Limb Based on Cybernetics”**, Robotics Research - Springer Tracts in Advanced Robotics, Volume 66, 2011, pp. 25-34.
- Savino, B.; Teixeira, F. F.; Reis, F. C.; Marques, N. G.; Toloni, T. L. D. (2015) **Desenvolvimento da Estrutura de Um Exoesqueleto para Paraplégicos ou Pessoas com Mobilidade Reduzida em Fase de Reabilitação**, Trabalho de Conclusão de Curso do Curso de Engenharia Mecânica do Centro Universitário do Instituto Mauá de Tecnologia, São Caetano do Sul, SP.
- Shirayama, E.; Hidani, R. Y.; Alonso, R. N.; Boari, V. H. (2014) **“Exoesqueleto para Auxiliar a Reabilitação Muscular Humana”**, Trabalho de Conclusão de Curso de Engenharia Mecânica, Centro Universitário do Instituto Mauá de Tecnologia, São Caetano do Sul.
- Zoss, A.; Kazerooni, H.; Chu, A. (2005). **On the Mechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)**. Proceedings of the 2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Edmonton, Canada, p. 3465–3472.