

# eSALENG

*Revista Eletrônica do Centro Universitário Católica Salesiano Auxilium - Araçatuba (São Paulo)*

**ISSN 2448-1432**



**Attribution-NonCommercial 4.0  
International (CC BY-NC 4.0)**

**2023 - nº 11**

## **Prefácio**

Este número da Revista eSALENG inaugura mais um pleito diferenciado em relação ao tipo de publicação neste periódico. Inicialmente pensado apenas para que se fosse publicado textos emergentes dos chamados “TCC – trabalho de conclusão de curso”, percebemos a necessidade de ampliar o espectro de possibilidades textuais, incorporando categorias que tragam outros aportes teóricos ao nosso público, mormente os acadêmicos do Unisalesiano e de toda comunidade, científica ou leiga.

Assim sendo, trazemos o resultado sucinto de algumas pesquisas oriundas do Laboratório de Robótica Assistiva do Centro Universitário Católico Salesiano Auxilium – Unisalesiano de Araçatuba, inaugurado no ano de 2016 (exceção apenas do último artigo).

Inicialmente, o Laboratório de Robótica Assistiva foi pensado somente para abrigar um projeto que foi financiado pela a IUS – América (Instituições Universitárias Salesianas da América), através da Chamada de Propostas No. 001/2016 – Redes Temáticas nas áreas de Engenharias, Tecnologia da Informação, Ciências Agrárias e Educação, por intermédio de um concurso internacional ganho, promovido por esta instituição, intitulado “Exoesqueleto de membro superior para reabilitação de pacientes cérebro-lesionados”.

No entanto, no decorrer dos anos foi-se percebendo a necessidade de não apenas ampliar o rol de tecnologias desenvolvidas mas, também, oportunizar sempre que possível um avanço, um aprimoramento, um aperfeiçoamento técnico-científico e, conseqüentemente, de uso didático-pedagógico, principalmente levando-se em consideração a aplicabilidade em disciplinas curriculares dos cursos de Engenharia e também de demais cursos da instituição, como foi o caso dos cursos de Fisioterapia, Nutrição e Medicina.

Portanto, o fascículo traz um pouco dessa história, porém contada no formato de artigos. Basicamente, as três principais linhas de pesquisa são: 1) Estudos em microgravidade; 2) Robótica Assistiva; 3) Manufatura aditiva.

Estas três vertentes, na verdade, na grande maioria das vezes, acabam convergindo, quer sejam pelo fato de que poderíamos dizer que atualmente a manufatura aditiva permeia as demais áreas, em menor ou em menor proporção. Os estudos em microgravidade poderiam ser subdivididos na área de plantas (inclusive alimentos) e na área da saúde, como Farmácia, Bioquímica e Medicina. Outra área que, obviamente, vai se interceptar com todas as linhas é Automação e Controle, que envolve a eletrônica embarcada e também programação.

**Prof. Dr. Edval Rodrigues de Viveiros**

## Sumário

<i>Delineamento teórico-experimental e empírico de uma pesquisa com interface cérebro-máquina</i> .....	3
Edval Rodrigues de Viveiros, Fernando Henrique Alves Benedito, Crisman Santos Penalva	
<i>Prótese biônica semi-funcional fabricada com manufatura aditiva</i> .....	20
Bruno Calliari, Edval Rodrigues de Viveiros	
<i>Interface cérebro-máquina no desenvolvimento de aplicações na área da saúde: um estudo de caso envolvendo uma prótese semi-funcional</i> .....	32
Bruno Lucas Calliari, Crisman Penalva Santos, Fernando Henrique Alves Benedito; Edval Rodrigues de Viveiros	
<i>Clinostat Tridimensional: estudo nanométrico e computacional de compostos químicos e farmacológicos em ambiente de microgravidade</i> .....	44
Crisman Penalva Santos, Edval Rodrigues de Viveiros	
<i>Bioreator – dispositivo para estudo de microgravidade</i> .....	53
Crisman Penalva Santos, Edval Rodrigues de Viveiros	
<i>Random positioning machine: prototipagem de um equipamento para estudo de microgravidade</i> .....	67
Crisman Penalva Santos, Edval Rodrigues de Viveiros	
<i>Exoesqueleto de membros superiores e inferiores: projeto, prototipagem e testes – estudo de caso do Laboratório de Robótica Assistiva do Unisaesiano</i> .....	79
Jander Dantas Ferreira, Márcio Narcizo, Fabrício Consoni Bardella, Edval Rodrigues de Viveiros, Fernando Henrique Alves Benedito	
<i>Exoesqueletos para reabilitação de membros superiores e inferiores: otimização nos processos biomecânicos e de automação visando uso clínico médico e fisioterápico</i> .....	107
Flávio Medina Favarin, Dyogo Henrique Pereira da Silva, Fernando Henrique Alves Benedito, Edval Rodrigues de Viveiros	
<i>Simulação realística: um estudo de caso com manufatura aditiva com aplicação na área de saúde</i> ..	119
Matheus Vinicius C. Viudes, Daniela Navarro D’Almeida Bernardo, Drielly Rodrigues Viudes, Edval Rodrigues de Viveiros	
<i>Exoesqueleto para reabilitação de mão: um projeto utilizando manufatura aditiva</i> .....	133
Moisés Silva, Matheus de Moura Leite, Matheus Vinicius C. Viudes, Fernando Henrique Alves Benedito, Edval Rodrigues de Viveiros	
<i>Medidor de energia elétrica residencial bidirecional com acesso local e remoto</i> .....	144
Felipe Lima de Oliveira, João Lucas Baroni, Roberto Coradini Junior, Welton Disposti dos Santos, Giuliano Pierre Estevam, Nelson Hitoshi Takiy, Edval Rodrigues de Viveiros.	

## **Delineamento teórico-experimental e empírico de uma pesquisa com interface cérebro-máquina**

**Theoretical-experimental and empirical design of a research with brain-machine interface**

Edval Rodrigues de Viveiros

Fernando Henrique Alves Benedito

Crisman Santos Penalva

### **Resumo**

A tecnologia de interface cérebro-máquina foi inventada pelo neurocientista brasileiro Miguel Nicolelis e, apesar disto, infelizmente, muitas instituições de ensino e pesquisa de nível superior brasileiras ainda não conhecem ou utilizam tal tecnologia em seus departamentos, linhas de pesquisa ou laboratórios, quer sejam na área tecnológica (por exemplo, engenharias), quer sejam na área de saúde (por exemplo, medicina). Neste artigo apresentamos uma sugestão para realização de uma pesquisa, que pode envolver de maneira transdisciplinar a temática “interface cérebro-máquina), levando-se em consideração tão somente uma aplicação, que é na área de controle de prótese de mão. No entanto (destarte a afirmação anterior), já adiantamos que tal sugestão de pesquisa já foi desenvolvida por alguns pesquisadores no Brasil, em diferentes contextos acadêmicos ou científicos e, inclusive, os próprios autores deste artigo.

**Palavras-chave:** interface cérebro-máquina, prótese de membro superior, controle e automação de prótese de membro superior.

### **Abstract**

The brain-machine interface technology was invented by the Brazilian neuroscientist Miguel Nicolelis. Unfortunately, despite this, many higher education and research institutions in Brazil still do not know or use this technology in their departments, research lines, or laboratories, whether in the technological field (e.g., engineering) or in the health field (e.g., medicine). In this article, we present a suggestion for conducting research that can transdisciplinarily involve the theme "brain-machine interface," considering only one application, which is in the area of hand prosthesis control. However, despite the previous statement, we already anticipate that such a research suggestion has already been developed by some researchers in Brazil, in different academic or scientific contexts, including the authors of this article.

**Keywords:** brain-machine interface, upper limb prosthesis, control and automation of upper limb prosthesis.

**OBJETIVOS E HIPÓTESES A SEREM TESTADOS:****Objetivo geral**

Utilizar uma interface cérebro-máquina (ICM) como tecnologia assistiva para pessoas com deficiência física, para criar um dispositivo, e sua decodificação, que permita às pessoas protetizadas terem maior e melhor controle sobre as próteses convencionais, ou seja, melhorar a comunicação entre os dispositivos e o usuário/paciente.

**Objetivos específicos**

- i. Aprimorar os protocolos técnicos para operação da ICM não invasiva da marca “*Emotiv Epoc*”, especificamente para aplicações envolvendo o controle de próteses biônicas da marca “*Bebionic*”.
- ii. Adaptar e ou desenvolver ferramentas de software e hardware para o bioprocessamento do sinal elétrico entre a ICM e uma mão biônica (prótese);
- iii. Otimizar as rotinas, procedimentos e construção da programação computacional envolvendo a comunicação entre a ICM e os dispositivos conectados a mesma (computador, mão biônica e cadeira de rodas, respectivamente) com o objetivo de diminuir o tempo de resposta entre a captação e processamento do sinal elétrico cerebral e o acionamento via ICM (*delay*);
- iv. Aprimorar os protocolos para o treinamento sensório-motor via ação neuronal cognitiva e controle elétrico miográfico necessário para o controle da prótese;
- v. Desenvolver procedimentos e critérios para a elaboração de um ambiente assistivo para uso de uma ICM, obedecendo regulamentações da ‘ergonomia cognitiva’, e critérios da “Classificação Internacional de Funcionalidades” (CIF) com os objetivos de operar uma mão biônica (preferencialmente a prótese da marca “*Bebionic*”).

**Hipóteses a serem testadas**

- a) É possível configurar uma interface cérebro-máquina para acionar dispositivos eletromecânicos e ou robóticos com grande grau de precisão ou acurácia acima de 95%;

b) O treinamento cognitivo sensório-motor possibilitado pelo uso de uma interface cérebro-máquina produz como resultado mecanismos de “incorporação cognitiva” (ou “cognição situada”) que podem produzir como consequência a estimulação cerebral de pacientes com amputações;

c) O uso de uma ICM para o controle de próteses robóticas de membros superiores oportuniza ao paciente condições sensório-motoras mais próximas da realidade, fazendo com que sua adaptação no uso de tais próteses seja efetuada com menor carga cognitiva, possibilidade de diminuição do tempo de treinamento e maior agilidade e flexibilidade no uso da prótese na execução de tarefas do dia a dia.

### **ANTECEDENTES CIENTÍFICOS E DADOS QUE JUSTIFIQUEM A PESQUISA:**

Segundo o Censo 2010 do IBGE aproximadamente 25% (45.606.048 de pessoas) da população brasileira sofre de algum tipo de deficiência. Deste total, 7% são representados apenas pela deficiência física. Nesta estatística estão incluídas as deficiências com variadas causas, incluindo-se os traumas, os problemas de saúde e as condições congênitas. Na faixa etária de 15 a 64 anos tem-se 5,7%, e acima dos 65 anos a porcentagem é de 38,3% (BRASIL/SDH-PR, 2012).

Somente nos Estados Unidos anualmente 50.000 pessoas são amputadas, país que conta atualmente com 1,6 milhões de pessoas amputadas, e Ziegler-Grahan e colaboradores (2008) estimam que, se medidas preventivas não forem aplicadas, em 2050 estes números atuais podem dobrar, principalmente em função das doenças metabólicas.

O tratamento destas pessoas, além de ser algo com razoável custo operacional, demanda um acompanhamento profissional altamente especializado e, via de regra, bastante demorado, estendendo-se na maioria dos casos a meses e anos de seções de fisioterapia e outros procedimentos terapêuticos.

Diversas técnicas fisioterápicas podem ser utilizadas, dependendo da situação funcional do indivíduo, sendo possível ainda o uso de mais de uma técnica simultaneamente.

Entretanto, cada técnica possui seu grau de alcance ou eficácia terapêutica, sendo que, muitas vezes determinada técnica ou metodologia pode não trazer o resultado esperado naquela situação ou condição de saúde do paciente.

O problema, entretanto, era que havia considerável lacuna teórica na compreensão sobre a

circuitaria e a relação funcional entre as funções cognitivas consideradas superiores (como atenção, memória, imaginação, etc.) com a aprendizagem “sensório-motora”.

Contudo, com os estudos pioneiros de Michael Merzenich (BUONOMANO, MERZENICH, 1998) sobre neuroplasticidade, associados aos resultados das pesquisas de Eric Kandel sobre a compreensão do papel entre a memória e a aprendizagem (KANDEL, 2006), que acabaram resultando na reinterpretação dos processos cerebrais relacionados com a associação entre cognição, imagens mentais e ação sensório-motora, tivemos como consequência novos rumos na interpretação de alguns paradigmas da neurociência, proporcionada principalmente pelos trabalhos de Miguel Nicolelis e equipe (NICOLELIS, 2011; NICOLELIS, LEBEDEV, 2009).

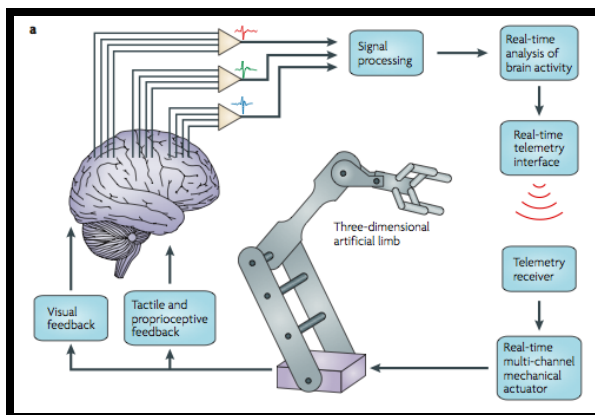
Isto trouxe como consequência, entre outras descobertas, uma espécie de valorização do papel da constituição, formação ou construção das imagens mentais e da consequente ação ou associação intrínseca deste mecanismo com as funções até então consideradas apenas pertencendo ao campo da área motora, ambos interpretados como pertencendo a domínios neurofisiológicos diferenciados.

Por esta razão, o Instituto de Tecnologia de Massachussets (MIT - *Massachusetts Institute of Technology*) considerou os trabalhos de Nicolelis sobre interface cérebro-máquinas como uma das dez tecnologias mais promissoras para esta década. De fato, pelas centenas de publicações científicas sobre o assunto e, o mais importante de tudo, pelo incremento na qualidade das pesquisas internacionais sobre o tema, vemos como crescente os estudos envolvendo os mecanismos neuronais que participam dos processos de imagéria mental.

E isto traz como consequência imediata o interesse nas áreas da reabilitação cognitivo-motora, notadamente a neurologia clínica, a fisioterapia, a robótica assistiva e, inclusive, a psicopedagogia. Atividades envolvendo a “imagéria mental”, Segundo Braun et al., quando aplicado na reabilitação motora de pacientes vítimas de lesões cerebrais, o uso da imagéria mental produz efeitos neurocognitivos motores diretamente relacionados com as áreas corticais somatosensórias, produzindo como resultado a estabilização de um dado movimento, já que esse atua no mecanismo de *feed-back* visuomotor.

De fato, esta é a exata explicação sobre a aprendizagem cognitivo-motora que o grupo de pesquisa de Miguel Nicolelis (NICOLELIS, LEBEDEV, 2009) utilizou em primatas para o desenvolvimento das habilidades de tomada de decisão em tarefas utilizando inicialmente um joystick para movimentar um atuador robótico (braço robótico mecânico) e, posteriormente,

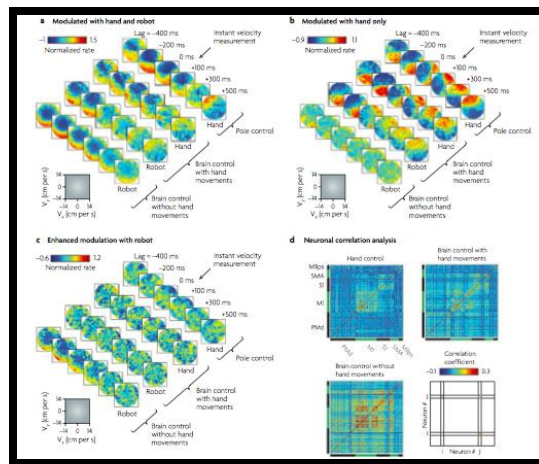
substituir este atuador por um braço virtual e, finalmente, efetuar o movimento deste braço sem a utilização do joystick físico, executando o movimento do braço apenas com o pensamento. Na **Erro! Fonte de referência não encontrada.** vemos esquematicamente este experimento, com a montagem técnica necessária que interliga uma interface cérebro-computador (ou uma interface cérebro-máquina, *brain-machine interface*) para se efetuar tal controle.



**Figura 1** - Esquema de montagem da interface cérebro-máquina a um braço robótico. Fonte: NICOLELIS, LEBEDEV 2009.

Entretanto, nesse artigo e em outros ficou demonstrada que esse tipo de ‘treino cognitivo-motor’ recruta populações específicas de neurônios que dependem da demanda que a tarefa em particular exige. Isto está mostrado na Figura 2, onde estão representadas as respectivas populações de neurônios que foram deflagradas de acordo com a necessidade imposta pela tarefa, conforme o experimento anteriormente mencionado. Neste esquema temos a modulação neuronal com e sem e com a ação motora da mão física do primata e ainda com e sem o controle utilizando ou não o joystick (ou seja, apenas através da interface cérebro-máquina).





**Figura 2** - Recrutamento dos neurônios com ou sem o joystick, com ou sem o braço mecânico, utilizando o controle através da interface cérebro-máquina. Fonte: NICOLELIS, LEBEDEV 2009.

Para o controle bioelétrico de uma prótese como uma mão biônica é necessário que o paciente efetue um treinamento cognitivo envolvendo a imaginação (imagery mental) sobre o tipo específico de ação motora que pretende realizar, por exemplo, abrir e fechar a mão, pegar um objeto com os dedos indicador e polegar, etc.

Além do treinamento neurocognitivo propriamente dito para o paciente utilizar a prótese, existem algumas técnicas ou paradigmas com respeito ao processamento do sinal elétrico, principalmente aquele originário no cérebro do paciente. Isto inclui técnicas de se trabalhar determinados potenciais elétricos cerebrais, chamados “*potenciais evocados*”, destacando-se principalmente os mais conhecidos, como o *ritmo Mu*, *P300*, *Graz-BCI*, *SSVEP* ou *Potenciais Evocados Visuais em Estado Permanente* (*Steady-State Visual Evoked Potential – SSVEP*) (KING et al, 2011; MÜLLER-PUTZ et al., 2005a e 2005b; PFURTSCHELLER et al., 2000).

Por suas vantagens operacionais na taxa de transmissão de dados, bem como por sua eficiência quanto à acurácia, neste projeto optamos pela interface cérebro-máquina da marca “Emotiv Epoc”, trabalhando com a técnica dos “Potenciais Evocados Visuais em Estado Permanente/SSVEP.

No caso de uma pessoa amputada, com o uso de uma ICC na qualidade operacional da “Emotiv Epoc” objetiva-se aproximar-se da intencionalidade remanescente na memória cognitiva-motora de determinada ação motora (como abrir ou fechar a mão) com os comandos elétricos neurais que serão treinados cognitivamente (através da imagery mental), acionando assim a prótese

BeBionic.

Existem diversos sistemas, marcas e modelos de próteses para membros superiores no mercado, sendo que em alguns casos torna-se necessário procedimentos cirúrgicos ou invasivos (VENTIMIGLIA, 2012; MULCAHEY et al, 2004), o que não é o caso da prótese BeBionic que será aqui utilizada, que também não necessita implantação dos eletrodos.

A tecnologia de desenvolvimento de ICC tem, gradativamente, incrementado os paradigmas neurocognitivos, e atualmente equipamentos de custo extremamente reduzidos, como é o caso da “Emotiv Epoc” (preço médio em torno de 500 dólares) possui um sistema eletrônico embarcado de altíssima tecnologia. Por exemplo, nesta ICC “Emotiv Epoc”, utiliza-se uma técnica híbrida de bioprocessamento de sinais elétricos cujo algoritmo computacional sobrepõe, por assim dizer, os sinais interpretados do córtex cerebral, mais os sinais de natureza mioelétrica provindos das vias ou terminações nervosas de algum membro lesionado, ou até quando existem tais vias mas inexistente o membro. Uma aplicação similar a isto que estamos mencionando foi desenvolvida por Rohm e colaboradores (2010), mas com pacientes com lesão na coluna vertebral (não eram pacientes amputados).

Neste caso, onde há a preservação da mão, cotovelo e braço, a aplicação convencional da técnica de estimulação elétrica funcional (em inglês, FES ou *functional electric stimulation*) produz um estresse ou fadiga, pois não se consegue manter a posição do braço/cotovelo por muito tempo em razão da ativação síncrona não-fisiológica das fibras nervosas proporcionadas pela FES. Com o uso da ICC, por outro lado, conseguiu-se controlar uma órtese para auxiliar o movimento entre a mão/braço/cotovelo, produzindo-se um torque de aproximadamente 100 Nm, o que foi possível graças ao tratamento ‘eletrônico’ híbrido dos dados neuronais com os dados mioelétricos.

Na Figura 3 vemos um exemplo deste conceito híbrido mencionado, mas para um indivíduo amputado.



**Figura 3** – Controle de prótese (mão biônica) através de uma interface cérebro-máquina. Fonte: PFURTSCHELLER et al., 2008.

A ICM Emotiv Epoc é mostrada na Figura 4. Neste projeto prevê-se a aquisição deste equipamento. Contudo, até que isto ocorra utilizaremos uma unidade deste aparelho através de parceria entre o UniSalesiano Araçatuba e o “Laboratório LEPENCINE – e Grupo ENCINE – Ensino de Ciências e Inclusão Escolar” (coordenado pelo Prof. Dr. Eder Pires de Camargo, UNESP Campus de Ilha Solteira/Departamento de Física e Química), dentro da linha temática de estudo da qual pertence o orientador desta pesquisa, intitulada “Aplicação Translacional da Neurociência Cognitiva no Ensino de Ciências”. Também será utilizado o kit de robótica modelo LEGO MINDSTORMS NXT 2.0 para algumas etapas do projeto.



**Figura 4** – Headset da interface cérebro-máquina Emotiv Epoc. Fonte: Emotiv.

Detalhes de operação desta interface podem ser encontrados em Viveiros (2013) e Miguel (2010) e Szafir (2010).

## DESCRIÇÃO DETALHADA E ORDENADA DO PROJETO DE PESQUISA

### **Materiais e métodos**

#### ***Sujeitos de pesquisa:***

Um grupo com 15 pessoas, com faixa etária acima de 18 anos, comporá a amostra de pesquisa. O grupo será composto por pessoas com amputação de membro superior Classe A8 (unilateral abaixo do cotovelo), em função de que se prevê o uso da prótese para mão.

#### ***Materiais***

1. Interface cérebro-máquina da marca “Emotiv SDK Developer Edition
2. Prótese de membro superior para amputação a nível de cotovelo ou abaixo da empresa RSLSteeper – modelo Bebionic:
3. Arduino e componentes eletrônicos
4. Um Kit de robótica modelo LEGO MINDSTORMS NXT 2.0

#### ***Etapas do projeto***

O projeto será subdividido nas seguintes etapas:

1. Levantamento bibliográfico de publicações referentes a pesquisa envolvendo o uso de interface cérebro-máquina não-invasiva no controle de dispositivos robóticos e ou próteses biônicas, principalmente aquelas de membro superior, prioritariamente mãos. Esta pesquisa bibliográfica tem como objetivo ainda identificar as metodologias e protocolos utilizados pelos pesquisadores.
2. Interpretação de alguns dados neurocognitivos resultantes da pesquisa de Viveiros (2013), abordando os seguintes parâmetros.
  - a) Análise dos dados de treinamento cognitivo realizado durante a pesquisa mencionada, que envolveu três pessoas deficientes visuais, sendo que uma delas apresentava diversas condições físicas limitadas devido a um acidente vascular encefálico. Seu enquadramento

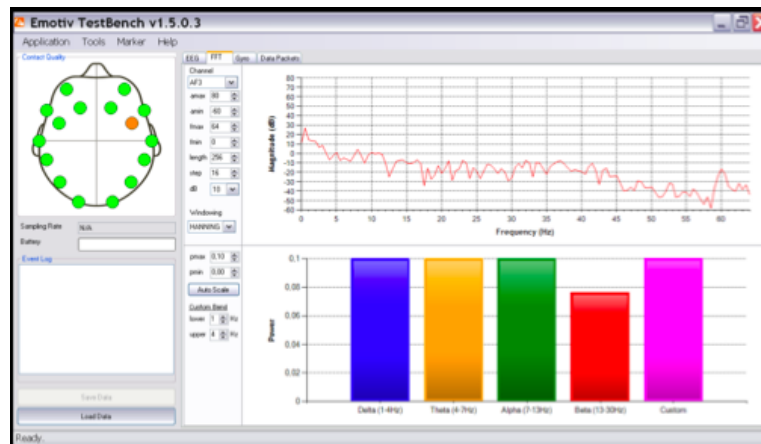
no CID seria categoria I64, que é “Acidente vascular cerebral, não especificado como hemorrágico ou isquêmico” (CID, 1998, p.103), acompanhado ainda de uma “Paraplegia não-especificada-G.82.2” (ibidem, p.84), e também a “Visão subnormal de ambos os olhos- H54.2” (ibidem, p.98). O objetivo desta análise é verificar se houve indícios de neuroplasticidade quando comparada as diversas seções de treino cognitivo que foram realizadas.

- b) Análise dos dados de biosinais elétricos (eletroencefalograma e ritmos cerebrais Alpha, Beta, Delta e Theta) efetuados durante as tarefas sensório-motoras, que consistiu na exploração tátil, assim como na verbalização conceitual referente aos diversos objetos de aprendizagem. Na Figura 5 vemos um destes objetos de aprendizagem, referente a pesquisa de Viveiros (2013), onde uma pessoa cega utiliza uma ICM para controlar um robô. Parte destes dados já foram devidamente interpretados quando da defesa da tese, sendo que tal interpretação, na ocasião, focou sobre a relação entre o processo de conceitualização e sua correlação com variáveis relacionadas com emoções e aprendizagem, tendo em vista a hipótese (na época) de que as tarefas multissensoriais poderiam facilitar o processo de conceitualização. Como a aquisição destes dados foi realizada seguindo-se o Protocolo Ecolig (MIGUEL, 2010), que foi desenvolvido para interfaces cérebro-máquina não-invasiva, associando-se ainda aos protocolos de pesquisa com interfaces cérebro-máquina invasivas utilizados pelo grupo de pesquisa de Miguel Nicolelis (NICOLELIS, LEBEDEV, 2009), certamente a análise de tais dados poderá trazer importante contribuição para a compreensão sobre os mecanismos de neuroplasticidade, atividade sensório-motora e aprendizagem conceitual (incorporação situada).



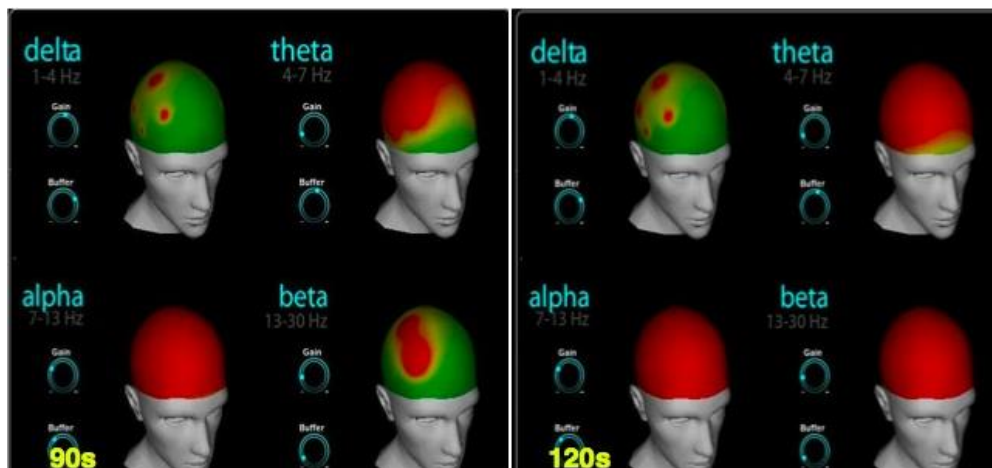
**Figura 5** – Pessoa cega utilizando uma ICM para controle de um robô. Fonte: VIVEIROS, 2013.

Parte da análise destes resultados é mostrado Figura 6, onde a análise do sinal elétrico cerebral via a técnica da transformada de Fourier.

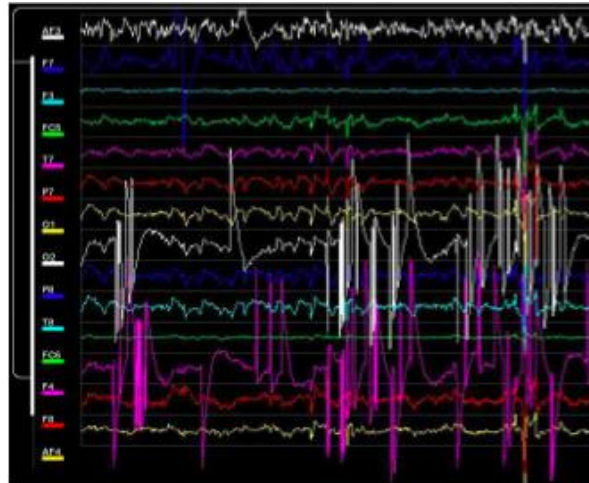


**Figura 6-** Análise do sinal elétrico cerebral via transformada de Fourier. Fonte: VIVEIROS, 2013.

Da mesma maneira, na Figura 7 vemos o registro elétrico da atividade cerebral através dos ritmos Alpha, Beta, Delta e Theta, e também o registro desta mesma atividade utilizando o eletroencefalograma na Figura 8.

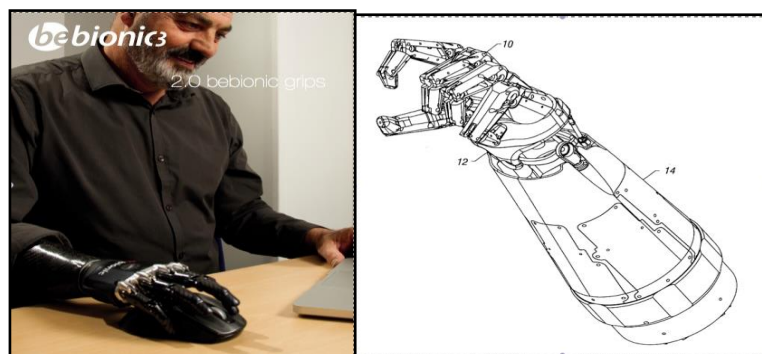


**Figura 7 -** Registro elétrico cerebral através da aquisição in real time dos ritmos elétricos cerebrais “Alpha, Beta, Delta e Theta”. Fonte: VIVEIROS, 2013.



**Figura 8** – Registro da atividade elétrica cerebral realizado pela interface cérebro-máquina EMOTIV EPOC através do eletroencefalograma. Fonte: VIVEIROS, 2013.

3. Adaptação do conjunto de softwares da interface cérebro-máquina do “Emotiv Epoc” para construir um ambiente virtual para simular virtualmente o movimento dos membros superiores, ou da mão biônica. Com isto conseguir-se-á integrar este membro virtual à operação da ICM Emotiv Epoc, que será posteriormente utilizada na fase de treinamento fisioterápico através da técnica de ‘imagery mental’. Convém destacar que este projeto deverá respeitar os parâmetros da ergonomia cognitiva (usabilidade, comunicação e navegabilidade em espaços virtuais, carga cognitiva), que estabelecem diretivas técnicas de conforto e usabilidade para as pessoas (DUPIRE et al., 2012). Na Figura 9 vemos a mão biônica real da marca ‘BeBionic’, e um modelo virtual.



**Figura 9**- Mão biônica BeBionic e modelo virtual. Fonte: BeBionic.

4. Compatibilização entre a ICM Emotiv Epoc e a prótese BeBionic, que incluirá as seguintes etapas:
  - a) Aquisição da prótese BeBionic;

- b) Utilização experimental da prótese BeBionic, como fase de teste, ajustes, etc.;
  - c) Desenvolvimento de uma interface eletrônica para acoplamento da ICM Emotiv Epoc com a prótese BeBionic;
  - d) Desenvolvimento da programação computacional para acionamento da prótese BeBionic através da ICM Emotiv Epoc.
5. Treinamento sensório-motor utilizando a ICM Emotiv Epoc para acionar a prótese BeBionic.
  6. Análise e interpretação dos resultados.

### **Registro e análise dos dados**

Para as etapas do projeto, diversas metodologias de registro de dados terão que ser utilizadas.

Assim, para o registro do treino cognitivo na fase 5 serão utilizadas as seguintes metodologias:

- a) Filmagem em vídeo;
- b) Planilha gráfica com plotagem das coordenadas do movimento esperado e do movimento real obtido através do uso da interface cérebro-máquina (*Matlab*);
- c) Registro da atividade elétrica cerebral via Eletroencefalograma e ritmos cerebrais (Alpha, Beta, Delta e Theta) utilizando os softwares *Emo3dBrain* e *TestBench* da *Emotiv Epoc*;
- d) Medição do campo eletromagnético no local da coleta de dados utilizando o equipamento *TriField Meter (AlphaLabInc)*, na faixa de sensibilidade de 0-100miligauss para o campo magnético, e de campo elétrico de 0-100 kilovolts/metro
- e) Para o registro do treino cognitivo sensório-motor da Fase 6, utilizaremos o Protocolo Ecolig (MIGUEL, 2010), e os procedimentos adotados por Nicolelis e Lebedev(2009).
- f) Análise da taxa de transferência de informação da interface cérebro-máquina

$$ITR = \log_2 N + R \log_2 R + (1 - R) \log_2 \frac{1 - R}{N - 1}$$

Onde: **N** é o número de tarefas (por exemplo, o 'abrir' e 'fechar' da mão biônica)

**R** é a taxa de acerto da tarefa.

- g) Medida do tempo de reação  $t_R$ , que é o tempo entre o envio da ação (intenção mental ou



imagemia mental da tarefa motora) e a reação correspondente da prótese.

- h) Avaliação da performance da força de controle da ação de acionamento da prótese, dada pela equação

$$E_f = \frac{1}{N} \sqrt{\sum_{i=1}^N (F(i) - F_d)^2}$$

Onde  $F_d$  é a força de agarramento, para um dado número N de amostras para a qual a força de controle foi mantida. (CHEN et al, 2009).

### Resultados esperados:

A consecução de um projeto desta natureza procuraria envolver um espectro bastante amplo de possíveis benefícios, incluindo os seguintes aspectos:

- **Dimensão social:** em razão da considerável quantidade de pessoas vítimas das mais variadas situações de limitação física, bem como o alto custo da maioria das tecnologias existentes para utilização de próteses, e ainda a grande dificuldade de acesso técnico ao desenvolvimento de tecnologias de reabilitação funcional como interface cérebro-máquina, normalmente disponíveis apenas em poucas universidades no mundo.
- **Dimensão científica:** tanto a tecnologia de desenvolvimento de próteses biônicas, quanto as tecnologias direta e indiretamente relacionadas com a construção de interfaces cérebro-máquinas (ou também as interfaces cérebro-computador) estão atualmente sob o domínio de poucas instituições a nível internacional, o que coloca o Brasil em grande desvantagem ao não acompanhar este avanço científico. A opção pela interface cérebro-máquina da marca “Emotiv Epoc”, de baixo custo mas ao mesmo tempo com alta eficiência, é uma opção extremamente viável e que deve ser apreciada com o devido cuidado. Ao mesmo tempo, a possibilidade de estudo científico da prótese mão biônica *BeBionic*, considerada a melhor tecnologia mundial em próteses, aproxima-nos de um *know-how* imprescindível em termos de aquisição de conhecimentos técnicos de ponta;
- Agregar conhecimento e experiência técnica transdisciplinar nas áreas da Engenharia Elétrica, Engenharia Mecânica, Engenharia Mecatrônica, Física e Fisioterapia, abrindo a possibilidade de realização de intercâmbios institucionais de pesquisa, além de possibilitar ampla participação de alunos dos cursos supra citados, bem como de outros;

- Estabelecimento de parceria com grupos de pesquisa de outras instituições de pesquisa como, no caso, com a UNESP – Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”.

#### CONSIDERAÇÕES SOBRE ANÁLISE CRÍTICA DE RISCOS E BENEFÍCIOS:

##### **Benefícios**

1. Proporcionar uma opção terapêutica complementar que ofereça ao indivíduo com problemas físicos motores uma gama maior de recursos que tragam resultados promissores a médio prazo em sua qualidade de vida;
2. Desenvolvimento de uma metodologia, sistemática terapêutica, ou propedêutica na área da reabilitação sensório-motora com grande grau de confiabilidade e controle, principalmente em razão da possibilidade de monitoramento de determinadas funções fisiológicas neurocognitivas como o registro da atividade neuronal do eletroencefalograma e dos ritmos cerebrais Alpha, Beta, Delta e Theta (registro e posterior análise dos dados numéricos em tempo real através do método da transformada de Fourier);
3. Registro dos dados elétricos relacionados com o processo de neuroplasticidade, durante a fase de treinamento cognitivo motor, proporcionados através do acesso às informações armazenadas no hardware e software da interface cérebro-máquina “Emotiv Epoc”. Posteriormente tais dados podem se tornar parâmetros para protocolos terapêuticos.

##### **Riscos**

Da maneira como o projeto está projetado, não há qualquer risco iminente ao paciente. Inclusive, todo o projeto prevê que a utilização da interface cérebro-máquina esteja dentro das prerrogativas da abordagem teórica da ‘ergonomia cognitiva’ e, ainda, obedecendo às condições indicadas pela Classificação Internacional de Funcionalidades (CIF). Com isto, qualquer paciente participará do experimento sem sofrer qualquer tipo de esforço físico ou mental que eventualmente resulte em sobrecarga física ou cognitiva.

**Bibliografia**

BRAZIL. **Cartilha do Censo 2010 – Pessoas com Deficiência**. Luiza Maria Borges Oliveira / Secretaria de Direitos Humanos da Presidência da República (SDH/PR) / Secretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa com Deficiência (SNPD) / Coordenação-Geral do Sistema de Informações sobre a Pessoa com Deficiência; Brasília : SDH-PR/SNPD, 2012.

BRAUN, Susy; KLEYNEN, Melanie; HEEL, Tessa van; KRUIHOF, Nena; WADE, Derick; BEURSKENS, Anna. The effects of mental practice in neurological rehabilitation; a systematic review and meta-analysis . **Frontiers in Human Neuroscience**, 02 August 2013.

BUONOMANO, Dean V.; MERZENICH, Michael M. Cortical plasticity: from synapses to maps. **Annual Review Neuroscience**; 21:149-86. 1998.

CHEN, Chih Wei; CHING, Chou. K. Hand Orthosis Controlled Using Brain computer Interface **Journal of Medical and Biological Engineering**, 29(5): 234-241, 2009.

DUPIRE, J. ; KRAHE, J.L. ; TIGER, G. L'interdisciplinarité au service de la personne en quête d'autonomie. **Actes de la conférence Handicap 2012**. Paris. June 2012, IFRATH, p. 240.

KANDEL, Eric. **In Search of Memory: The Emergence of a New Science of Mind**. W. W. Norton & Company. 2006.

MIGUEL, Paulo Victor de Oliveira. **ECOLIG o protocolo semiótico para comunicação homem-máquina que utiliza interfaces do tipo cérebro-computador**. Tese de Doutorado. Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação – FEEC. Orientador: Prof. Dr. Gilmar Barreto. UNICAMP, 2010.

MULCAHEY, M.J.; BETZ, R.R.; KOZIN, S.H.; SMITH, B.T.; HUTCHINSON, D.; LUTZ, C. Implantation of the Freehand System during initial rehabilitation using minimally invasive techniques. **Spinal Cord**.; 42(3):146-55, Mar. 2004.

MÜLLER-PUTZ, G.R.; SCHERER, R.; PFURTSCHELLER, G.; RUPP, R. EEG-based neuroprosthesis control: a step towards clinical practice. **Neuroscience letters**, 382 (1), 169-174, 2005.

MÜLLER-PUTZ, G.R.; SCHERER, R.; PFURTSCHELLER, G. Steady-state visual evoked potential (SSVEP)-based communication: impact of harmonic frequency components. **Journal of neural engineering**, 2 (4), 123, 2005.

NICOLELIS, Miguel. **Beyond boundaries: the new neuroscience of connecting brains with machines – and how it will change our lives.** New York: Times Book, 2011.

NICOLELIS, Miguel. Angelo. Laporta.; LEBEDEV, Mikhail. A. Principles of neural ensemble physiology underlying the operation of brain-machine interfaces. **Nature Reviews Neuroscience**, v. 10, n. 7, p. 530-540, Jul 2009.

PFURTSCHELLER, G.; GUGER, C.; MÜLLER, G.; KRAUSZ, G.; NEUPER, C. Brain oscillations control hand orthosis in a tetraplegic. **Neuroscience Letter**, 292(3), 211-4, 2000 Oct 13.

SZAFIR, Daniel J. **Non-Invasive BCI through EEG: An Exploration of the Utilization of Electroencephalography to Create Thought-Based Brain-Computer Interfaces.** Boston College Computer Science Department. Senior Honors Thesis. Advised by Prof. Robert Signorile. Boston, 2010.

VENTIMIGLIA, Paul. Design of a Human Hand Prosthesis - A Major Qualifying Project. Report submitted to the Faculty of the Worcester Polytechnic Institute in partial fulfillment of the requirements for the Degree of Bachelor of Arts. Advised by: Professor Taskin Padir Professor Jerome Schaufeld. Worcester Polytechnic Institute, Worcester, MA, Apr. 26, 2012.

VIVEIROS, Edval Rodrigues de. **Mindware Semiótico-Comunicativo: aplicação didática no Ensino de Física para deficientes visuais utilizando uma interface cérebro-computador.** Tese de Doutorado. Orientador: Dr. Eder Pires de Camargo. Co-orientador: Dr. Gérard Vergnaud (Université de Paris 8 – Saint Denis). Programa de Pós-graduação em Educação para a Ciência. Universidade Estadual Paulista ‘Júlio de Mesquita Filho’. Faculdade de Ciências. Bauru, 2013.

ZIEGLER-GRAHAM, K, MACKENZIE EJ, EPHRAIM PL, TRAVISON TG, BROOKMEYER R. 2008. Estimating the prevalence of limb loss in the United States:2005 to 2050. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, 89(3):422-429.

## Prótese biônica semi-funcional fabricada com manufatura aditiva

### Semi-functional bionic prosthesis manufactured with additive manufacturing

Bruno Calliari

Edval Rodrigues de Viveiros

#### Resumo

O objetivo desse estudo é o desenvolvimento de prótese robótica de baixo custo, envolvendo parte biomecânica, eletrônica e controle computacional. A prótese de mão visa suprir as necessidades e/ou funções do membro perdido, melhorando assim, a qualidade de vida do paciente. Com os avanços da ciência têm-se as próteses biônicas, que são movimentadas pelos próprios impulsos nervosos do paciente. Isso é possível através da transdisciplinariedade entre conceitos de biomecânica, neurofisiologia, robótica, entre outros. Nesse estudo a prótese será construída em impressora 3D com bases em acrílico. As ordens de movimentos serão recebidas e interpretadas por uma interface cérebro-computador e enviadas para o Arduino para controle dos servomotores. O feedback com o usuário será realizado através de piezo motores (elastômero dielétrico) e sensores, além de feedbacks de níveis de temperatura além da análise da satisfação do movimento pela própria interface e algoritmos de inteligência artificial.

Este projeto de pesquisa é um refinamento e aprofundamento do projeto de iniciação científica (em andamento) intitulado *“Adaptação e automação de prótese biônica de membro superior através de interface cérebro-máquina”*, que propiciou vários resultados importantes para a pesquisa científica, e que serão eventualmente utilizados neste novo projeto. Convém mencionar que o projeto anterior já conta com aprovação pelo Comitê de Ética em Pesquisa, e que a maioria dos acadêmicos envolvidos naquele projeto prosseguem nesta nova proposta.

Palavras-chave: Próteses, Interface Cérebro-máquina, Controle.

#### Abstract

The objective of this study is the development of a low-cost robotic prosthesis, involving biomechanical, electronic, and computational control components. The hand prosthesis aims to meet the needs and/or functions of the lost limb, thus improving the patient's quality of life. With scientific advancements, there are now bionic prostheses, which are moved by the patient's own nerve impulses. This is possible through the transdisciplinary integration of concepts from biomechanics, neurophysiology, robotics, among others. In this study, the prosthesis will be constructed using a 3D printer with acrylic bases. The movement commands will be received and interpreted by a brain-computer interface and sent to the Arduino for servo motor control. User feedback will be provided through piezo motors (dielectric elastomer) and sensors, as well as temperature level feedback and the analysis of movement satisfaction through the interface itself and artificial intelligence algorithms.

This research project is a refinement and deepening of the ongoing scientific initiation project titled "Adaptation and automation of upper limb bionic prosthesis through brain-machine interface," which has yielded several important results for scientific research and will be utilized in this new project. It is worth mentioning that the previous project has already been approved by the Research Ethics Committee, and most of the academics involved in that project continue in this new proposal.

Keywords: Prostheses, Brain-Machine Interface, Control.

## INTRODUÇÃO

As fases de inovação na área da saúde, sua usabilidade e precisão, sejam elas de diagnóstico, tratamento cirúrgico ou de reabilitação, cuidados e uso contínuo, passam por maturação a partir da verificação de sua necessidade, custo-benefício, aplicabilidade, insumos e conhecimento disponível e, posteriormente, testes *in vitro* e/ou *in vivo*. Comprovada sua eficácia é quando se inicia seu processo de comercialização/distribuição. Assim seu ciclo pode ser amplamente descrito como inovação, difusão inicial, incorporação, ampla utilização e abandono, a partir de diferentes perspectivas (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2009; BANTA, 1997).

O desenvolvimento de uma prótese busca devolver ao amputado uma porcentagem de sua função anterior, e a preocupação com a qualidade funcional e estética tem aumentado grandemente nas últimas décadas (PRIOR, 1990).

O membro protético consiste basicamente de três partes: encaixe, que é a interface entre o membro e o dispositivo mecânico; a extensão (cone), que repõe o comprimento perdido (inclui a articulação do cotovelo/joelho se superior a esse); e, por último, o pé/mão artificial (STRAIT, 2006).

Com o avanço da robótica na área industrial começou-se a inserir componentes eletrônicos com fins de controle, automação e feedback também em dispositivos de reabilitação, isso se aperfeiçoou com tecnologias para interação mecânica, elétrica, sensoriais e do próprio usuário das próteses. Atualmente pesquisas são conduzidas para capacidade de controle bilateral, análise mioelétrica, sistemas de realimentação de informações tátil, de temperatura, pressão do objeto manipulado. (DARIO 2003; CUNHA 2002; HARWIN 1995; ORTOLAN 2000).

Por outro lado, o crescimento exponencial de pesquisas no campo da neurociência, as novas interpretações de seus paradigmas, dos mecanismos neuronais que participam dos processos de imagéria mental e a associação entre cognição, imagens mentais e ação sensório-motora trouxeram uma nova via de comunicação centro-periférica do sistema nervoso. Essa nova forma de comunicação ficou conhecida como Interface Cérebro-Máquina (ICM), ou ainda é chamada de Interface Cérebro-Computador (ICC), e é possível por meio de captação, digitalização, filtragem, padronização e transmissão dos sinais de eletroencefalograma por algoritmos computacionais (BUONOMANO, MERZENICH 1998; KANDEL 2006; NICOLELIS, 2011; NICOLELIS, LEBEDEV, 2009).

## OBJETIVOS GERAIS E ESPECÍFICOS

Objetivo geral

Desenvolvimento de prótese robótica de baixo custo, envolvendo parte biomecânica, eletrônica e controle

computacional.

Objetivos específicos

- i. Entender conceitos e projetos de mãos biônicas: biomecânica, controle mecânico, automação (eletrônica) e a protetização;
- ii. Construir protótipo robótico para mão, com base em estudos anteriores;
- iii. Analisar hardware para desenvolvimento da automação;
- iv. Aprimorar e desenvolver algoritmos para software de controle da prótese;
- v. Desenvolver software de feedback sensível entre a prótese e o usuário.

### **JUSTIFICATIVA DA PESQUISA**

O interesse por esse estudo surgiu a partir da convivência e práticas clínicas com pacientes amputados e por motivos como: 1. Alto valor para aquisição de próteses mioelétricas, além do alto custo para protetização; 2. Impossibilidade ou dificuldade de localização de eletrodos para captação dos estímulos mioelétricos quando lesionado (s) o (s) plexo (s) braquial (is); 3. Os sistemas de feedback prótese-usuário são considerados quase inacessíveis à maioria dos amputados por ainda estarem em fase de pesquisa e desenvolvimento (CRUZ, 2012).

O aumento do acesso às tecnologias assistivas pelos deficientes físicos pode estar relacionado às suas variedades, mais centros de pesquisas e empresas dedicadas ao trabalho de estudar como atender as necessidades desses.

Conceitos de biomecânica são constantemente utilizados nas mais diversas áreas. Tais conceitos são, entretanto, primordiais na área de Engenharia de Reabilitação. Um dos principais problemas que a sociedade moderna enfrenta é a integração das pessoas, com algum tipo de deficiência nas tarefas do cotidiano, e o estudo de biomecânica busca o limite da naturalidade da funcionalidade. Portanto deve-se levar em consideração essa busca no momento de projeto, execução, lançamento e comercialização, de dispositivos protéticos biônicos (ORTOLAN, 2001).

Cada amputado tem um tipo distinto de etiologia, sequelas, prognóstico, poder aquisitivo, e profissionais na reabilitação. Para tanto é evidente a necessidade de maior gama de próteses, mesmo que para o mesmo tipo de amputação, assim, considera-se as variáveis presentes.

Igualmente, o índice de rejeição à prótese mioelétrica para membros superiores é uma das dificuldades de implantação da mesma, já que seu controle não é realizado de forma natural, pois não há sincronismo com o membro contralateral em movimentos bilaterais e isso exige treinamento longo da protetização e terapia ocupacional (ORTOLAN, 2001).

Por outro lado, a pesquisa de iniciação científica intitulada “Adaptação e automação de prótese biônica de membro superior através de interface cérebro-máquina” trouxe consideráveis resultados que serão utilizados nesta atual investigação. Podemos resumir tais resultados como:

1º: Aperfeiçoamento e desenvolvimento de programação de software para controle de uma interface cérebro-computador, da marca Emotiv Epoc, com significativa diminuição no tempo de resposta entre o computador, a interface e o controle da mão;

2º: Criação de protótipo experimental de mão biônica para teste, conforme Figura 1, onde vemos o primeiro protótipo sendo apresentado na 11ª Semana da Engenharia do Unisalesiano, que se realizou em Araçatuba (outubro de 2014).



**Figura 1** – Imagens da apresentação do primeiro protótipo de mão biônica, na 11ª. Semana da Engenharia do Unisalesiano. Nas imagens o bolsista Bruno (foto superior esquerda, e o acadêmico voluntário Crisman – abaixo, dando explicações técnicas para coordenadora do Curso de Computação, Profa. Ms. Maria Aparecida Teixeira Bicharelli. Fonte: autores.



3º: Estudo de alguns modelos de mãos biônicas de baixo custo para confecção 3D utilizando impressão com prototipagem;

4º: Estudo de linguagem de programação Java e Python, para análise, interpretação de dados neurocognitivos, principalmente por intermédio de participação no curso “Explore Neural Data”, da Brown University (<https://class.coursera.org/neuraldata-001>), ministrados pelos professores doutores Monica Linden, David Sheinberg (Brown University, USA);

5º: Resultado de análise de dados neurocognitivos obtidos da tese de Viveiros (2013), comparando-se duas situações experimentais com dados elétricos do Eletroencefalograma e Ritmos Cerebrais Alpha, Beta, Delta e Theta. Tais resultados serão publicados em breve em periódico.

Convém mencionar que parte destes dados estão sendo analisados com a colaboração do pesquisador Dr. Sady Antonio dos Santos Filho, engenheiro eletricitista, que desenvolveu análise de sinais elétricos via eletroencefalograma (Figura 2). A parceria foi obtida pelo acadêmico e voluntário Fernando Henrique Alves Benedito, por intermédio de sua participação na comissão organizadora da 11ª. Semana da Engenharia do Unisalesiano.



**Figura 2** – 11ª. Semana da Engenharia do Unisalesiano de Araçatuba. Na foto, acadêmico Fernando, com orientador Dr. Edval e engenheiro Dr. Sady (colaborador na pesquisa de iniciação “Adaptação e automação de prótese biônica de membro superior através de interface cérebro-máquina”). Fonte: autores.

Estes resultados serão aproveitados, retomados e devidamente aprofundados na pesquisa aqui proposta.

Embora toda equipe dos acadêmicos Bruno, Crisman e Fernando, tenha tido como objetivo único o desenvolvimento integral do projeto, destacamos a salutar parceria entre as áreas acadêmicas de origem dos estudantes de engenharia neste projeto, além do fato de que os mesmos se encontram em períodos (termos) distintos da graduação, o que não foi impedimento para realização das tarefas:

1º: Desenvolvimento mecatrônico e computacional realizado pelo bolsista Bruno e pelo voluntário Crisman, bem como do projeto das próteses aqui apresentadas;

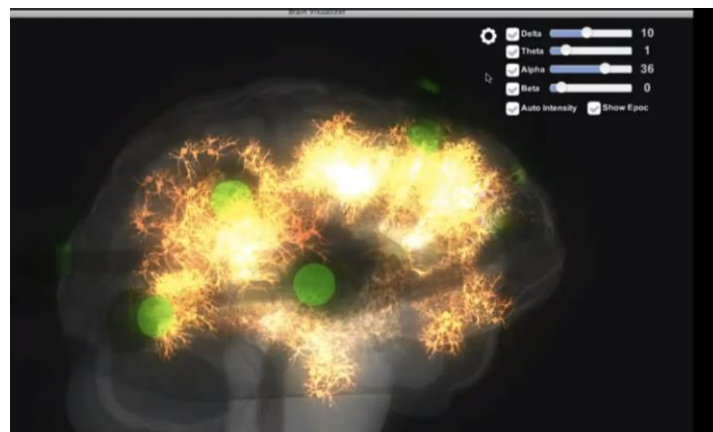
2º: Desenvolvimento do delineamento experimental para teste da prótese em pessoas amputadas, no âmbito da Fisioterapia, efetuado pelo voluntário Fernando e também pela acadêmica Marcela (embora ainda não estivesse oficialmente participando daquele projeto), bem como contato de parceria com o prof. Dr. Sady, que oportunizará o desenvolvimento de orientações para a criação e interpretação dos dados elétricos do eletroencefalograma e dos ritmos cerebrais, para o projeto atual e futuro, visando um possível design de uma interface cérebro-computador.

## METODOLOGIA, MATERIAIS E MÉTODOS

O método utilizado será do tipo quali-quantitativo será a pesquisa observacional, longitudinal, retrospectiva e analítica (INTE-ISEF, 2008).

O registro da atividade elétrica miográfica, neurocognitiva do eletroencefalograma e dos ritmos cerebrais utilizados na Interface cérebro-computador Emotiv Eloc, será realizado pelos softwares “3D Brain Activity Map”, “Test-Bench”,

Para este projeto, comparativamente ao projeto de iniciação “Adaptação e automação de prótese biônica de membro superior através de interface cérebro-máquina” será utilizado o software adquirido pelo pesquisador orientador, “Emotiv 3D-Brain Visualizer”, que permite uma visualização gráfica mais detalhada dos ritmos elétricos cerebrais Alpha, Beta, Delta e Theta. Um exemplo disto é mostrado na Figura 3.



**Figura 3** – Imagem obtida com o software “Emotiv 3D-Brain Visualizer”, que possibilita análise tridimensional interna dos padrões elétricos dos ritmos cerebrais Alpha, Beta, Delta e Theta. Fonte: autores.

## Materiais

1. Interface cérebro-máquina da marca “Emotiv SDK Developer Edition” pertencente ao LEPENCINE- Laboratório de Ensino e Pesquisa - Ensino de Ciências e Inclusão Escolar, da UNESP - Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, Faculdade de Engenharia de Ilha Ilha Solteira, Departamento de Física e

Química, sob coordenação do professor Dr. Eder Pires de Camargo.

2. Placa microcontrolada (Arduino)

3. Resistores, diodos, capacitores, fonte de alimentação, cabos e parafusos.

4. Acrílico e plástico ABS,

5. Servomotores.

6. Softwares adquiridos pelo orientador: Emotiv Epoc Panel Control, Testbench, Emotiv 3D-Brain Visualizer, 3D Brain Activity Map, EmoComposer.

7. Autorização para uso de licença do software proprietário “LabChart 8”, por intermédio de parceria com a empresa “ADInstruments”, para análise de dados elétricos (formato “edf” e outros).

## RESULTADOS

Por conta das dificuldades encontradas para adquirir ou ter acesso a uma prótese de alto nível BeBionic, como a elencada para desenvolvimento do projeto que teve início em meados de 2014 (projeto de iniciação científica “Adaptação e automação de prótese biônica de membro superior através de interface cérebro-máquina”) com um protótipo, viu-se a necessidade de projetar ou adquirir outra prótese que atendesse às necessidades do projeto em questão.

Essa necessidade remeteu o rumo da pesquisa a dois outros grandes patamares, o primeiro e de grande peso foi a constatação que o elevado custo das próteses consideradas de alto nível torna o acesso dos pacientes a essa tecnologia inviável. O segundo grande patamar se alcançou com a busca de informações e estudos a respeito da elaboração, projeção e montagem de próteses com material de baixo custo e que deem ao usuário um bom aproveitamento, atendendo às suas necessidades diárias.

Listou-se então as diretrizes do projeto do primeiro protótipo de prótese robótica de baixo custo, tais diretrizes não abrangeram todo o universo de estudo de criação de prótese devido ao prazo para finalização do projeto e também devido ao tema do projeto anterior que teve foco no controle através da interface cérebro computador.

Tal protejo foi estruturado inteiramente em acrílico, contado com servo motores para realizar todos os movimentos da prótese. O protótipo utiliza uma placa microcontrolada Arduino para o controle dos servos motores e comunicação com o software de parametrização entre a prótese e a ICC, conforme Figura 4 abaixo.



**Figura 4** – Imagens de protótipo de mão biônica construída em acrílico, do projeto de iniciação científica “Adaptação e automação de prótese biônica de membro superior através de interface cérebro-máquina”. Fonte: autores.

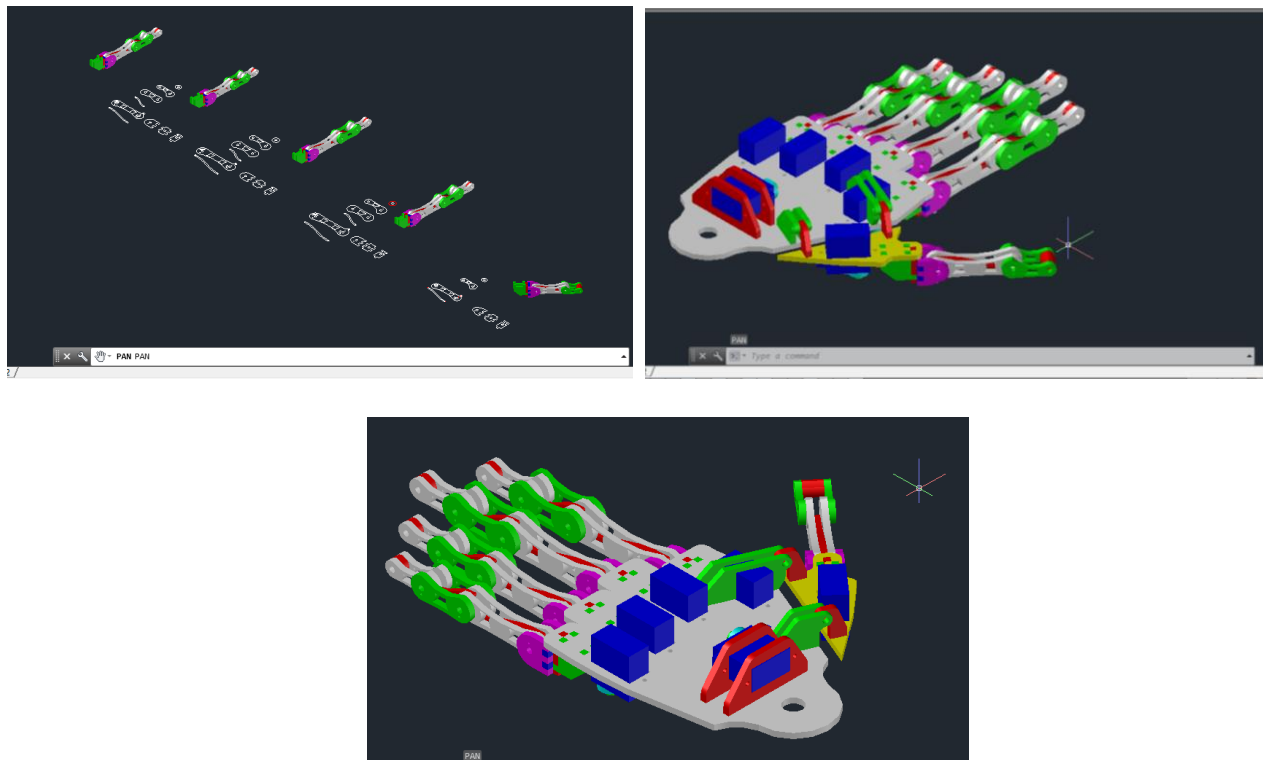
O software embarcado utilizado neste protótipo está habilitado para realizar os movimentos básicos e o

respectivo controle de força de cada movimento através da comunicação com a ICC ou através de um software de simulação e testes de movimento. Com a idealização de um novo projeto de protótipo alguns pontos referentes ao software de controle da prótese foram levantados para tornar a utilização da prótese mais próxima da realidade possibilitando ao usuário da mesma maior satisfação e aproveitamento.

A idealização da proposta conta com um sistema de feedback no qual o usuário tenha a sensação de toque ao manipular objetos e/ou tatear algo através de piezo motores e sensores, além de feedbacks de níveis de temperatura. A proposta conta ainda com a implementação de técnicas de inteligência artificial em determinadas situações para melhorar a utilização do equipamento de forma que ao analisar o nível de satisfação do paciente após um movimento o mesmo pode ser modificado automaticamente com aplicação de IA buscando que o próximo movimento realizado gere um nível maior de satisfação. Essa proposta guiará parte dos estudos posteriores que serão realizados na primeira etapa deste novo projeto para que sejam relacionadas as tecnologias compatíveis e acessíveis à proposta do projeto, que é desenvolver uma prótese de baixo custo com um sistema de feedback para trazer ao usuário satisfação, maior liberdade de movimentos e acesso a uma tecnologia crucial para seu bem-estar físico e suas atividades de vida diária.

A prótese de mão baseia-se num modelo antropomórfico, como dito anteriormente, porém com um número reduzido de graus de liberdade. Esta redução é necessária devido ao espaço restrito da prótese e para facilitar o acionamento e controle dos dedos artificiais.

A construção da prótese foi em acrílico e plástico ABS, impressa em 3D a partir de projeto já criado Open Source permite movimentos independentes de cada dedo (flexão), mais dois movimentos (adução e oponência do polegar). Nessa serão instalados seis servomotores para realizar esses movimentos. Receberá também o sistema de controle microprocessado. Trabalhou-se na comunicação dos dispositivos (EMOTIV-Prótese) pelo software embarcado, que apresenta erros de comunicação USB. Alguns desenhos desta prótese estão representados na Figura 5 (este modelo foi prototipado na Escola Senai Avak Bedouian, de Birigui).



**Figura 5** – Imagens da mão biônica que será prototipado em 3D com o polímero ABS.

### CONSIDERAÇÕES FINAIS

Um projeto desta natureza é extremamente complexo, inclusive com a necessidade que seja tratado de maneira transdisciplinar, com equipes que trabalhem num esquema contínuo, numa espécie de revezamento. Indicamos na sequência alguns pontos que consideramos importantes para a consecução de tal iniciativa.

1. Pesquisa e estudo sobre criação, elaboração e projeção de próteses;
2. Pesquisa e estudo a respeito de técnicas de programação de otimização e Inteligência Artificial;
3. Resumo e análise das principais próteses e métodos a serem utilizados nos projetos;
4. Definição dos materiais e métodos para criação da prótese, sistema embarcado e sistema de feedback;
5. Elaboração das diretrizes e etapas da criação do protótipo;
6. Criação de etapas de testes para identificação de possíveis defeitos e/ou erros de projeto.
7. Correção de possíveis erros encontrados;
8. Implementação das novas funções da prótese no software de parametrização entre a interface cérebro-computado (ICC) e a prótese;
9. Aprimorar software de parametrização entre a ICC e a prótese;
10. Elaboração de novas baterias de testes para identificações de possíveis defeitos e/ou erros no

software de parametrização;

11. Correção de possíveis erros encontrados;
12. Iniciar treinamento cognitivo com usuário da prótese;
13. Nova bateria de testes para o conjunto inteiro (ICC, software de parametrização, software embarcado e prótese);
14. Corrigir possíveis erros encontrados;
15. Finalização do projeto.

## REFERÊNCIAS

BANTA HD. International Journal of Technology Assessment in Health Care. Report from the EUR-ASSESS project. 13( 2), 1997.

BUONOMANO, DEAN V.; MERZENICH, M.M. Cortical plasticity: from synapses to maps. Annual Review Neuroscience; 21:149-86. 1998.

CRUZ, D.M.C. Papéis ocupacionais e pessoas com deficiências físicas: independência, tecnologia assistiva e poder aquisitivo, Tese de doutorado. Pós-graduação em Educação Especial. Orientador: Profa Dra Maria Luísa Guillaumon Emmel. UFSCAR. 2012.

CUNHA , F. L. da. Mão de São Carlos, uma Prótese Multifunção para Membros Superiores, Tese de Doutorado em Engenharia Elétrica Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade de São Paulo, São Carlos-Brasil. 2002.

DARIO, P. A sensorized thumb for force close-loop control of hand neuroprostheses, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering 11(4): 346–353. 2003.

HARWIN, W. S., RAHMAN, T. AND FOULDS, R. A. A review of design issues in rehabilitation robotics with reference to north american research, IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering 3(1): 3–13. 1995.

INTEL-ISEF. International Rules – For precollege Science Research. Guidelines – For Science and Engineering Fairs. USA. 2008.

KANDEL, Eric. In Search of Memory: The Emergence of a New Science of Mind. W. W. Norton & Company. 2006.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. Avaliação de Tecnologias em Saúde. Ferramentas para a Gestão do SUS. Série A. Normas e Manuais Técnicos. Editora MS. 1ªed. 2009.

NICOLELIS, Miguel. Beyond boundaries: the new neuroscience of connecting brains with machines – and how it will change our lives. New York: Times Book, 2011.

NICOLELIS, Miguel. Angelo. Laporta.; LEBEDEV, Mikhail. A. Principles of neural ensemble physiology underlying the operation of brain-machine interfaces. Nature Reviews Neuroscience, v. 10, n. 7, p. 530-540, Jul 2009.

PRIOR, S. D.; WARNER, P. R. A review of world rehabilitation robotic research, I.E.E. Colloquium on High-Tech Help for the Handicapped, pp. 1/1–1/3. 1990.

ORTOLAN, R.L.; DEL CURA, V.O.; FERREIRA, F.A.; AGUIAR, M.L.; CUNHA, F.L.; CLIQUET JR., A. Proposta de um Sistema de Controle de uma Prótese Mioelétrica Multifunção para Membros Superiores. In: Congresso Iberoamericano Iberdiscap 2000, 3º de Comunicação Alternativa e Aumentativa e 1º de Tecnologias de Apoio para a Deficiência. Anais... ISBN:84-699-3253-5. Madrid, 18 a 20 de Outubro 2000, p.111-114.

STRAIT E. Prosthetics in Developing Countries.” Dissertation Iowa State University, 2006.

VIVEIROS, Edval Rodrigues de. Mindware Semiótico-Comunicativo: aplicação didática no Ensino de Física para deficientes visuais utilizando uma interface cérebro-computador. Tese de Doutorado. Orientador: Dr. Eder Pires de Camargo. Co-orientador: Dr. Gérard Vergnaud (Université de Paris 8 – Saint Denis). Programa de Pós-graduação em Educação para a Ciência. Universidade Estadual Paulista ‘Júlio de Mesquita Filho’. Faculdade de Ciências. Bauru, 2013.



## **Interface cérebro-máquina no desenvolvimento de aplicações na área da saúde: um estudo de caso envolvendo uma prótese semi-funcional**

Brain-Machine Interface in the Development of Applications in the Health Sector: A Case Study Involving a Semi-Functional Prosthesis

**Bruno Lucas Calliari**

Crisman Penalva Santos

Fernando Henrique Alves Benedito

Edval Rodrigues de Viveiros

### **Resumo**

Uma interface cérebro-máquina (ICM) é um dos dispositivos na área da saúde e, especialmente, na Medicina, ainda pouquíssimo estudado no Brasil. Entretanto, países onde o estudo de ICMs já são relativamente comuns, como França, Áustria, Japão, China e Estados Unidos, provavelmente já se passou do chamado 'estado da arte'. Neste trabalho abordamos o uso da ICM da marca Neurosky, efetuando-se um comparativo com a marca Emotiv Epoc, que foi há uma década o instrumento mais popularizado e um dos pioneiros. Como resultado, destacamos significativo avanço no uso da ICM Neurosky, quando comparada com a Emotiv Epoc, principalmente no tempo de resposta da interface com o dispositivo robótico acoplado. Além disto, desenvolveu-se um algoritmo computacional com maior performance, diminuindo o delay em quase 50% comparado ao tempo de resposta da ICM Emotiv Epoc, mesmo considerando que no caso da Neurosky temos apenas um único sensor.

Palavras-chave: Interface cérebro-máquina, automação e controle de próteses robóticas, Neurosky.

### **Abstract**

A brain-machine interface (BMI) is one of the devices in the health sector and, especially in Medicine, still very little studied in Brazil. However, in countries where the study of BMIs is already relatively common, such as France, Austria, Japan, China, and the United States, it has probably surpassed the so-called 'state of the art.' In this work, we address the use of the Neurosky BMI, making a comparison with the Emotiv Epoc brand, which was the most popular and one of the pioneers a decade ago. As a result, we highlight significant advances in the use of the Neurosky BMI compared to the Emotiv Epoc, especially in the response time of the interface with the attached robotic device. Additionally, a computational algorithm with higher performance was developed, reducing the delay by almost 50% compared to the response time of the Emotiv Epoc BMI, even considering that the Neurosky has only a single sensor.

Keywords: Brain-machine interface, automation and control of robotic prostheses, Neurosky.

**Introdução:** As fases de inovação na área da saúde, sua usabilidade e precisão, sejam elas de diagnóstico, tratamento cirúrgico ou de reabilitação, cuidados e uso contínuo, passam por maturação a partir da verificação de sua necessidade, custo-benefício, aplicabilidade, insumos e conhecimento disponível e, posteriormente, testes *in vitro* e/ou *in vivo*. Comprovada sua eficácia é quando se inicia seu processo de comercialização/distribuição. Assim seu ciclo pode ser amplamente descrito como inovação, difusão inicial, incorporação, ampla utilização e abandono, a partir de diferentes perspectivas (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2009; BANTA, 1997).

O desenvolvimento de uma prótese busca devolver ao amputado uma porcentagem de sua função anterior, e a preocupação com a qualidade funcional e estética tem aumentado grandemente nas últimas décadas (PRIOR, 1990).

O membro protético consiste basicamente de três partes: encaixe, que é a interface entre o membro e o dispositivo mecânico; a extensão (cone), que repõe o comprimento perdido (inclui a articulação do cotovelo/joelho se superior a esse); e, por último, o pé/mão artificial (STRAIT, 2006).

Com o avanço da robótica na área industrial começou-se a inserir componentes eletrônicos com fins de controle, automação e feedback também em dispositivos de reabilitação, isso se aperfeiçoou com tecnologias para interação mecânica, elétrica, sensoriais e do próprio usuário das próteses. Atualmente pesquisas são conduzidas para capacidade de controle bilateral, análise mioelétrica, sistemas de realimentação de informações tátil, de temperatura, pressão do objeto manipulado. (DARIO 2003; CUNHA 2002; HARWIN 1995; ORTOLAN 2000).

Por outro lado, o crescimento exponencial de pesquisas no campo da neurociência, as novas interpretações de seus paradigmas, dos mecanismos neuronais que participam dos processos de imageria mental e a associação entre cognição, imagens mentais e ação sensorio-motora trouxeram uma nova via de comunicação centro-periférica do sistema nervoso. Essa nova forma de comunicação ficou conhecida como Interface Cérebro-Máquina (ICM), ou ainda é chamada de Interface Cérebro-Computador (ICC), e é possível por meio de captação, digitalização, filtragem, padronização e transmissão dos sinais de eletroencefalograma por algoritmos computacionais (BUONOMANO, MERZENICH 1998; KANDEL 2006; NICOLELIS, 2011; NICOLELIS, LEBEDEV, 2009).

### **Objetivos da pesquisa:**

Objetivo geral

Desenvolvimento de prótese robótica de baixo custo, envolvendo parte biomecânica, eletrônica e controle computacional.

Objetivos específicos

- i. Entender conceitos e projetos de mãos biônicas: biomecânica, controle mecânico, automação (eletrônica) e a protetização;
- ii. Construir protótipo robótico para mão, com base em estudos anteriores;
- iii. Analisar hardware para desenvolvimento da automação;
- iv. Aprimorar e desenvolver algoritmos para software de controle da prótese;
- v. Desenvolver software de feedback sensitivo entre a prótese e o usuário.

### **Metodologia, materiais e métodos**

Como este projeto consistiu do aperfeiçoamento e implementação de uma pesquisa de iniciação científica anterior (2014-2015) denominada “Adaptação e automação de prótese biônica de membro superior através de interface cérebro-máquina”, diversas metodologias tiveram que ser utilizadas, destacando-se:

a) Análise funcional; b) Análise estrutural; c) QFD(quality function deployment) aplicado parcialmente; d) Mapa Conceitual; e) Design Thinking (PAZMINO, 2015; BROWN, 2010).

A finalidade de aplicação de tais metodologias foi chegar-se ao aprimoramento de operação da interação “interface cérebro-máquina” com o sistema a ser controlado que, no caso, seria uma mão biônica. Esta opção de trabalho surgiu no decorrer do projeto, em virtude de que a prótese biônica já ter sido adequadamente desenvolvida no projeto de iniciação científica mencionado anteriormente. Porém, constatou-se que o maior problema não estava na prótese e sim no controle eletrônico(automação) da mesma. Isto porque o grande problema técnico envolvia a combinação da parte eletrônica utilizada (eletrônica embarcada) na construção de qualquer interface cérebro-máquina e, o mais importante, no algoritmo computacional utilizado para interpretar e processar os sinais tratados pela mesma.

Assim, o objetivo de prototipar a mão biônica acabou ficando em segundo plano, já que também não haveria verba suficiente para levar a cabo todos os objetivos do projeto. Mesmo com esta dificuldade, devemos destacar que o aluno Crisman teve a iniciativa de buscar uma parceria com o Instituto Federal de Birigui para eventualmente utilizarmos a impressão ou prototipagem em 3D. Contudo, o aluno voluntário Bruno também conseguiu a colaboração de uma empresa local, que forneceu a máquina de prototipagem, ficando somente a responsabilidade de fornecermos o material ABS.

Acidentalmente, no decorrer do projeto, a interface cérebro-computador até então utilizada, da marca Emotiv EPOC, apresentou falhas em seu funcionamento até ficar completamente inoperante. Isto levou a equipe de pesquisa optar por uma solução imediata, o que foi resolvido utilizando-se a ICM da marca “Neurosky”.

A interface Mind Wave Mobile da empresa Neurosky é uma interface de baixo custo e de fácil utilização e programação. Muito utilizada para fins educativos e de entretenimento possui documentação e suporte abrangente. É a interface de menor custo atualmente no mercado. Em razão da facilidade de integração com

o atual projeto e o valor acessível essa foi a interface com melhor custo benefício à curto prazo para o atual projeto.

### **Materiais**

Assim sendo, para esta nova concepção, utilizou-se os seguintes materiais:

#### **Componentes**

- 01 micro controlador PIC16F628A
- 07 Servo motores MG995
- 03 Sensores sensíveis a força
- 01 motor elétrico vibratório
- 01 módulo bluetooth HC-05
- 01 interface cérebro máquina Mindwave Mobile da Neurosky
- 06 Baterias recarregáveis Nk18650 de 6800mAh
- 01 quilograma de material ABS para prototipagem da mão biônica

### **Descrição dos softwares utilizados**

Os softwares usados para o desenvolvimento e simulação do projeto eletrônico e do software embarcado de decodificação e controle da prótese biônica:

- Proteus 8.3 Professional SP2
- MPLab 8.92.00.00
- PCWHD Compiler
- Virtual Serial Port Emulator

### **Resultados:**

Com a implementação desta nova interface, diversos resultados foram obtidos:

1º: Foi usado um micro controlador PIC16F628A programado para receber dados de um módulo **bluetooth** HC-05 que é pareado com a interface Mindwave Mobile da Neurosky. Destacamos que a maioria dos projetos desta natureza ainda utilizam micro controladores da marca Arduino que, comparativamente ao micro controlador PIC

2º: Na continuidade, com tais dados processados anteriormente, aciona-se o conjunto de servo motores (modelo MG995), que possibilitam o movimento dos dedos quando a intenção do usuário for detectada;

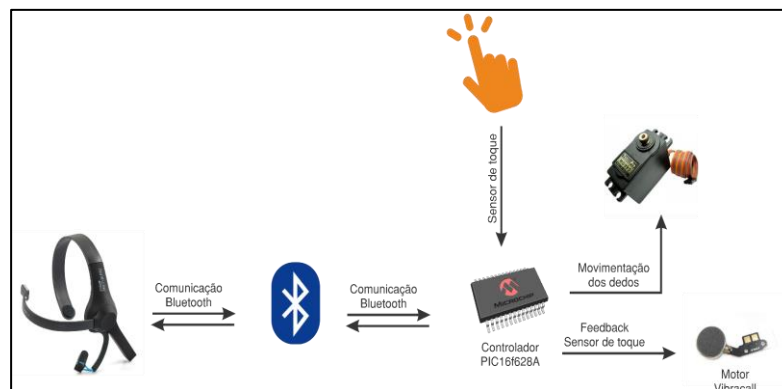
3º: Recepção dos dados de um resistor sensível a força que aciona um motor elétrico vibratório (vibracall);

4º: Como consequência, a necessidade de um computador foi descartada nesse projeto, tornando-o mais versátil e cômodo. Ou seja, conseguiu-se a integração de toda eletrônica em apenas um único módulo,

diminuindo o tempo de *'delay'* (resposta) do sistema, já que antes havia a necessidade de um computador para processar toda esta operação.

5º: A interface Mindwave Mobile se comunica abertamente com qualquer dispositivo *bluetooth* (versão 2.1Class 2), com o algoritmo desenvolvido para operar diretamente com o módulo *bluetooth* do circuito eletrônico, visto que a interface envia os dados do EEG já processados (alcance de até 10 metros), o que torna desnecessário um alto poder de processamento no circuito, reduzindo assim os gastos e a energia utilizada.

Na Figura 1 pode ser visualizado um esquema funcional do projeto.



**Figura 1** – Diagrama de blocos do projeto. Fonte: autores.

6º. Comparativo entre os micro processadores utilizados. No projeto anterior “Adaptação e automação de prótese biônica de membro superior através de interface cérebro-máquina”, utilizou-se o processador Atmel 328 (Modelo Arduino UNO) para efetuar a interface de controle entre a mão biônica e a interface Emotiv Eloc. Neste projeto utilizou-se o microcontrolador PIC16F628A. No Quadro 1 podemos ver as diferenças operacionais entre ambos. Apesar do PIC apresentar 256 Bytes de EEPROM, contra 1024 do Atmega328, o primeiro possui 2 comparadores contra 1 do segundo, operando com frequência máxima em MHz de 48 versus 20 MHz, ou seja, o dobro de velocidade. Ainda assim, consegue trabalhar com quase 50% da corrente (2,2 mA versus 5,2 mA). Estes dois parâmetros são decisivos para a performance no processo de comunicação.

**Quadro 1** – Comparativo entre os micro processadores PIC e Atmel, respectivamente.

	Microchip pic18f2550	Atmel atmega328
Program Memory (KB)	32	32
SRAM (KB)	2	2
EEPROM (Bytes)	256	1024
Serial communication (USART)	1	1
SPI	1	1
I2C	1	1
USB	1	0
PWM Channels	2	6
ADC channels (10 bit)	10	8
Timers	1 x 8-bit 3 x 16-bit	2 x 8-bit 1 x 16-bit
Analog comparators	2	1
Operating Voltage Range (V)	2-5.5	1.8-5.5
Max I/O Pins	24	23
F.max (MHz)	48	20
Current consumption run mode at 25°C and 5V	2.2 mA (1MHz)	5.2 mA (8MHz)
Current consumption idle mode at 25°C and 5V	1 mA (1MHz)	1.2 mA (8MHz)
Current consumption sleep mode at 25°C and 3V	2.0 µA	~1 µA

Fonte: autores.

7º: Outras comparações técnicas podem ser obtidas no Quadro 2. Por exemplo, a interface MindWave Mobile possui documentação abrangente disponível, tanto pelo fabricante quanto por outros desenvolvedores que utilizam a mesma, tornando o trabalho e entendimento do seu funcionamento mais prático e rápido. Esse é um grande ponto positivo em comparação à interface desenvolvida pela empresa Emotiv, que tem documentação não muito abrangente e de difícil entendimento por ser totalmente restrito. Vale ressaltar também que é menos comum encontrar documentação de terceiros da interface Emotiv EPOC em comparação com a MindWave Mobile. Inclusive, o próprio orientador desta pesquisa, utilizou-se da interface Emotiv Epoc que, até certo momento após seu lançamento no mercado (meados do ano de 2013) apresentava-se mais promissora tecnicamente comparada ao seu direto concorrente, a Neurosky, situação esta que parece ter se invertido.

Apesar das duas interfaces não serem Open Source, a empresa Neurosky disponibiliza documentações que descrevem detalhadamente a comunicação, empacotamento e codificação de dados e os tipos de dados disponíveis para a utilização na interface. A interface Emotiv EPOC não tem documentação sobre a comunicação e codificação de dados, tornando o desenvolvimento mais complexo e demorado e deixa o desenvolvedor refém das opções dadas pela própria empresa.

**Quadro 2** – Itens comparativos interfaces NeuroSky e Emotiv EPOC.

Item de comparação	NeuroSky MindWave Mobile	Emotiv EPOC
Preço	U\$ 99,95	U\$ 799,00
Quantidade de eletrodos	1	14
Largura de bits (ADC)	12 bits	16 bits
Interpretação dos sensores	2 graus de liberdade	4 estados mentais
Documentação	Abrangente*	Mediana*
Comunicação	Aberta**	Restrita**
Nível de dificuldade	Fácil	Moderado

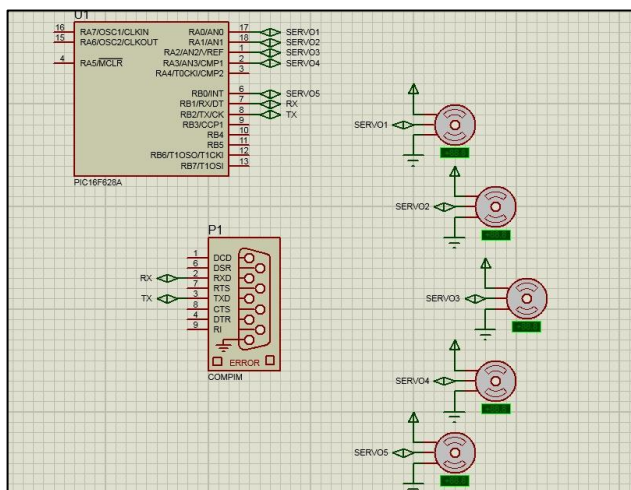
Fonte: autores.

8º: Explicação sobre etapa computacional do projeto:

Para que uma interface cérebro-máquina funcione é necessário que seja efetuado testes com os possíveis dispositivos que se deseje ser automatizado, ou controlado, antes que tais dispositivos físicos sejam instalados. Para isto, tais testes de prototipagem e simulação de funcionamento foram feitos inteiramente no Proteus 8.3 Professional SP2 com auxílio do software Virtual Serial Port Emulator.

O sistema embarcado integrado no PIC16f628a decodifica os pacotes filtrados e processados digitalmente que são enviados pela interface MindWave Mobile e realizada a interpretação dos dados. A partir da interpretação dos dados o sistema executa as funções designadas para os dados recebidos. Por exemplo quando o nível de relaxamento está alto a mão biônica utilizada efetuará a abertura da mão, caso o nível de atenção esteja alto o software executará irá enviar para os Servos motores o comando para fechar a mão.

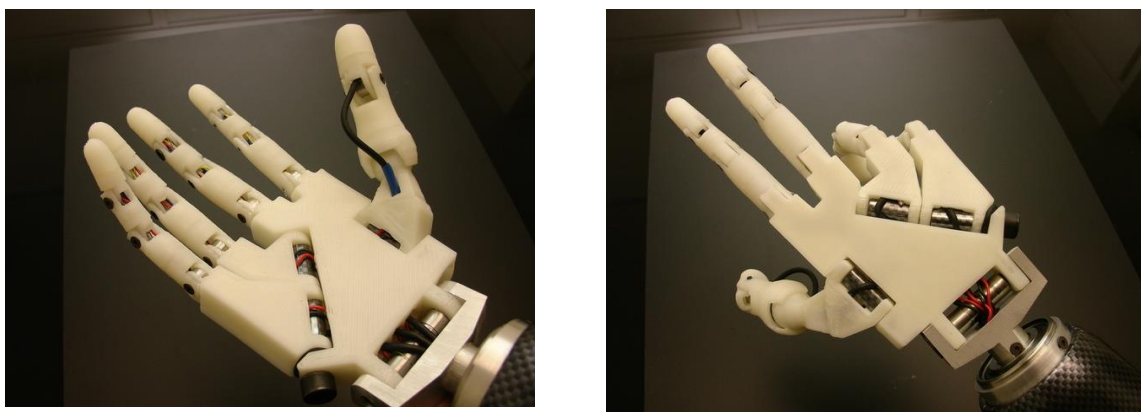
Na Figura 2 vemos o esquema eletrônico da placa do módulo que foi desenvolvido. Observe no esquema as respectivas conexões entre o micro processador PIC16f628a e os servomotores que seriam utilizados para controle da mão biônica (total de 7). Testes com um protótipo de braço mecânico já foi efetuado com sucesso.



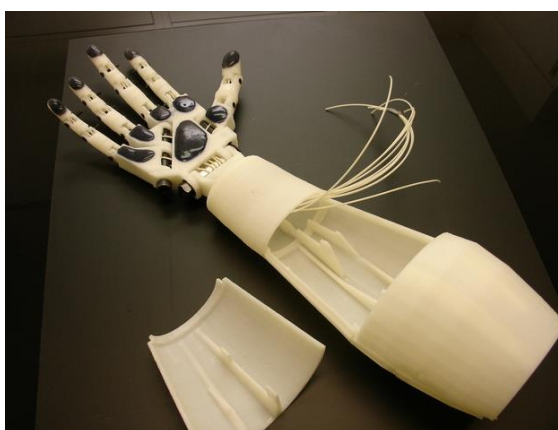
**Figura 2** – Esquema eletrônico de conexão do micro controlador com os atuadores (motores). Fonte: autores.

9º : Prototipagem da mão biônica: por uma questão de tempo, esta etapa ainda está em andamento no momento em que este relatório foi entregue. O motivo é que, conforme mencionado anteriormente, decidiu-se focar na parte computacional e mecatrônica da automação. Contudo, esta mão estará sendo prototipada, devendo ter a aparência exata conforme mostrada na Figuras 3, 4 e 5.

A garantia de que esta parte vai ser realizada está no fato que tal etapa compõe precisamente o trabalho de conclusão de curso (TCC) do aluno voluntário Bruno Calhiari que, conforme atesta o próprio orientador desta pesquisa (também orientador deste TCC mencionado), está decorrendo perfeitamente conforme cronograma. Com esta decisão, consideramos não ter sido necessária a prorrogação deste projeto, mesmo porque também não envolveu a concessão de bolsa por parte da instituição ou do CNPq.



**Figuras 3 e 4.** Mão biônica partes anterior e posterior. Fonte: autores.



**Figura 5** – Mão biônica, detalhe mostrando o acionamento com fios interconectados aos motores localizados na parte interna da mesma. Fonte: autores.



**Discussão e Conclusões:**

A pesquisa de iniciação científica desenvolvida no período 2014-2015 intitulada “Adaptação e automação de prótese biônica de membro superior através de interface cérebro-máquina” trouxe a grande novidade de trazer a tona a temática “interface cérebro-máquina” e seu possível uso para controle de dispositivos robóticos, no caso, uma prótese (ou mão biônica). Entretanto, vários problemas técnicos decorreram em função das condições desta pesquisa, sem mencionar a problemática da escassez de recursos financeiros para a mesma. Tais problemas, alguns dos quais já foram apontados por Viveiros (2013), podem ser resumidos em:

- a) A interface cérebro máquina utilizada, da marca Emotiv Eloc, apresentava problemas como ergonomia inadequada, dificuldade no manuseio, ajuste e manutenção dos sensores;
  - b) A necessidade de se ter que utilizar um computador para realizar o processamento do sinal recebido pela interface e, conseqüentemente, o sinal para ser enviado ao dispositivo a ser controlado, o que produz como consequência;
  - c) Tempo de **delay** alto para algumas aplicações (por exemplo, cerca de 0,5 segundo), de resposta entre a “intenção motora” (disparo do sinal elétrico via coordenadas do eletroencefalograma) e resposta do sistema robótico. Isto poderia ser fatal caso, por exemplo, fosse utilizado para o controle de uma cadeira de rodas.
- Pois bem, nesta configuração obtida por este projeto atual atenuou-se em grande parte estas três grandes dificuldades.

Primeiramente porque a ergonomia do sistema Mindware Mobile da Neurosky é muito mais confortável, basta observar a Figura 2 para se ter este comparativo. Na parte (a) vemos a interface Emotiv Eloc, e na imagem (b) a Mindware Mobile Neurosky. O headset Neurosky utiliza sensor que não necessita ser umedecido (como o da Emotiv Eloc, que utiliza uma solução hidroeletrólítica que, com o passar do tempo, produz grande oxidação tanto na parte fixa do eletrodo que fica preso ao headset, quanto nas suas partes móveis). A oxidação dos eletrodos mostrou-se um grande problema técnico que, invariavelmente, produzia interferência na qualidade dos sinais elétricos, variável esta simplesmente impossível de ser resolvida.



**Figura 6** – Comparativo ergonômico. Observe o tipo de sensores utilizados em ambas. Fonte: autores.

A autonomia da bateria é outro grande dificultador. No caso da Emotiv Eloc sua duração não passava de

duas horas, sendo que na Mindware Mobile NeuroSky é de oito horas, podendo facilmente ser substituída pois são do tipo AAA, já que o da Emotiv, que era recarregável, mostrou-se completamente inviável tecnicamente, pois necessitava ser enviada para o fabricante para sua adequada substituição (lembrando que este processo não demoraria menos do que 4 meses, além do custo).

Este sistema da Neurosky, que utiliza um sistema de filtro para sensor de sinais neuronais “a seco”, com detecção de sinais de baixa intensidade, denominado “ThinkGear ASIC Module (TGAM) EEG sensor PCB module”, que apresenta resposta de frequência de 3-100 Hz, perfazendo as ondas “Delta, Theta, low alpha, high alpha, low beta, high beta and gamma”. No caso do “Emotiv Epor”, as ondas lidas eram apenas “Delta, Alpha, Beta e Gamma”. Isto significa que os sinais elétricos do eletroencefalograma possuem muito mais acurácia e resolução, já que abrange outras gamas de frequências. Esta tecnologia ThinkGear, atualmente utilizada em várias marcas de interfaces cérebro-máquina, possui a grande vantagem de realizar as devidas filtragens e processamentos do eletroencefalograma automaticamente, e depois enviando-as diretamente ao dispositivo que for ser controlado, via bluetooth. Isto se traduz em menor tempo total no processamento e retorno das informações elétricas que transita em todo sistema. Como o sistema completo de automação trabalha dentro da configuração denominada “malha fechada por retroalimentação”, que pressupõe medições, alterações ou correções em real time, qualquer ganho efetivo de tempo traz vantagens operacionais incalculáveis.

Conforme apresentado no item Resultados, um fator decisivo para a performance do sistema, relacionado ao tempo de resposta entre a interface e os dispositivos controlados, foi neste projeto amplamente ampliado, em virtude da substituição do microcontrolador.

Em resumo, todas estas configurações atuais tornam este tipo de pesquisa algo extremamente promissor do ponto de vista técnico, considerando que o custo desta implementação não passa de 1.000 dólares o que, para uma pesquisa científica, mesmo no nível de uma iniciação, é um valor considerado irrisório, face aos possíveis benefícios que tal tecnologia pode trazer.

Assim, quando previmos utilizar a interface cérebro máquina da marca OpenBCI, cujo conjunto girava em torno de 2.500 dólares, também estávamos conscientes dos avanços técnicos que isto poderia trazer ao projeto.

Entretanto, consideramos bastante satisfatório o nível que foi obtido com esta pesquisa, já que a mesma trouxe inestimáveis ganhos de conhecimentos, alguns dos quais podemos aqui elencar:

1. Refinamento sobre o estado da arte na construção de dispositivos do tipo “interface cérebro-máquina”;
2. Possibilidade de aperfeiçoar a acurácia da qualidade dos sinais elétricos via ritmos cerebrais, já que este sistema Neurosky abrange um range operacional muito maior comparado ao da marca Emotiv Epor;
3. Significativo aumento na velocidade de processamento dos sinais, possibilitado ao mesmo tempo pela eletrônica utilizada como também no algoritmo utilizado. Sobre o micro processador PIC utilizado, é notável pelo menos 50% de melhora no tempo de resposta do sistema;
4. Conhecimento mais apurado em técnicas de processamento de sinais bioelétricos, via por exemplo o

sistema “ThinkGear ASIC Module (TGAM) EEG sensor PCB module”, que agrega muito mais flexibilidade à projetos desta natureza, acrescido de excelente relação custo-benefício (a placa eletrônica é facilmente adquirida no mercado especializado – no exterior do país);

5. Possibilidade de criação de módulos didáticos educacionais utilizando-se de soluções com interfaces cérebro-máquinas desta natureza: tais módulos poderiam ser empregados tanto em aulas de Engenharia da Computação, Engenharia Mecatrônica, Engenharia Mecânica e Engenharia Elétrica, quanto de Fisioterapia, Medicina e Enfermagem, fazendo com que os acadêmicos tenham contato com tecnologias e metodologias de ponta.

#### **Referências:**

BANTA HD. International Journal of Technology Assessment in Health Care. Report from the EUR-ASSESS project. 13( 2), 1997.

BROWN, T. Design Thinking: uma metodologia poderosa para decretar o fim das velhas ideias. Tradução: Cristina Yamagami. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010.

BUONOMANO, DEAN V.; MERZENICH, M.M. Cortical plasticity: from synapses to maps. Annual Review Neuroscience; 21:149-86. 1998.

CUNHA, F. L. da. Mão de São Carlos, uma Prótese Multifunção para Membros Superiores, Tese de Doutorado em Engenharia Elétrica Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade de São Paulo, São Carlos-Brasil. 2002.

DARIO, P. A sensorized thumb for force close-loop control of hand neuroprostheses, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering 11(4): 346–353. 2003.

HARWIN, W. S., RAHMAN, T. AND FOULDS, R. A. A review of design issues in rehabilitation robotics with reference to north american research, IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering 3(1): 3–13. 1995.

KANDEL, Eric. In Search of Memory: The Emergence of a New Science of Mind. W. W. Norton & Company. 2006.

NICOLELIS, Miguel. Beyond boundaries: the new neuroscience of connecting brains with machines – and how it will change our lives. New York: Times Book, 2011.

NICOLELIS, Miguel. Angelo. Laporta.; LEBEDEV, Mikhail. A. Principles of neural ensemble physiology

underlying the operation of brain-machine interfaces. *Nature Reviews Neuroscience*, v. 10, n. 7, p. 530-540, Jul 2009.

ORTOLAN, R.L.; DEL CURA, V.O.; FERREIRA, F.A.; AGUIAR, M.L.; CUNHA, F.L.; CLIQUET JR., A. Proposta de um Sistema de Controle de uma Prótese Mioelétrica Multifunção para Membros Superiores. In: Congresso Iberoamericano Iberdiscap 2000, 3º de Comunicação Alternativa e Aumentativa e 1º de Tecnologias de Apoio para a Deficiência. Anais... ISBN:84-699-3253-5. Madrid, 18 a 20 de Outubro 2000, p.111-114.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. Avaliação de Tecnologias em Saúde. Ferramentas para a Gestão do SUS. Série A. Normas e Manuais Técnicos. Editora MS. 1ªed. 2009.

PAZMINO, A.V. Como se cria. 40 métodos para design de produtos. São Paulo: Blucher, 2015.

PRIOR, S. D.; WARNER, P. R. A review of world rehabilitation robotic research, I.E.E. Colloquium on High-Tech Help for the Handicapped, pp. 1/1–1/3. 1990.

STRAIT E. Prosthetics in Developing Countries.” Dissertation Iowa State University, 2006.

VIVEIROS, Edval Rodrigues de. Mindware Semiótico-Comunicativo: aplicação didática no Ensino de Física para deficientes visuais utilizando uma interface cérebro-computador. Tese de Doutorado. Orientador: Dr. Eder Pires de Camargo. Co-orientador: Dr. Gérard Vergnaud (Université de Paris 8 – Saint Denis). Programa de Pós-graduação em Educação para a Ciência. Universidade Estadual Paulista ‘Júlio de Mesquita Filho’. Faculdade de Ciências. Bauru, 2013.

## **Clinostat Tridimensional: estudo nanométrico e computacional de compostos químicos e farmacológicos em ambiente de microgravidade**

Three-Dimensional Clinostat: Nanometric and Computational Study of Chemical and Pharmacological Compounds in a Microgravity Environment

Crisman Penalva Santos  
Edval Rodrigues de Viveiros

### **RESUMO**

Estudos médicos, físicos, químicos e farmacológicos de compostos orgânicos e inorgânicos em ambientes de microgravidade com aparelhos Clinostat tem produzido importantes descobertas e invenções para a área da Saúde. Em tais condições físicas, propriedades estruturais manométricas são alteradas por ação da força gravitacional produzida nas amostras. Esta pesquisa propõe um avanço no projeto de iniciação científica desenvolvido anteriormente pelos mesmos autores (Clinostat: desenvolvimento de um sistema para estudos em microgravidade), que teve como resultado a invenção de um protótipo de clinostat, denominado "Clinostat Tridimensional". Com base nos resultados obtidos naquela pesquisa, concluiu-se sobre a necessidade de implementar várias melhorias técnicas em relação ao próprio protótipo e também em relação a outros projetos existentes. Também, no projeto atual, pretende-se avançar no uso de um software (denominado "Clinostat 3D Center") desenvolvido naquela pesquisa. Este software permite o controle, simulação e modelagem computacional em tempo real de parâmetros físicos que influenciam na amostra a ser pesquisada. A atual pesquisa proposta contará com a cooperação técnica científica proporcionada pela parceria com o "Centro de Pesquisa em Microgravidade – MicroG" da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, e também com o Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Birigui. Como resultado esperado, além das publicações científicas, espera-se compreender alguns mecanismos físicos, químicos e bioquímicos decorrentes do ambiente de microgravidade para, posteriormente, desenvolver compostos na forma de medicamentos para pesquisa em doenças como Mal de Alzheimer e Câncer, respectivamente, de maneira semelhante ao que vem sendo realizado por instituições de pesquisa como a NASA.

**PALAVRAS-CHAVE - clinostat, microgravidade, sistemas e métodos computacionais**

### **ABSTRACT**

Medical, physical, chemical, and pharmacological studies of organic and inorganic compounds in microgravity environments using Clinostat devices have produced important discoveries and inventions for the Health sector. In such physical conditions, nanometric structural properties are altered by the gravitational force exerted on the samples. This research proposes an advancement of the scientific initiation project previously developed by the same authors (Clinostat: development of a system for studies in microgravity), which resulted in the invention of a clinostat prototype, called "Three-Dimensional Clinostat." Based on the results obtained in that research, it was concluded that several technical improvements were needed for the prototype itself and other existing projects. Additionally, the current project aims to advance the use of software (called "Clinostat 3D Center") developed in that research. This software allows real-time control, simulation, and computational modeling of physical parameters that influence the sample being studied. The proposed research will benefit from the technical and scientific cooperation provided by the partnership with the "Microgravity Research Center – MicroG" at the Pontifical Catholic University of Rio Grande do Sul, and also with the Federal Institute of Education, Science, and Technology of Birigui. As an expected result, in addition to scientific publications, it is hoped to understand some physical, chemical, and biochemical mechanisms resulting from the microgravity environment to subsequently develop compounds in the form of drugs for research on diseases such as Alzheimer's and Cancer, respectively, in a manner similar to what has been done by research institutions like NASA.

Keywords: clinostat, microgravity, computational systems and methods

## INTRODUÇÃO

A gravidade, juntamente com as forças eletromagnéticas, nuclear forte e fraca correspondem às forças fundamentais da natureza. A gravidade é a atração entre duas massas, mais evidente quando uma das massas é muito grande (como a Terra). A aceleração de um objeto em direção ao solo é causada apenas pela gravidade, perto da superfície da terra, é chamada de “gravidade normal”, ou 1g (NASA, 2015). Essa aceleração é igual a  $9,8 \text{ m/s}^2$ .

Muitas pessoas se enganam ao pensar que não existe peso no espaço. Entretanto, altitudes usuais de voos espaciais variam aproximadamente entre 193 a 580 km da superfície da Terra. O campo gravitacional ainda é bastante forte nestas regiões, sendo que esta é aproximadamente apenas 1,8 por cento da distância até a Lua. O campo gravitacional da Terra a aproximadamente 400km superfície da Terra é 88,8 por cento da força na superfície. Portanto, naves espaciais, como ônibus espaciais ou a estação espacial são mantidos em órbita ao redor da Terra pela gravidade (NASA, 2009).

Se deixarmos cair uma maçã na Terra, ela cairá à 1g. Se um astronauta na estação espacial deixar uma maçã cair, ela também cairá. Ela só não parece estar caindo. Isso porque todos estão caindo juntos: a maçã, o astronauta e a estação espacial. Mas eles não estão caindo em direção à Terra, eles estão caindo ao redor dela. Porque todos eles estão caindo ao mesmo tempo, objetos dentro da estação aparentam estar flutuando em um estado que chamamos de “gravidade zero” (0g), ou mais precisamente microgravidade (cujo valor é de  $1 \times 10^{-6} \text{ g}$ , também designada por  $\mu\text{g}$ ) (NASA, 2009).

Microgravidade é a condição em que pessoas ou objetos aparentam não ter peso. O efeito da microgravidade pode ser visto quando astronautas ou objetos flutuam no espaço. Microgravidade pode também ser experimentada de outras maneiras. “Micro” significa “muito pequeno”, sendo assim, microgravidade se refere a condições em que a gravidade parece ser muito pequena. Em microgravidade, astronautas podem flutuar em sua nave espacial – ou fora, em sua caminhada espacial. Podem mover objetos pesados com facilidade. Por exemplo, os astronautas podem mover o equipamento pesando centenas de quilos com a ponta dos dedos. Microgravidade algumas vezes é chamada de “gravidade zero”, porém isso é errado (NASA, 2012).

A condição de microgravidade acontece sempre que um objeto está em queda livre. Ou seja, ele cai mais e mais rápido, acelerando exatamente com a mesma aceleração da gravidade (1g). Sendo assim, se deixarmos cair algo (como uma maçã) ele estará em queda livre. O mesmo é verdade se jogarmos algo; ele começará a cair em direção a Terra (NASA, 2009).

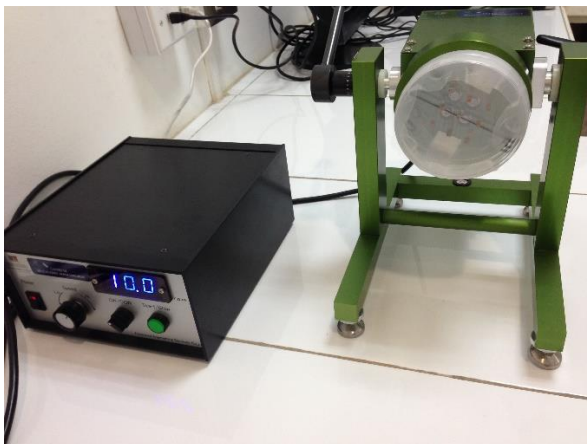
A gravidade afeta nossas vidas de diversas formas, além de nos manter no chão e gerar nosso peso ela tem importante papel na nossa reprodução e desenvolvimento. Afeta o crescimento de plantas, o desenvolvimento de bactérias e cristais. Um ambiente sem gravidade ou em condições de microgravidade gera alterações na forma como vivemos, esses fenômenos de natureza biológica, física, química, bioquímicas entre outros então sendo amplamente estudados.

A NASA estuda a microgravidade para saber o que acontece com as pessoas e equipamentos no espaço. Microgravidade afeta o corpo humano de diversas maneiras. Por exemplo, os músculos e os ossos podem tornar-se mais fracos sem gravidade exercer tanto peso sobre eles. O fogo queima de forma diferente. Sem a força da gravidade, as chamas são mais redondas. Cristais crescem melhor. Sem gravidade, suas formas são mais perfeitas (NASA, 2012).

Vários tipos de experimentos podem simular efeitos de microgravidade como, por exemplo ambientes em satélites orbitando em torno da Terra, aeronaves laboratório preparadas para tal finalidade, estudo a estação espacial, etc.

Outro tipo de experimento pode simular situações de microgravidade em Terra. O experimento é realizado através de um aparelho chamado **clinostat**. Funciona pelo movimento rotatório constante, variando-se a posição angular da amostra que conseqüentemente altera a ação da força gravitacional sobre tal amostra.

Existem diversos tipos de clinostat, os mais simples possuem apenas um eixo de rotação e velocidade constante. Outros, entretanto possuem até três eixos ortogonais de rotação com velocidade de rotação fixas e variáveis, também chamados de RPM (Random positioning machine).



**Figura 1** - Clinostat com um eixo de rotação. Fonte: UNESCO.



**Figura 2** - Clinostat com dois eixos de rotação. Fonte: NASA.

Atualmente, uma das aplicações mais interessantes do efeito da microgravidade trata-se de pesquisas sobre diversos fármacos, incluindo-se medicamentos desenvolvidos com nanopartículas (magnéticas ou não), para uso, por exemplo, no tratamento de diversos tipos de câncer (ALEXIOU et. al, 2011; LYER et. al, 2011; RAHN et. al, 2011; ARIAS, REDDY, 2008; JURGONS et. al, 2006).

Em relação ao Mal de Alzheimer, patologias no fígado, alterações na densidade óssea e em alguns tipos de câncer, a NASA (NASA's Johnson Space Center, Houston, e também a University of Kuopio, na Finlândia) conjuntamente com o laboratório norte-americano Nanobac Pharmaceuticals, através de estudos em ambientes de microgravidade, estudam uma nanobactéria que provoca certos tipos específicos de nanocalcificações, responsáveis por alterações estruturais e morfológicas celulares (NASA, 2006).

Mas o que outro estudo paralelo revelou foi que a ação da microgravidade afeta o mecanismo de formação de nanopartículas responsáveis pelas proteínas amilóides (oligômeros), responsáveis pela doença de Alzheimer. A partir disto, a pesquisa, também com participação da NASA, conjuntamente com o Florida Institute of Technology, resultou no desenvolvimento de um protocolo bioquímico denominado “NanoRacks-SABOL”, que objetiva sintetizar compostos que bloqueiem a ação das proteínas amilóides causadoras do Alzheimer (NASA, 2014), a partir de experimentos realizados com equipamentos do tipo ‘clinostat’, em ambiente de microgravidade.

A metodologia de uso de compostos manométricos para o tratamento da doença de Alzheimer tem se mostrado promissora no desenvolvimento de fármacos com diversas possibilidades terapêuticas.

## **OBJETIVOS GERAIS E ESPECÍFICOS**

Objetivo geral:

Realização de testes, ensaios e experimentos padronizados internacionalmente, utilizando-se um equipamento de produção de ambiente de microgravidade artificial, denominado Clinostat Tridimensional.

Objetivos específicos:

- Ajustes técnicos e operacionais de funcionamento do aparelho “Clinostat Tridimensional”, incluindo-se variáveis e parâmetros físicos, como: velocidade angular, temperatura e humidade, tempo de funcionamento, incidência luminosa na amostra;
- Configuração e adequação de parâmetros do software “Clinostat 3D Center” para diferentes tipos de amostras de substâncias químicas e ou farmacológicas;
- Realização de testes e ensaios baseados na literatura internacional, com relação a substâncias químicas e ou farmacológicas (a serem definidas), analisando-se dados espectroscópicos fornecidos pelo próprio Clinostat Tridimensional, comparando-os a um espectrofotômetro usual, pertencente aos laboratórios de Química Interdisciplinar do Unisalesiano;
- Realização de análise espectroscópica em compostos manométricos, especialmente fármacos utilizados no tratamento do Mal de Alzheimer, após condicionamento em ambiente de microgravidade;
- Análise microscópica manométrica a ser realizada em laboratórios do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Birigui, de determinadas amostras biológicas, químicas e ou farmacológicas, a serem definidas conjuntamente com especialistas do “Centro de Pesquisa em Microgravidade – MicroG” da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

## **JUSTIFICATIVA DA PESQUISA**

A pesquisa proposta avança o projeto de iniciação científica intitulado “Clinostat: desenvolvimento de um sistema para estudos em microgravidade”. Naquela pesquisa foi possível realizar-se o objetivo principal, que foi a construção de um equipamento Clinostat. Entretanto, além daquele principal objetivo logrou-se outras importantíssimas conquistas, cujos resultados diretos farão parte deste novo projeto de iniciação, que são:

- a) Parceria científica com o “Centro de Pesquisa em Microgravidade – MicroG” da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.
- b) Parceria científica com o Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Birigui, particularmente com o Laboratório Interdisciplinar de Formação de Educadores em Nanociência e Nanotecnologia do IFSP (LIFENano-IFSP) do Programa de Apoio a Laboratórios Interdisciplinares de Formação de Educadores-LIFE/Capes/067/2013, na pessoa do Professor Ms. Allan Victor Ribeiro, Coordenador do Curso de Física.
- c) Implementações no equipamento Clinostat e consequente desenvolvimento de um software de simulação de ambiente de microgravidade.

Assim sendo, as principais justificativas para este projeto, diretamente relacionadas com estes três



aspectos, são:

1º. A parceria com MicroG da PUC/RS vai proporcionar o seguinte:

- \* Realização de estudos em microgravidade acompanhados, monitorados e co-orientados por aquela instituição, cuja experiência científica nacional é única e internacional é reconhecida. O MicroG possui laboratórios de: Engenharia Aeroespacial, Biomecânica Aeroespacial, Fisiologia Aeroespacial, Fisioterapia Aeroespacial, Farmácia Aeroespacial, Pesquisa em Aviação, Telessaúde, Laboratório de Imagens.
- \* Este laboratório possui parceria com as seguintes instituições internacionais: Embry-Riddle Aeronautical University; Hospital Aeronáutica Canoas – HACO; King's College London; University of Central Florida; Wright State University; University of South Florida; Deutsch Zentrum für Luft-und-Raumfahrt - DLR .
- \* Disponibilidade de realização de estágio de docentes e ou acadêmicos do UniSalesiano naquela instituição;
- \* Publicação conjunta de artigos científicos e outras publicações (trabalhos em eventos, livros etc.);
- \* Possibilidade de desenvolvimento conjunto de patentes, resultantes de pesquisa em parceria.

2º. Em relação a parceria com o Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Birigui, conforme já acordado entre as partes, os benefícios diretos para o UniSalesiano serão:

- \* O Instituto Federal disponibilizará sem nenhum custo a construção de quaisquer peças e mecanismos para este projeto, utilizando a técnica de prototipagem em 3D.
- \* Será possível utilizar técnicas de microscopia manométrica, por intermédio desta parceria, o que permitirá a análise das amostras submetidas ao equipamento Clinostat Tridimensional

- \* Publicação conjunta de artigos científicos e outras publicações (trabalhos em eventos, livros etc.).

3º. Implementação de diversas melhorias no Clinostat projetado, e desenvolvimento de software para simulação ou modelagem de um ambiente em microgravidade.

Este software, “Clinostat 3D Center”, foi desenvolvido pelo então voluntário Crisman Penalva Santos, proporcionará conhecer os efeitos da microgravidade sob várias condições e, assim, prever situações físicas, biológicas, químicas e até farmacológicas.



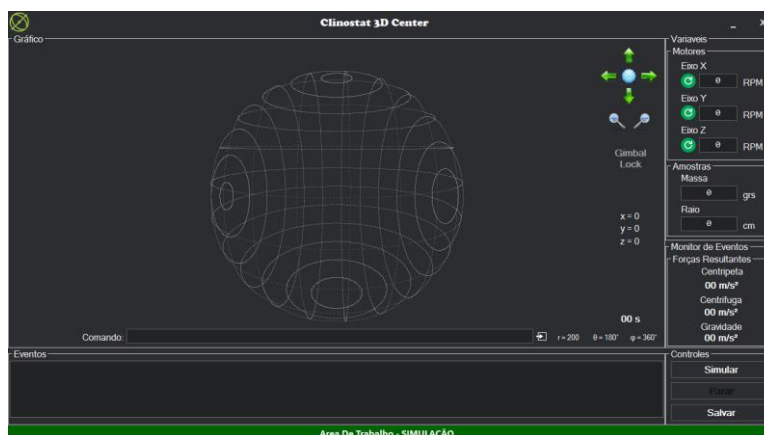
**Figura 3** – Tela do software de modelagem e simulação Clinostat 3D Center. Fonte: autores.

Este software ainda está em processo de construção. Entretanto, convém dizer que pretende-se implementar várias funcionalidades para este projeto atual. Na Figura 3 podemos visualizar algumas destas funções, que são:

- \* Controle de rotação;
- \* Monitoramento e controle de temperatura e humidade;

\* Monitoramento e controle de emissão luminosa na amostra (luz branca, ultravioleta, infravermelho, misturada).

Na Figura 4 pode-se visualizar outra tela do “Clinostat 3D Center”, que é simula a região espacial ocupada pela amostra a ser analisada. Com isto, teremos a visualização da decomposição vetorial da aceleração imprimida pelo equipamento, bem como os respectivos valores quantitativos indicados na tela do software.



**Figura 3** – Tela do software de modelagem e simulação Clinostat 3D Center. Fonte: autores.

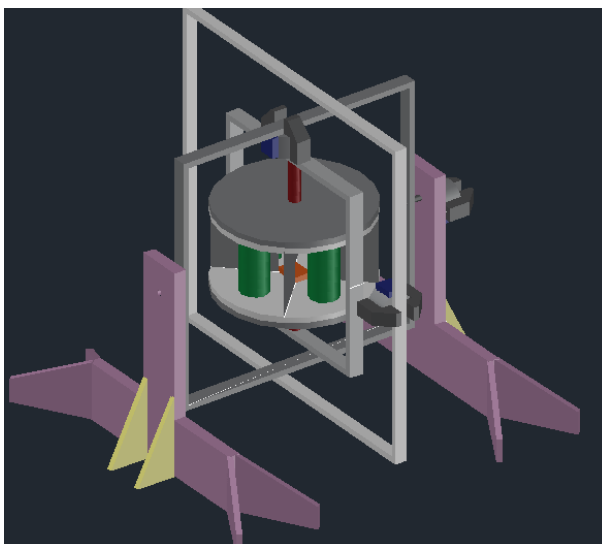
Com isto, será possível obter análises em tempo real do que está ocorrendo fisicamente com a amostra. Analisando as variáveis que são necessárias para um controle ideal das amostras utilizadas nos experimentos com o Clinostat Tridimensional (desenvolvido no projeto de iniciação científica “Clinostat: desenvolvimento de um sistema para estudos em microgravidade”) viu-se a necessidade de se desenvolver um recipiente para condicionamento das amostras, com um ambiente termicamente isolado, ou seja, com condições atmosféricas controladas.

Para tanto, projetou-se uma estufa na qual é possível controlar e simular as condições necessárias para simular ambientes de baixa gravidade e condições climáticas diversas.

Outro resultado a que se chegou, e que se pretende prosseguir neste projeto, é o desenvolvimento de um aparato para análises espectroscópicas, acoplado no próprio Clinostat Tridimensional, tornando o processo de análise e eficácia do uso de microgravidade mais prático e inteligente.

Na verdade, estes dois itens mencionados (recipiente com controle térmico e aparato para análise espectroscópica) já estarão prontos ao final do projeto de iniciação mencionado (com encerramento previsto para o mês de julho de 2016, dentro do Programa PIBIC/PIBIT de Iniciação Científica). Porém, conforme explicado, pretende-se que tais implementações sejam testadas no projeto atual.

Na Figura 4 é possível conferir o projeto do Clinostat Tridimensional, em fase de finalização.



**Figura 4** – Protótipo do Clinostat Tridimensional. Fonte: autores.

## **METODOLOGIA - Materiais e métodos**

### **Materiais**

Para a construção do ambiente controlado e do aparelho de espectroscopia foram necessários:

4 Pastilha Termoelétrica Peltier Tec1-12706

6 Cooler 80 MM

1 sensor DHT11

1 Bomba De Água Micro Motor Solenoide Rs 360sh

1 Sensor Mq7 Gás / Monóxido De Carbono

1 Sensor Mq-2 Gás

1 Bomba de ar

4 LED UV 3W C/ DISSIPADOR

4 LED WHITE 3W C/ DISSIPADOR

4 Linha De Led Rgb X8 Ws2812 5050

4 LED IR 3W C/ DISSIPADOR

2 Fotodiodo bpw34s

2 Fotodiodo bpw24r

2 LED IR

2 LED UV

2 LED RGB

### **Métodos**

Para finalização, ajustes, adaptações do protótipo já desenvolvido, o Clinostat Tridimensional, será utilizada a metodologia de prototipagem 3D, que consiste no uso de uma impressora que utiliza materiais adequados como ABS. No caso, o Instituto Federal de Birigui, em parceria com o Unisalesiano, desenvolverá algumas peças para esta etapa. Eventualmente, outras partes e peças poderão ser usinadas no próprio Laboratório e Oficina das Engenharias do Unisalesiano.

Para os testes, ensaios e análises com as amostras de compostos inorgânicos, orgânicos e farmacológicos, estaremos sob orientação do “Centro de Pesquisa em Microgravidade – MicroG” da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

Contudo, alguns métodos que serão utilizados para tais análises estão indicados por Dantuma e colaboradores (2015), Klauss (2004) e Briegleb (1992), que incluem procedimentos analíticos como medidas em:

- \* Espectroscopia (medida de absorvância e transmitância em várias faixas do espectro eletromagnético, dependendo da natureza óptica da amostra)
- \* Viscosidade;
- \* Índice de refração;
- \* Condutividade;
- \* pH;
- \* Processo de formação de cristais: carbonatados, oxalatos etc;
- \* Cromatografia;
- \* Eletroforese.

Outras técnicas e metodologias poderão ser empregadas, dependendo obviamente da disponibilidade dos equipamentos nos laboratórios do Unisalesiano. Porém, conforme dissemos, o Laboratório MicroG também poderá disponibilizar alguns destes testes.

Também por intermédio da cooperação científica com o Instituto Federal de Birigui, teremos a possibilidade de algumas análises a nível manométrico. Da mesma maneira, estes procedimentos ainda serão definidos posteriormente, em virtude da questão logística, técnica e operacional que tais processos demandarão de ambos os parceiros.

## REFERÊNCIAS

ALEXIOU CH., TIETZE R., SCHREIBER E., JURGONS R., RICHTER H., TRAHMS L., RAHN H., ODENBACH S., LYER S. Cancer therapy with drug loaded magnetic nanoparticles—magnetic drug targeting, *Journal of Magnetism and Magnetic Materials* 323, 1404–1407. 2011.

BOMFIM, T.R. J. de S. Oligômeros do peptídeo A $\beta$  inibem a sinalização por insulina em neurônios hipocâmpais: Implicações terapêuticas para a doença de Alzheimer. Dissertação de Mestrado. Programa de Pós-Graduação em Química Biológica do Instituto de Bioquímica Médica da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (Química Biológica). Rio de Janeiro. 2010.

BRIEGLEG, W. Some qualitative and quantitative aspects of the fast-rotating clinostat as a research tool. *ASGSB Bull.* 1992 Oct;5(2):23-30.

DANTUMA, D.; ELMADDAWI, R.; PATHAK, Y.; GRENHA, A.; OLIVEIRA, R. de; PALUDO, C.; SANTOS, M. dos. Impact of Simulated Microgravity on Nanoemulsion Stability – A Preliminary Research. *American Journal of Medical and Biological Research*, Vol. 3, No. 4, 2015, pp 102-106. doi: 10.12691/ajmbr-3-4-4.

FERNANDA G. DE FELICE, MARCELO N. N. VIEIRA, LEONARDO M. SARAIVA, J. DANIEL FIGUEROA-VILLAR, JOSÉ GARCIA-ABREU, ROY LIU, LEI CHANG, WILLIAN L. KLEIN; SÉRGIO T. FERREIRA. Targeting the neurotoxic species in Alzheimer’s disease: inhibitors of A $\beta$  oligomerization. *The FASEB Journal* vol. 18 no. 12 1366-1372. September. 2004.

H. RAHN, I. GOMEZ-MORILLA, R. JURGONS, C. ALEXIOU S. ODENBACH. Microcomputed tomography analysis of ferrofluids used for cancer treatment. *Journal of Physics: Condensed Matter* 20, 20, 204152. 2008.

J.L. ARIAS, L.H. REDDY, AND P. COUVREUR. Magneto-responsive Squaleenoyl Gemcitabine Composite Nanoparticles for Cancer Active Targeting," *Langmuir*, vol. 24, 2008, pp. 7512-7519.

KLAUS, D. M. Gravitational influence on biomolecular engineering processes. *Gravitational and Space Biology Bulletin* 17(2), p.51-66, June 2004.

LYER, S., SCHREIBER, E., TIETZE, R., MANN, J., STRUFFERT, T., ENGELHORN, T., RAHN, H., GITTER, K., WIEKHORST, F., STEINHOFF, U., TRAHMS, L., ODENBACH, S., DROFLER, A., OSTERMEIER, M., BRITZEN, A., SCHMIDT, W., HELLINGER, R., ALEXIOU, C. (2011), Nanotechnology and cancer treatment: magnetic nanoparticles for a new and innovative drug delivery system; *Anticancer Research* 31 5, 1991-1992.

MELO, A.M.P. de. Estudo do papel das membranas lipídicas no mecanismo molecular de formação de fibras amilóides. Tese de doutorado. Universidade de Lisboa. Faculdade de Ciências. Departamento de Química e Bioquímica. 2009.

NASA. NanoRacks-Self-Assembly in Biology and the Origin of Life (NanoRacks-SABOL). Samuel Durrance, Ph.D., and is maintained in a database by the ISS Program Science Office. 2014.

NASA. What is Microgravity? 13 de fevereiro de 2009 <<http://www.nasa.gov/centers/glenn/shuttlestation/station/microgex.html>> Acesso em 18 de abril de 2016

NASA. What is Microgravity? 15 de fevereiro de 2012 < <http://www.nasa.gov/audience/forstudents/5-8/features/nasa-knows/what-is-microgravity-58.html>> Acesso em 05 de abril de 2016

NASA. What is Microgravity? 8 de março de 2012 < <http://www.nasa.gov/audience/forstudents/5-8/features/nasa-knows/what-is-microgravity-58.html>> Acesso em 01 de fevereiro de 2016.

R. JURGONS, C. SELIGER, A. HILPERT, L. TRAHMS, S. ODENBACH, C. ALEXIOU. Drug loaded magnetic nanoparticles for cancer therapy. *Journal of Physics: Condensed Matter* 18, 38. 2006.

WEI, L.; LIU, C.; KANG, L.; LIU, Y.; SHI, S.; WU, Q.; LI, Y. Experimental Study on Effect of Simulated Microgravity on Structural Chromosome Instability of Human Peripheral Blood Lymphocytes. *PLOS ONE*, June 2014, Volume 9. Issue 6.

## Bioreator – dispositivo para estudo de microgravidade

Bioreator – dispositivo para estudo de microgravidade

Crisman Penalva Santos

Edval Rodrigues de Viveiros

### Resumo

Este trabalho propõe o desenvolvimento de um equipamento para estudo de amostras em ambientes de microgravidade, denominado “clinostat”. Diversos tipos de experimentos são possíveis de serem realizados com um clinostat, destacando-se pesquisa com nanopartículas magnéticas utilizados na fabricação de fármacos (como medicamentos para tratamento de câncer, diabetes e mal de Alzheimer), assim como na engenharia civil, elétrica e mecatrônica (nanocompostos, nanocompósitos). Inclui-se, ainda, a possibilidade de estudos sobre os efeitos de determinadas substâncias para uso posterior na Medicina, Biologia, Fisioterapia, Nutrição e Dietética e Química orgânica e inorgânica. Pesquisas desta natureza são consideradas atualmente como pertencendo ao conjunto de investigações estratégicas, pelo alto impacto social, científico e econômico. A NASA (Agência Espacial Norte Americana) é pioneira neste tipo de investigação, mas, atualmente, diversas instituições internacionais e nacionais têm voltado suas pesquisas para estudos em microgravidade, por se tratar de área translacional. A pesquisa aqui proposta, portanto, objetiva, além de procurar posicionar a instituição no seleto rol das instituições brasileiras na área, também contribuir para um tipo de abordagem cujos resultados são imediatos para a colaboração e produção científica e tecnológica transdisciplinar, já que possibilita a integração de várias áreas do conhecimento.

**Palavras-chave:** Bioreator, Clinostat tridimensional; Microgravidade.

### Abstract

This paper proposes the development of equipment for studying samples in microgravity environments, called “clinostat”. Several types of experiments are possible to be carried out with a clinostat, highlighting research with magnetic nanoparticles used in the manufacture of drugs (such as medicines for the treatment of cancer, diabetes and Alzheimer’s disease), as well as in civil, electrical and mechatronic engineering ( nanocomposites, nanocomposites). It also includes the possibility of studies on the effects of certain substances for later use in Medicine, Biology, Physiotherapy, Nutrition and Dietetics and organic and inorganic chemistry. Research of this nature is currently considered to belong to the set of strategic investigations, due to its high social, scientific and economic impact. NASA (North American Space Agency) is a pioneer in this type of investigation, but currently several international and national institutions have turned their research to studies in microgravity, as it is a translational area. The research proposed here, therefore, aims, in addition to seeking to position the institution in the select list of Brazilian institutions in the area, also to contribute to a type of approach whose results are immediate for collaboration and transdisciplinary scientific and technological production, since it enables integration from various areas of knowledge.

**Key-words:** Bioreactor, 3D Clinostat, Rotating wall vessel, microgravity.

## Introdução

Estudos em ambientes com microgravidade ( $10^{-6}g$ ), ou também quando aceleração é menor do que  $1g$  ( $g=10.m.s^{-2}$ ) tem trazido significativas contribuições para a compreensão sobre diversos tipos de fenômenos biológicos, físicos, químicos, bioquímicos, climáticos, etc. Diversos tipos de situações experimentais podem produzir efeitos de microgravidade como, por exemplo, ambientes em satélites orbitando em torno da Terra, aeronaves laboratório preparadas para tal finalidade (tempo de experimento em torno de 20-25 segundos), foguetes (experimento com tempo acima de 15 minutos), estudo em estação espacial, etc.

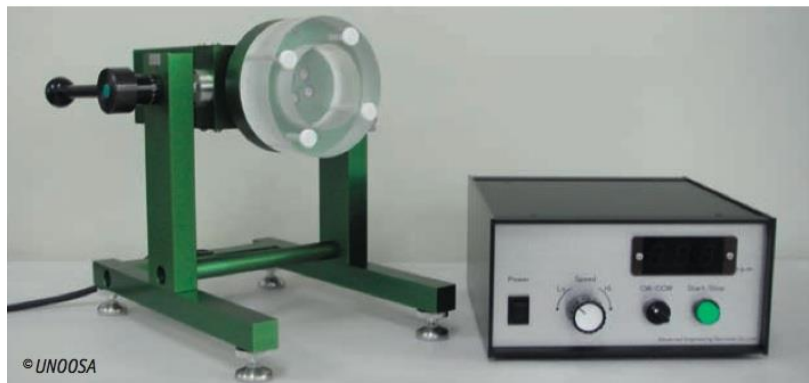
Contudo, o uso de equipamentos que produzem microgravidade utilizado no estudo de plantas, do tipo “clinostat”, datam da década de 1900 (BUNNING, 1989). Em “Ahead of His Time, Wilhelm Pfeffer: Early Advances in Plant Biology”, o biógrafo de Wilhelm Friedrich Phillip Pfeffer, Erwin Bunning, descreve um equipamento equivalente ao atual clinostat, mas inspirado nos trabalhos do botânico alemão Julius Sachs.

Contudo, quase um século após, motivado pelas investigações decorrentes dos efeitos fisiológicos e até psicológicos produzidos nos astronautas quando retornavam das missões espaciais, inicialmente o interesse da NASA em tais estudos voltava-se apenas e tão somente para conhecer os efeitos biológicos em seres humanos. Por exemplo, num estudo de linfócitos, Wei e colaboradores (2014) mostraram que o efeito da microgravidade era decisivo nos mecanismos de replicação do código genético (DNA). Entretanto, logo outras investigações foram dando sustentação à hipóteses de que o efeito da alteração da aceleração da gravidade produzia efeitos biológicos também em plantas, principalmente relacionado com o desenvolvimento e crescimento, retomando e avançando resultados de Pfeffer e Sachs.

Atualmente, esta linha de pesquisa tem se expandido por outras instituições de âmbito internacional. Por exemplo, a Organização das Nações Unidas (United Nations, 2013), apoia, coordena e subsidia o projeto internacional intitulado “Programme on Space Applications Teacher’s Guide to Plant Experiments in Microgravity”, que possui três vertentes de projetos: a) projetos de atuação no nível educacional, dedicado com finalidade de ensino para o nível médio, onde estuda-se o efeito sobre algumas plantas; b) projeto de pesquisa científico, desenvolvido por universidades e centros de pesquisa, com foco em estudos envolvendo diversos tipos de substâncias como fármacos, nanopartículas, etc.; c) projeto de pesquisa de alto nível, destinado a laboratórios, consórcios de universidades ou centros de referência científica nacional ou internacional, com foco em experimentos abrangendo estudos genéticos, genoma, células

tronco, etc. No Brasil, este projeto irá patrocinar 15 equipamentos clinostat, para serem aplicados em projetos bienal (2015-2017).

Um equipamento clinostat para este projeto pode ser visualizado na Figura 1, onde vemos a unidade de controle e o aparelho propriamente dito.



**Figura 1** – Clinostat bidimensional. Fonte: NASA.

Um dos usos mais interessantes do efeito da microgravidade, atualmente, centraliza-se em pesquisas sobre diversos fármacos, incluindo-se medicamentos desenvolvidos com nanopartículas (magnéticas ou não), para uso, por exemplo, no tratamento de diversos tipos de câncer (ALEXIOU et. al, 2011; LYER et. al, 2011; RAHN et. al, 2011; ARIAS, REDDY, 2008; JURGONS et. al, 2006).

Em relação ao Mal de Alzheimer, patologias no fígado, alterações na densidade óssea e em alguns tipos de câncer, a NASA (NASA's Johnson Space Center, Houston, e também a University of Kuopio, na Finlândia) conjuntamente com o laboratório norte-americano Nanobac Pharmaceuticals, através de estudos em ambientes de microgravidade, estudam uma nanobactéria que provoca certos tipos específicos de nanocalcificações, responsáveis por alterações estruturais e morfológicas celulares (NASA, 2006).

Mas o que outro estudo paralelo revelou foi que a ação da microgravidade afeta o mecanismo de formação de nanopartículas responsáveis pelas proteínas amiloides (oligômeros), responsáveis pela doença de Alzheimer. A partir disto, a pesquisa, também com participação da NASA, conjuntamente com o Florida Institute of Technology, resultou no desenvolvimento de um protocolo bioquímico denominado “NanoRacks-SABOL”, que objetiva sintetizar compostos que bloqueiem a ação das proteínas amiloides causadoras do Alzheimer (NASA, 2014), a partir de experimentos realizados com equipamentos do tipo ‘clinostat’, em ambiente de microgravidade.

A metodologia de uso de compostos manométricos para o tratamento da doença de Alzheimer



tem se mostrado promissora no desenvolvimento de fármacos com diversas possibilidades terapêuticas.

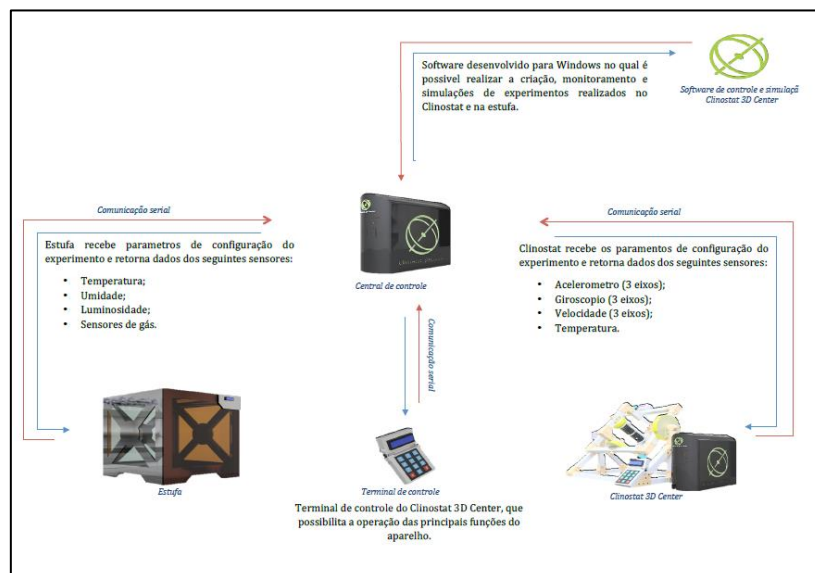
## Materiais e Métodos

Duas abordagens foram adotadas para o desenvolvimento do projeto. A primeira envolveu a construção de um software simulador. E a segunda consistiu do projeto completo de um equipamento físico.

## Resultados

Inicialmente apresentaremos o simulador que foi desenvolvido para a realização de experimentos virtuais de microgravidade. Além disto, o objetivo com este software também foi o de se efetuar experimentação prévia antes da realização biológica dos experimentos, já que isto poderia antecipar, prever e ajustar aspectos técnicos para a efetiva pesquisa com amostras reais.

Assim sendo, na Figura 2 temos uma diagrama esquemático com as partes que compõem o equipamento.



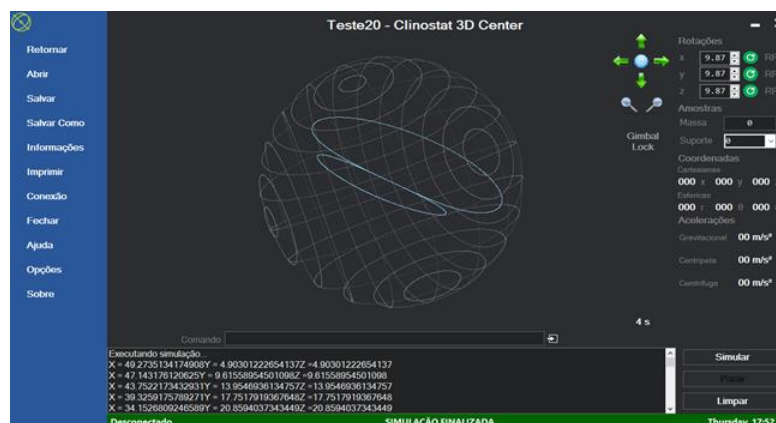
**Figura 2** - Partes constitutivas do biorreator. Fonte: autores.

Na Figura 3 é apresentada uma das telas principais do software, indicando duas situações distintas, uma a Simulação e a outra o modo de Experimento.



**Figura 3** – Tela principal com os dois modos de operação do software. Fonte: autores.

Já na tela apresentada na Figura 4, temos na esfera a representação do vetor da aceleração da gravidade simulado numa determinada situação experimental, compondo um volume esférico do vetor correspondente.



**Figura 4** – Resultado gráfico espacial tridimensional do vetor aceleração da gravidade. Fonte: autores.

Várias possibilidades de simulação, de acordo com os tipos de ambientes que se pretenda monitorar são possíveis. Assim, na Figura 5 vê-se, por exemplo, uma simulação da força gravitacional mínima e máxima, numa determinada situação de simulação com o software.

Também é possível configurar determinadas condições, como o giro dos motores (r.p.m), assim como a temperatura, a umidade, e a luminosidade, bem como a detecção de gases inflamáveis.

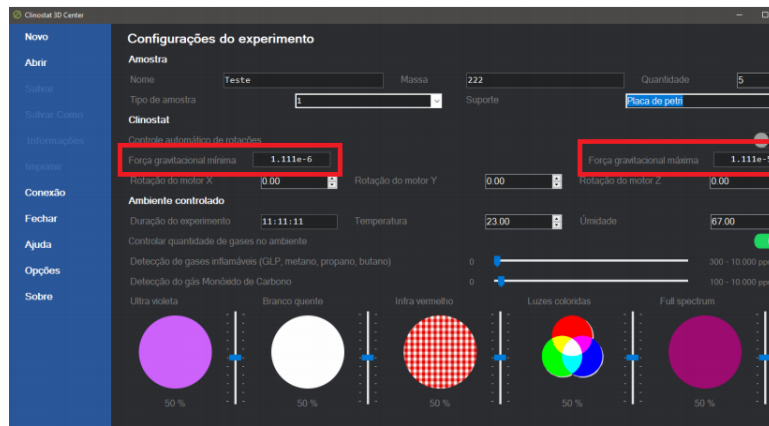


Figura 5 – Variáveis possíveis de serem ajustadas, controladas e monitoradas. Fonte: autores.

Nas Figuras 6 e 7 são apresentados gráficos sobre vários parâmetros, como os indicados anteriormente. Na Figura 7, vemos por exemplo as respectivas velocidades e acelerações para os eixos X, Y e Z. É possível também registrar algumas condições da amostra, como a quantidade, bem como a massa do receptáculo (placa de Petri).

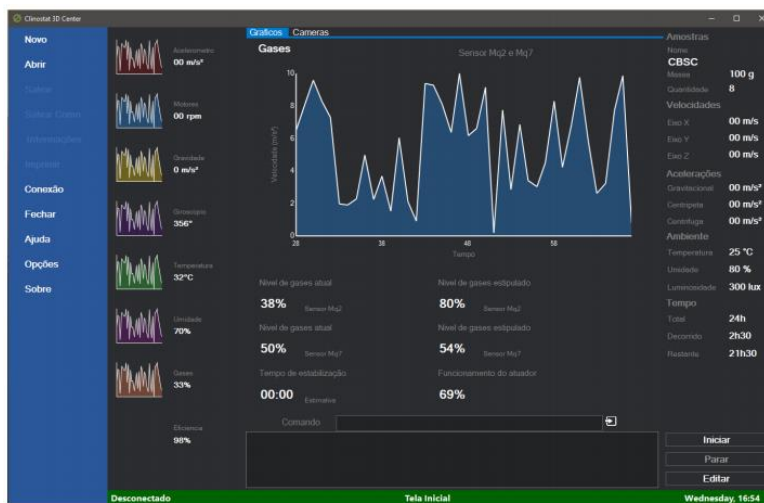
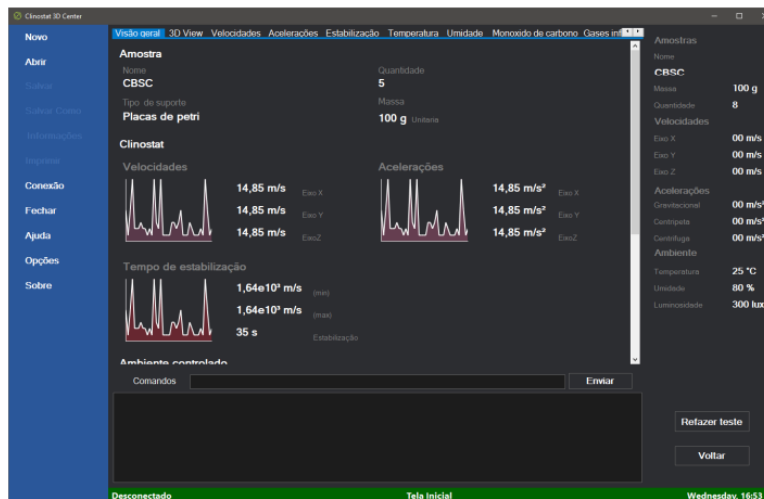


Figura 6 – Monitoramento gráfico de alguns parâmetros. Fonte: autores.



**Figura 7** – Representação e registro de dados numéricos do experimento, bem como o registro gráfico.

Fonte: autores.

### Montagem eletrônica – circuitos

Para a montagem eletrônica utilizou-se o software Isis Proteus. A plataforma eletrônica de controle que foi escolhida é o Arduino, na versão Uno ou Mega. As principais razões para a escolha recaíram em sua alta performance para as especificações deste projeto (volume e velocidade de transmissão de dados, quantidade de sensores e atuadores). O fator custo também foi decisivo, pois numa eventual necessidade de manutenção causada por avaria na placa de controle, sua substituição é imediata, de fácil manuseio técnico, além de grande disponibilidade de fornecimento no mercado interno brasileiro. Poder-se-ia ter optado por desenvolver-se uma placa autoral (original). Entretanto, o fator custo e tempo de execução para isto demandaria um dispêndio de ambos fatores, para as condições em que o projeto foi desenvolvido.

Assim sendo, na Figura 8 tem-se o circuito geral do equipamento, em sua configuração de controle básico.

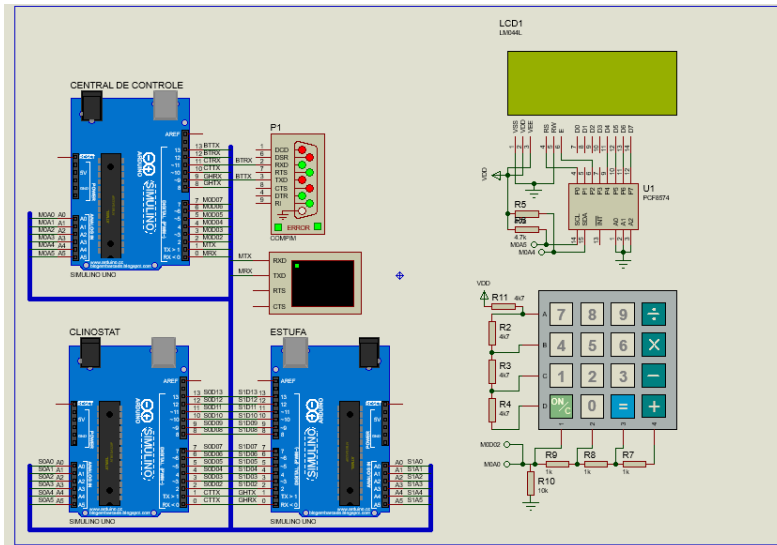


Figura 8 - Circuito geral da central de controle do biorreator. Fonte: autores.

Na Figura 8 pode-se notar a presença de uma IHM, na forma de um painel por acionamento manual/digital.

Na Figura 9 encontram-se esquematizados sensores e motores do equipamento.

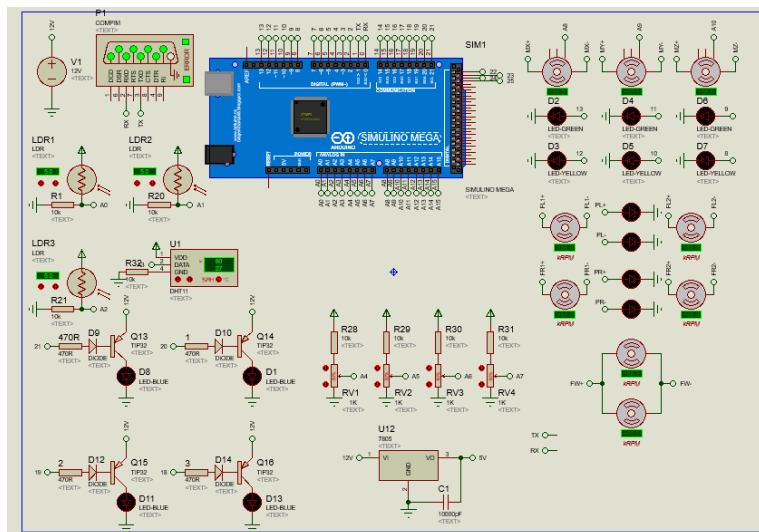


Figura 9 - Circuito com instalação dos motores. Fonte: autores.

Descreve-se no circuito da Figura 10 o que seria a estufa, ou seja, o ambiente que teria como função abrigar todo o biorreator.

Assim, a estufa é projetada para operar por intermédio de placas de Peltier, com o objetivo de se manter estável a temperatura do equipamento com a respectiva amostra para estudo.

Também prevê-se a instalação de sensor de temperatura, assim como módulo eletrônico de monitoramento de umidade ambiente.

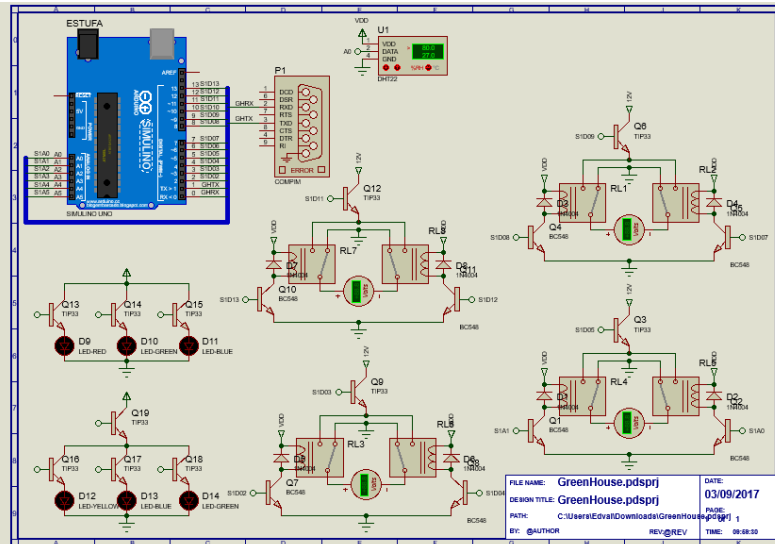


Figura 10 - Circuito da estufa. Fonte: autores.

### Programação – alguns indicadores operacionais

Para a realização dos comandos computacionais do equipamento, utilizou-se a linguagem C++, do próprio sketch do Arduino. Detalhes dos protocolos de dados, bem como outras informações adicionais de configuração podem ser obtidas em Santos, Viveiros e Silva (2019).

Para este artigo optou-se por apresentar apenas algumas linhas de comando que foram desenvolvidas para cálculos específicos.

Assim sendo, na Figura 11 temos a escrita computacional para a determinação da aceleração da gravidade, levando-se em consideração parâmetros físicos determinados.

```

PhysicsValues.GravitationalAcceleration.X =
((pow(PhysicsValues.AngularSpeed.X, 2) * RadiusSampleCircunference) /
EarthGravitation);
PhysicsValues.GravitationalAcceleration.Y =
((pow(PhysicsValues.AngularSpeed.Y, 2) * RadiusSampleCircunference) /
EarthGravitation);
PhysicsValues.GravitationalAcceleration.Z =
((pow(PhysicsValues.AngularSpeed.Z, 2) * RadiusSampleCircunference) /
EarthGravitation);
PhysicsValues.GravitationalAcceleration.Result =
((pow(PhysicsValues.AngularSpeed.Result, 2) * RadiusSampleCircunference) /
EarthGravitation);

```

**Figura 11** - Extrato da programação com cálculo da aceleração da gravidade. Fonte: autores.

Para a determinação da aceleração centrípeta, foi utilizada a equação apresentada nas linhas mostradas na Figura 12.

Na Figura 12 temos agora as linhas referentes a determinação da resultante dos motores do equipamento.

```

ExperimentPackage.CentripetalAcceleration.Value =
Iround(PhysicsValues.CentripetalAcceleration / ((2 * EarthGravitation) /
32768));
ExperimentPackage.CentrifugalAcceleration.Value =
Iround(PhysicsValues.CentrifugalAcceleration / ((2 * EarthGravitation) /
32768));
ExperimentPackage.GravitationalAcceleration.Value =
Iround(PhysicsValues.GravitationalAcceleration.Result / ((2 *
EarthGravitation) / 32768));

```

**Figura 12** - Extrato da programação contendo o cálculo da aceleração centrípeta. Fonte: autores.

```

ExperimentPackage.ResultantRotation = (byte)Iround(sqrt(pow(θ, 2) +
pow(ExperimentPackage.RpmX, 2) + pow(θ, 2)));
}
void MotorYWrite() {
Speed.MotorY = MotorYOutput;
analogWrite(pwmMotorYPort, Speed.MotorY);
ExperimentPackage.RpmY = map(Speed.MotorY, MotorYSpeedLimits.Min,
MotorYSpeedLimits.Max, 0x00, 0xFF);
}

```

**Figura 13** - Parte das linhas de programação para a determinação da rotação resultante, proveniente da combinação dos motores do equipamento. Fonte: autores.

Apresenta-se na Figura 14 parte da saída de valores, que podem ser apresentados num display do tipo LCD.

```
        /*Serial.print("ExperimentID -> ");  
  
    Serial.println(ConfigPackage.ExperimentID.Value);  
        Serial.print("SupportType -> ");  
  
    Serial.println(ConfigPackage.SupportType);  
        Serial.print("SampleQuantity -> ");  
  
    Serial.println(ConfigPackage.SampleQuantity);
```

**Figura 14** - Algumas opções de saída, através do 'serialprint', para o display LCD. Fonte: autores.

Sem entrarmos em maiores detalhes, foi desenvolvida toda uma programação específica para um controle do tipo P.I.D., conforme apresentado parcialmente na Figura 15.

Destacamos a importância de um controle deste tipo, em razão de que devido à baixa rotação para este equipamento (2-8 r.p.m.), qualquer eventual flutuação nos valores de tensão ou de corrente elétrica de alimentação do circuito, resultando diretamente na performance dos motores, pode comprometer o resultado final na produção do vetor aceleração (ou seu cancelamento). E isto, por conseguinte, comprometeria (em tese) a confiabilidade para um experimento biológico sensível a este parâmetro.

```
void DefinePIDSetPoint() {  
    MotorXSetPoint = ConfigPackage.MinGravitationalAcceleration.Value;  
    MotorYSetPoint = ConfigPackage.MinGravitationalAcceleration.Value;  
    MotorZSetPoint = ConfigPackage.MinGravitationalAcceleration.Value;  
}
```

**Figura 15** - Parte da configuração para o controle P.I.D. Fonte: autores.

## Conclusões

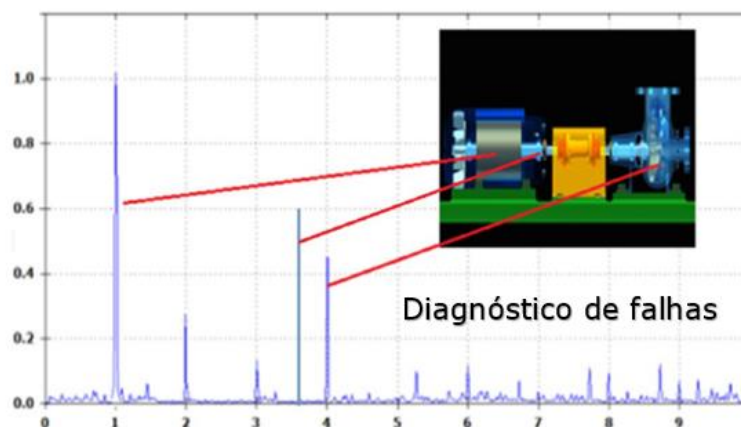
Os testes realizados tanto simulando-se o funcionamento do software do Bioreator, quanto dos respectivos circuitos eletrônicos resultaram completamente satisfatórios, ou seja, funcionaram perfeitamente.

Entretanto, são necessários testes de validação do funcionamento físico do equipamento que, convêm-se, serem comparados com os dados simulados virtualmente.



Além disto, a operação do sistema mecânico, incluindo tanto as partes da estrutura do chassi do aparelho, bem como seus motores, merecem especial atenção, principalmente no que se refere a prováveis comportamentos anômalos decorrentes de processos vibratórios resultantes da própria operação dos motores, assim como a ação das forças em diferentes ângulos e planos na estrutura do chassi.

Desta maneira, a próxima etapa de evolução funcional deste projeto, é incorporar sensores e monitoramento via software, conforme o indicado na Figura 16, onde é possível constatar os gráficos obtidos à partir das partes constitutivas de um sistema mecânico, incluindo-se mancal, motores e respectivos rolamentos e eixos. Neste monitoramento gráfico, realiza-se a aplicação da análise de Fourier, fornecendo padrões vibratórios específicos para cada uma das partes mecânicas do sistema, indicando inclusive possíveis falhas futuras (procedimento indicado para a manutenção preditiva). Com isto, espera-se não apenas prevenir mal funcionamentos do sistema mecânico mas, sobretudo, diminuir-se e até neutralizar completamente possíveis ações vetoriais decorrentes de forças nos diversos planos espaciais que possam interferir na resultante final da aceleração da gravidade produzida pelo biorreator.



**Figura 16** – Gráfico decorrente de análise de vibrações para um sistema mecânico. Fonte: Teknikao (2020).

### Agradecimentos

Ao Centro Universitário Católico Salesiano Auxilium – Unisalesiano de Araçatuba, pela subvenção técnica, científica e aporte financeiro ao projeto.

A empresa Teknikao, na pessoa de seu sócio proprietário Luciano Paiva Ponci, pelo apoio técnico na área de análise de vibrações.

## Referências

ALEXIOU CH., TIETZE R., SCHREIBER E., JURGONS R., RICHTER H., TRAHMS L., RAHN H., ODENBACH S., LYER S. Cancer therapy with drug loaded magnetic nanoparticles—magnetic drug targeting, *Journal of Magnetism and Magnetic Materials* 323, 1404–1407. 2011.

BOMFIM, T.R. J. de S. Oligômeros do peptídeo A $\beta$  inibem a sinalização por insulina em neurônios hipocâmpais: Implicações terapêuticas para a doença de Alzheimer. Dissertação de Mestrado. Programa de Pós-Graduação em Química Biológica do Instituto de Bioquímica Médica da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (Química Biológica). Rio de Janeiro. 2010.

J.L. ARIAS, L.H. REDDY, AND P. COUVREUR. Magnetoresponse Squalenoyl Gemcitabine Composite Nanoparticles for Cancer Active Targeting," *Langmuir*, vol. 24, 2008, pp. 7512-7519.

FERNANDA G. DE FELICE, MARCELO N. N. VIEIRA, LEONARDO M. SARAIVA, J. DANIEL FIGUEROA-VILLAR, JOSÉ GARCIA-ABREU, ROY LIU, LEI CHANG, WILLIAN L. KLEIN; SÉRGIO T. FERREIRA. Targeting the neurotoxic species in Alzheimer's disease: inhibitors of A $\beta$  oligomerization. *The FASEB Journal* vol. 18 no. 12 1366-1372. September. 2004.

R. JURGONS, C. SELIGER, A. HILPERT, L. TRAHMS, S. ODENBACH, C. ALEXIOU. Drug loaded magnetic nanoparticles for cancer therapy. *Journal of Physics: Condensed Matter* 18, 38. 2006.

LYER, S., SCHREIBER, E., TIETZE, R., MANN, J., STRUFFERT, T., ENGELHORN, T., RAHN, H., GITTER, K., WIEKHORST, F., STEINHOFF, U., TRAHMS, L., ODENBACH, S., DROFLER, A., OSTERMEIER, M., BRITZEN, A., SCHMIDT, W., HELLINGER, R., ALEXIOU, C. (2011), Nanotechnology and cancer treatment: magnetic nanoparticles for a new and innovative drug delivery system; *Anticancer Research* 31 5, 1991-1992.

MELO, A.M.P. de. Estudo do papel das membranas lipídicas no mecanismo molecular de formação de fibras amilóides. Tese de doutorado. Universidade de Lisboa. Faculdade de Ciências. Departamento de Química e Bioquímica. 2009.

NASA. NanoRacks-Self-Assembly in Biology and the Origin of Life (NanoRacks-SABOL). Samuel Durrance, Ph.D., and is maintained in a database by the ISS Program Science Office. 2014.

NASA. Tiny Particles May Open New Ways to Study Calcification. *NASA News*. 28 december. 2006.

[http://www.nasa.gov/centers/johnson/home/jsc\\_McKay\\_nanobacteria.html](http://www.nasa.gov/centers/johnson/home/jsc_McKay_nanobacteria.html)> . Acesso em 20 de abril de 2014.

H. RAHN, I. GOMEZ-MORILLA, R. JURGONS, C. ALEXIOU S. ODENBACH. Microcomputed tomography analysis of ferrofluids used for cancer treatment. *Journal of Physics: Condensed Matter* 20, 20, 204152. 2008.

RUSSOMANO, T.; CARDOSO, R.B.; FALCÃO, F.P.; DALMARCO, G.; SANTOS, C. R. V. DOS; SANTOS, L. G. F. DOS; AZEVEDO, D. F. G DE; SANTOS, M. A. DOS; MARTINELLI, L.; MOTA, J.D.; FORRAZ, N.; MCGUCKIN, C.P. Development and Validation of a 3D Clinostat for the Study of Cells during Microgravity Simulation. *Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference Shanghai, China, September 1-4, 2005.*

SANTOS, Crisma Penalva. VIVEIROS, Edval Rodrigues de. SILVA, Alexandre Marcelino da. Desenvolvimento de softwares supervisorio e embarcado para ambiente de microgravidade controlada.

WEI, L.; LIU, C.; KANG, L.; LIU, Y.; SHI, S.; WU, Q.; LI, Y. Experimental Study on Effect of Simulated Microgravity on Structural Chromosome Instability of Human Peripheral Blood Lymphocytes. *PLOS ONE*, June 2014, Volume 9. Issue 6.

## Random positioning machine: prototipagem de um equipamento para estudo de microgravidade

Random Positioning Machine: Prototyping Equipment for Microgravity Study

Crisman Penalva Santos

Edval Rodrigues de Viveiros

### Resumo

Este trabalho descreve o projeto de um equipamento para estudo de microgravidade, que pode ser denominado "Random positioning machine" (máquina de posicionamento randômico), com características funcionais bastante complexas, software de simulação, como estufa integrada para controle de temperatura do experimento, dispositivo para emissão fotônica em diferentes comprimentos de onda, com objetivo de produzir efeitos biológicos nas amostras. A ideia central foi disponibilizar publicamente o projeto, supondo-se o interesse por instituições de pesquisa. Como resultado destaca-se o êxito no desenvolvimento de software para controle das variáveis do experimento, como rotação, direção dos movimentos dos eixos do equipamento, bem como controle dos feixes de luz para estimulação fotônica de eventuais amostras biológicas ou farmacológicas.

Palavras-chave: Random positioning machine, clinostato tridimensional, equipamento para estudo de microgravidade.

### Abstract

This paper describes the design of equipment for microgravity studies, which can be called a "Random Positioning Machine," with quite complex functional characteristics, simulation software, an integrated incubator for temperature control of the experiment, and a device for photon emission at different wavelengths, aiming to produce biological effects on the samples. The central idea was to make the project publicly available, assuming interest from research institutions. As a result, the success in developing software for controlling the experiment variables, such as rotation, direction of the equipment's axis movements, as well as control of light beams for photonic stimulation of potential biological or pharmacological samples, is highlighted.

Keywords: Random positioning machine, three-dimensional clinostat, equipment for microgravity study

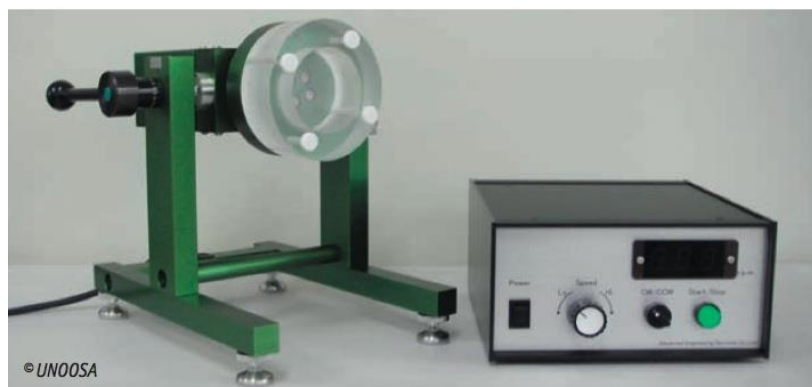
**Introdução:**

Estudos em ambientes com microgravidade ( $10^{-6}$  g), ou também quando aceleração é menor do que 1 g ( $g=10\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$ , é a medida da aceleração gravitacional) tem trazido significativas contribuições para a compreensão sobre diversos tipos de fenômenos biológicos, físicos, químicos, bioquímicos, médicos, climáticos, etc. Diversos tipos de situações experimentais podem produzir efeitos de microgravidade como, por exemplo, ambientes em satélites orbitando em torno da Terra, aeronaves laboratório preparadas para tal finalidade (tempo de experimento em torno de 20-25 segundos), foguetes (experimento com tempo acima de 15 minutos), estudo em estação espacial, etc.

Contudo, o uso de equipamentos que produzem microgravidade utilizado no estudo de plantas, do tipo “clinostat”, datam da década de 1900 (BUNNING, 1989). Em “Ahead of His Time, Wilhelm Pfeffer: Early Advances in Plant Biology”, o biógrafo de Wilhelm Friedrich Phillip Pfeffer, Erwin Bunning, descreve um equipamento equivalente ao atual clinostat, mas inspirado nos trabalhos do botânico alemão Julius Sachs. Contudo, quase um século após, motivado pelas investigações decorrentes dos efeitos fisiológicos e até psicológicos produzidos nos astronautas quando retornavam das missões espaciais, inicialmente o interesse da NASA em tais estudos voltava-se apenas e tão somente para conhecer os efeitos biológicos em seres humanos. Por exemplo, num estudo de linfócitos, Wei e colaboradores (2014) mostraram que o efeito da microgravidade era decisivo nos mecanismos de replicação do código genético (DNA). Entretanto, logo outras investigações foram dando sustentação à hipóteses de que o efeito da alteração da aceleração da gravidade produzia efeitos biológicos também em plantas, principalmente relacionado com o desenvolvimento e crescimento, retomando e avançando resultados de Pfeffer e Sachs.

Atualmente, esta linha de pesquisa tem se expandido por outras instituições de âmbito internacional. Por exemplo, a Organização das Nações Unidas (United Nations, 2013), apoia, coordena e subsidia o projeto internacional intitulado “Programme on Space Applications Teacher’s Guide to Plant Experiments in Microgravity”, que possui três vertentes de projetos: a) projetos de atuação no nível educacional, dedicado com finalidade de ensino para o nível médio, onde estuda-se o efeito sobre algumas plantas; b) projeto de pesquisa científico, desenvolvido por universidades e centros de pesquisa, com foco em estudos envolvendo diversos tipos de substâncias como fármacos, nanopartículas, etc.; c) projeto de pesquisa de alto nível, destinado a laboratórios, consórcios de universidades ou centros de referência científica nacional ou internacional, com foco em experimentos abrangendo estudos genéticos, genoma, células tronco, etc. No Brasil, este projeto irá patrocinar 15 equipamentos clinostat, para serem aplicados em projetos bienal (2015-2017).

Um equipamento clinostat para este projeto da ONU pode ser visualizado na Figura 1, onde vemos a unidade de controle e o aparelho propriamente dito.



**Figura 1** - Fonte: NASA/UNOOSA.

Um dos usos mais interessantes do efeito da microgravidade, atualmente, centraliza-se em pesquisas sobre diversos fármacos, incluindo-se medicamentos desenvolvidos com nanopartículas (magnéticas ou não), para uso, por exemplo, no tratamento de diversos tipos de câncer (ALEXIOU et. al, 2011; LYER et. al, 2011; RAHN et. al, 2011; ARIAS, REDDY, 2008; JURGONS et. al, 2006).

Em relação ao Mal de Alzheimer, patologias no fígado, alterações na densidade óssea e em alguns tipos de câncer, a NASA (NASA's Johnson Space Center, Houston, e também a University of Kuopio, na Finlândia) conjuntamente com o laboratório norte-americano Nanobac Pharmaceuticals, através de estudos em ambientes de microgravidade, estudam uma nanobactéria que provoca certos tipos específicos de nanocalcificações, responsáveis por alterações estruturais e morfológicas celulares (NASA, 2006).

Mas o que outro estudo paralelo revelou foi que a ação da microgravidade afeta o mecanismo de formação de nanopartículas responsáveis pelas proteínas amiloides (oligômeros), responsáveis pela doença de Alzheimer. A partir disto, a pesquisa, também com participação da NASA, conjuntamente com o Florida Institute of Technology, resultou no desenvolvimento de um protocolo bioquímico denominado “NanoRacks-SABOL”, que objetiva sintetizar compostos que bloqueiem a ação das proteínas amiloides causadoras do Alzheimer (NASA, 2014), a partir de experimentos realizados com equipamentos do tipo ‘clinostat’, em ambiente de microgravidade.

A metodologia de uso de compostos manométricos para o tratamento da doença de Alzheimer tem se mostrado promissora no desenvolvimento de fármacos com diversas possibilidades terapêuticas.

#### **Objetivos da pesquisa:**

Objetivo geral:

Projetar um equipamento para estudo em ambiente de microgravidade, denominado “clinostat”.

Objetivos específicos:

1. Realização de análise espectroscópica em compostos manométricos, especialmente fármacos utilizados no tratamento do Mal de Alzheimer, após condicionamento em ambiente de microgravidade;
2. Utilizar o equipamento “clinostat” para análise de amostras de compostos orgânicos e inorgânicos, avaliando variação espectroscópica da amostra em diferentes intensidades de força centrífuga (ação da microgravidade).

**Metodologia:** A pesquisa será desenvolvida em duas etapas. A primeira parte é a construção do equipamento clinostat. Para isto, serão utilizados softwares de edição em 3D (tipo auto-cad, etc.). Um modelo em prototipagem rápida será desenvolvido antes do modelo final. Para a construção do equipamento, a escolha até o momento será sobre o equipamento desenvolvido por Russomano et. al (2005), pela PUCRS, pela vasta experiência que o Laboratório de Microgravidade da PUC do Rio Grande do Sul já possui neste assunto.

Na segunda etapa, o equipamento clinostat será testado com vários tipos de substâncias, fármacos e outros materiais. Para isto, contaremos com a colaboração de docentes e pesquisadores da própria instituição em relação ao fornecimento de tais materiais. Também já foram realizadas alguns contatos para obtenção de parcerias junto à farmácias e laboratórios de manipulação, com o objetivo de fornecer compostos químicos e fármacos que eventualmente não possuam no próprio UniSalesiano.

Para o método das amostras que serão submetidas a teste no clinostat será utilizado os protocolos desenvolvidos em Bomfim (2010).

Após o uso das amostras no protótipo, utilizaremos análise em espectroscopia, conforme literatura na área (Bomfim, 2010; Felice, 2004). Na verdade, esta etapa da investigação será objetivo de um próximo projeto de iniciação científica (já aprovado), que iniciar-se-á em agosto de 2016.

### **Resultados:**

Resumimos os resultados nos seguintes itens, explicados na sequência:

1. Estudo sobre a viabilidade técnica sobre o modelo, parâmetros, variáveis e possíveis funções do equipamento clinostat a ser desenvolvido. Isto foi necessário em função das várias possibilidades de montagens para esta tecnologia, já que cada uma delas pode ser mais adequada a esta ou àquela finalidade. Existe ampla literatura técnica a este respeito, contudo, no Brasil, o assunto é muito pouco

estudado.

2. Construção do Clinostat. Etapa efetuada com sucesso, conforme descrito abaixo.

3. Elaboração de um software de controle do processo físico, biológico, químico ou bioquímico em real time. Consistiu da construção de um programa computacional capaz de tanto simular quanto mostrar em tempo real a fenomenologia das possíveis interações ou ações físicas (como variação nos vetores do campo gravitacional, vetor velocidade e outros parâmetros) e até biológicas que ocorrem na amostra a ser estudada. Este item mostrou-se de extrema importância para o projeto, embora inicialmente isto não estivesse previsto. Conforme será apresentado, este software foi e está sendo construído de maneira eficaz, inclusive devemos aqui destacar o caráter absolutamente inédito desta iniciativa, podendo, inclusive, advir resultados científicos e tecnológicos bastante promissores.

4. Celebração de convênio assinado entre as instituições “Unisalesiano – Centro Universitário Católico Auxilium de Araçatuba” e a “Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul – PUC-RS”. Tal convênio partiu da iniciativa de estreitarmos vínculos com o Centro de Pesquisa em Microgravidade – MicroG da PUC-RS, já que este centro é inédito no país, com vasta experiência nacional e até internacional na área de Medicina Aeroespacial.

### ***Descrição dos resultados***

O desenvolvimento do clinostat foi concluído. No momento estamos aguardando a impressão das peças projetadas para então executar a montagem e primeiros testes práticos com o equipamento desenvolvido. Houve certa demora nesta etapa em função de que estávamos aguardando que fosse formalizado o convênio com a PUC-RS para que tivéssemos a total orientação por parte dos pesquisadores do Centro de Pesquisa em Microgravidade – MicroG. Infelizmente, devido ao tempo de tramitação burocrática, tivemos que proceder toda construção do equipamento e do respectivo software de maneira totalmente independente, devendo de agora em diante, estreitarmos este vínculo de parceria e pesquisa.

A estrutura do clinostat foi desenvolvida em perfil de alumínio com junções em ABS, materiais leves que tem a resistência adequada à tensão exercida nas peças. Os perfis de alumínio foram confeccionados com tubos quadrados ocos de uma polegada de lado e parede de 1/16 polegadas.

Foram desenvolvidos dois tipos de suporte para amostras, o primeiro para tubos de ensaio de até 10 ml suporta até 8 tubos de ensaio simultaneamente; o segundo para placas de petri que suporta até oito amostras simultâneas.

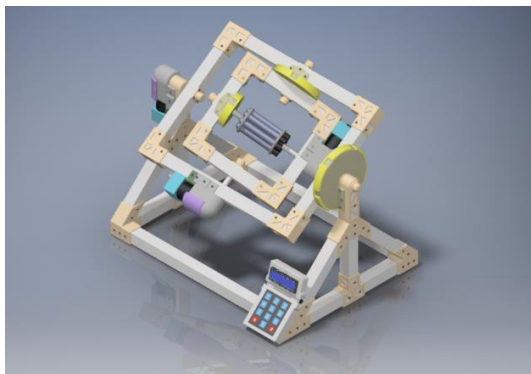
O clinostat desenvolvido possui três eixos de rotações independentes com velocidades de 1 à 3 RPM, é equipado com acelerômetro, giroscópio e encoders para controlar a velocidade dos motores e a força gravitacional sobre as amostras. O aparelho desenvolvido recebeu o nome de **“Clinostat Tridimensional”** em função dos seus três eixos de rotação. O controle do aparelho pode de três formas:

- Painel de controle: O Clinostat Tridimensional é equipado com um painel de controle para configurações rápidas;

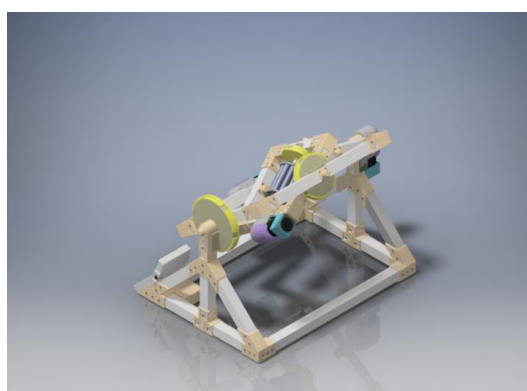
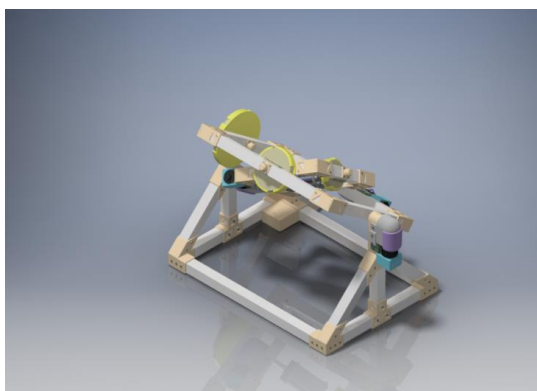


- Software Clinostat 3D Center: É um software desenvolvido pela equipe de pesquisa que permite o controle total do aparelho desenvolvido, além de realizar simulações dos possíveis experimentos;
- Aplicativo para celular (ainda em fase de projeto): Controle via internet ou bluetooth com as principais funções do clinostat.

Nas Figuras 2 até 5 apresenta-se a versão final de como será o equipamento concluído.



**Figuras 2 e 3** – Protótipo do Clinostat Tridimensional (projeção paralela ortogonal frontal direita e esquerda). Fonte: autores.



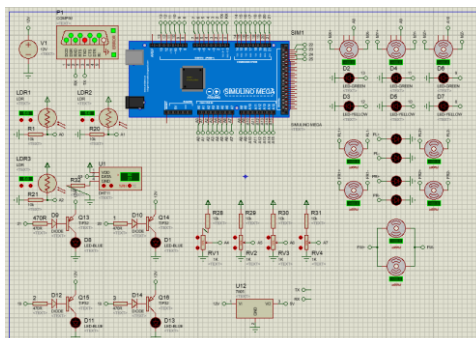
**Figuras 4 e 5** – Protótipo do Clinostat Tridimensional (projeção paralela ortogonal posterior direita e esquerda). Fonte: autores.

### ***Descrição da parte eletrônica***

O desenvolvimento, teste e simulação do projeto eletrônico foi feito inteiramente no software Proteus 8 Professional SP1. O projeto eletrônico conta com um Arduino Mega 2560 para controle dos motores e sensores e processamento e envio de dados. O acionamento e controle dos motores é feito através de optoacopladores e pontes H e o controle de rotações dos motores é feito através de encoders óticos desenvolvidos pelo grupo. No projeto eletrônico também já está incluso todos os componentes e sensores

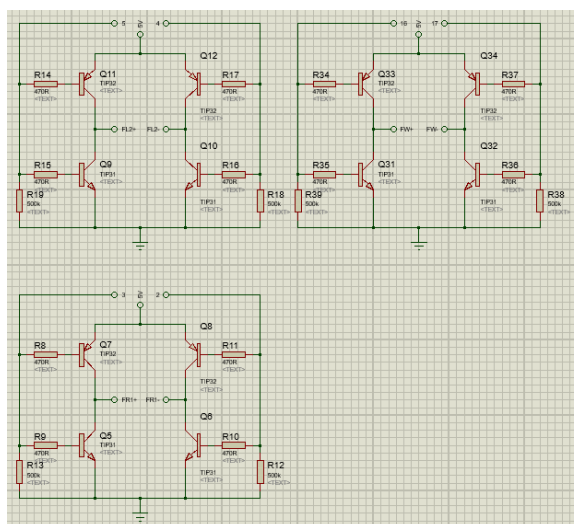
necessários para desenvolvimento da estufa para criar um ambiente estável e controlado.

Vemos na Figura 6 o circuito eletrônico correspondente a simulação de todo projeto eletrônico do Clinostat Tridimensional.



**Figura 6** – Circuito eletrônico do Clinostat Tridimensional. Fonte: autores.

Na Figura 7 é mostrado o esquema eletrônico da “Ponte H, com coolers e estufa”. Este sistema mostra como funcionará a parte do equipamento que receberá as amostras das substâncias químicas ou bioquímicas que serão utilizadas para os estudos, que serão acondicionadas numa cápsula.



**Figura 7** – Projeto eletrônico com simulação de ‘ponte H’ com coolers e estufa. Fonte: autores.

Já a Figura 8 mostra a simulação eletrônica de uma ‘ponte H’ com pastilha de Peltier e motores. Este sistema será utilizado para o controle de temperatura (pastilha de Peltier) na cápsula receptora das amostras que serão ensaiadas com o equipamento.

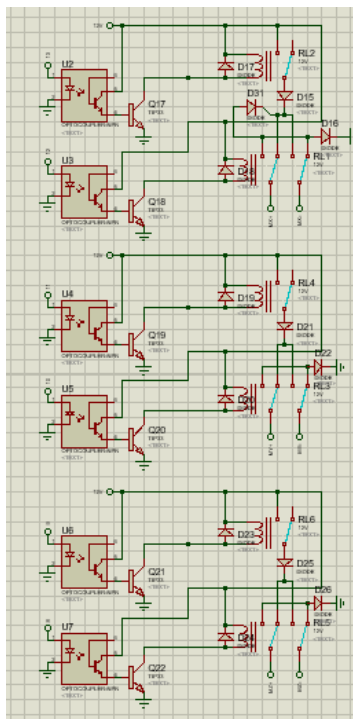


Figura 8 – Esquema eletrônico de “ponte H” com motores e pastilhas de Peltier. Fonte: autores.

### Descrição do software

O software para o Clinostat Tridimensional, **“Clinostat 3D Center”**, foi projetado visando a facilidade e praticidade de uso. Ele possibilita o controle de todas as funções disponíveis no Clinostat Tridimensional e também a simulação dos aspectos físicos envolvidos no experimento. O software foi desenvolvido na IDE Microsoft Visual Studio 2015 Community Edition, a linguagem utilizada foi Visual Basic.

O sistema de controle embarcado foi desenvolvido em conjunto com o software Clinostat 3D Center para proporcionar a sincronização de dados e o controle da forma mais eficiente possível. O desenvolvimento do sistema embarcado utilizou os softwares Microsoft Visual Studio 2015 Community Edition, Arduino IDE 1.6 e Arduino IDE for Microsoft Visual Studio.

A simulação e testes executados pelo grupo de pesquisa utilizou os softwares Microsoft Visual Studio 2015 Community Edition, Proteus 8 Professional, Autodesk Inventor 2016 PRO, Arduino IDE 1.6, Arduino IDE for Microsoft Visual Studio e Virtual Serial Port Emulation.

A Figura 9 mostra o software Clinostat 3D Center instalado num computador com sistema operacional Windows.

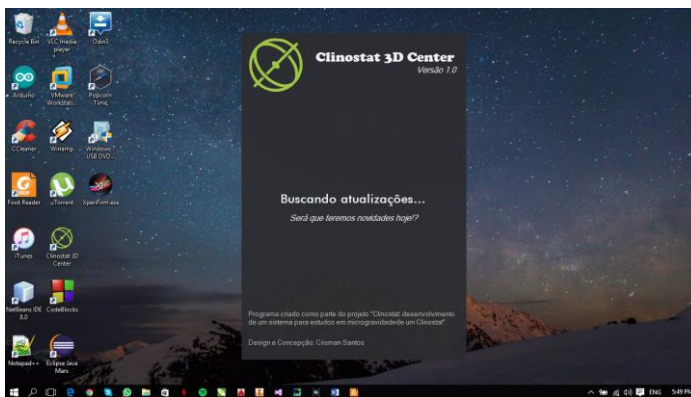


Figura 9 – Software Clinostat 3D Center. Fonte: autores.

Na sequência, na Figura 10, é apresentada a tela inicial do software, podendo ainda sofrer alterações.

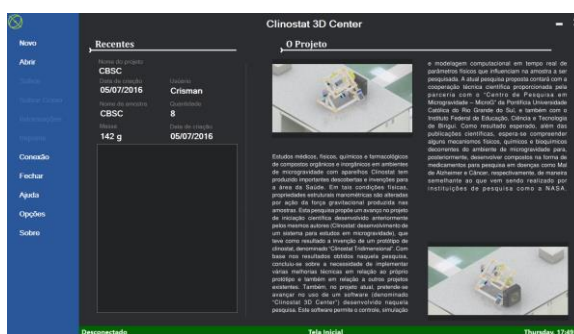


Figura 10 – Tela inicial do Software “Clinostat 3D Center”. Fonte: autores.

Agora já acessando as funcionalidades do programa, vemos na Figura 11 caracterização da amostra, os possíveis parâmetros de entrada (e ou também set points), como s parâmetros da força gravitacional (valores de referência máximo e mínimo) por eixo escolhido (X, Y, Z), as condições de bombardeamento fotônico da amostra (como luz branca, infravermelha, ultravioleta etc.).

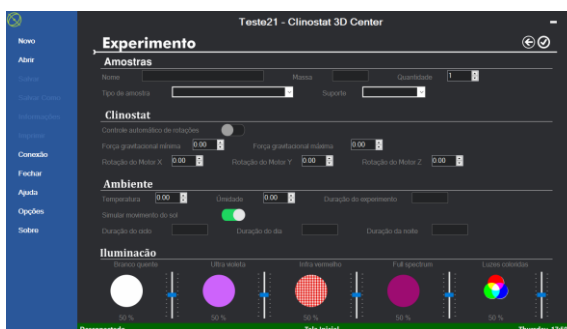


Figura 11 – Tela de configuração dos parâmetros de entrada do experimento. Fonte: autores.

Na Figura 12 é apresentada a tela que mostra uma possível simulação efetuada, trazendo resultados respectivos nas acelerações gravitacional, força centrífuga e força centrípeta, dados estes que,



Finalmente, somente a título de transparência e esclarecimento técnico, descrevemos abaixo os materiais utilizados para a construção do protótipo do Clinostat Tridimensional.

*Materiais usados:*

- Arduino Mega 2560;
- 3 MICRO MOTOR DC C/ CX RED. AK510/15PF12R3SE
- 03 Power Led 3W Full Spectrum
- 01 Kit Com 3 Power Led Rgb 3w
- 01 Conversor Usb Serial Rs232 Ttl Pl2303hx
- 01 Sensor De Gás Mq-135
- 01 Sensor Mq7 Gás / Monóxido
- 01 Acelerômetro E Giroscópio 3 Eixos Mpu-6050 Gy-521
- 01 Módulo Sensor Bluetooth Rs232 Hc-05
- 02 Pastilha Termoelétrica Peltier
- 04 Dissipador 10 x 10,4 cm
- 06 Cooler Ventilador Fan 80x80mm
- 01 Display Lcd 1602 + Módulo I2C
- 01 Arduino Pro Mini
- 1 DHT22
- 3 Dissipadores Raspberry
- 3 Power Led 3W Branco
- 1 Rolo de Filamento ABS 1kg

Softwares utilizados:

- Microsoft Visual Studio 2015 Community Edition
- Proteus 8 Professional
- Autodesk AutoCad 2016
- Autodesk Inventor 2016 PRO
- Arduino IDE 1.6
- Arduino IDE for Microsoft Visual Studio
- Virtual Serial Port Emulation

**Discussão e Conclusões:**

O projeto trouxe como resultados importantes marcos para a história científica da própria instituição Unisalesiano, a destacar:

1º: A parceria entre a instituição Unisalesiano e a Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, de

maneira geral. Destaque para esta parceria, inclui a celebração de convênio de pesquisa com o Centro de Pesquisa em Microgravidade – MicroG da PUC-RS, referência internacional na pesquisa de Medicina Aeroespacial. Talvez seja até desnecessário destacar a importância deste feito, contudo, é conveniente lembrar a importância estratégica que acreditamos possuir a potencial relação transdisciplinar entre áreas como Engenharia e Medicina.

2º: O equipamento clinostat foi concluído a contento. Inicialmente, tratava-se aparentemente de um ‘simples’ giroscópio, com o qual era possível realizar estudos no comportamento de algumas espécies de plantas. Contudo, a pesquisa em microgravidade é hoje uma das mais promissoras no campo da nanotecnologia de fármacos para doenças como câncer Mal de Alzheimer. O primeiro passo foi dado, que foi a construção do equipamento. Na sequência, novas pesquisas serão realizadas com o intuito agora de se proceder os devidos estudos de utilização desta tecnologia.

3º: A elaboração do software “Clinostat 3D Center” abre grandes possibilidades para que acadêmicos possam desenvolver outros trabalhos científicos, quer à nível de graduação, quer à nível de pós graduação. O entendimento e compreensão dos processos envolvendo o efeito gravitacional sobre seres vivos ainda não é muito explorado na comunidade científica internacional, tendo ênfase após o início das viagens espaciais tripuladas. Contudo, conforme se tem mostrado, os efeitos de ambientes com baixa gravidade e ou microgravidade, respectivamente, podem ser estendidos para compostos farmacêuticos, já que é bem conhecido os efeitos que a força gravitacional possui direta e indiretamente na estrutura molecular.

#### **Referências:**

BOMFIM, T.R. J. de S. Oligômeros do peptídeo A $\beta$  inibem a sinalização por insulina em neurônios hipocâmpais: Implicações terapêuticas para a doença de Alzheimer. Dissertação de Mestrado. Programa de Pós-Graduação em Química Biológica do Instituto de Bioquímica Médica da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (Química Biológica). Rio de Janeiro. 2010.

FELICE, F.G. DE; VIEIRA, M.N.N.; SARAIVA, L.M.; FIGUEROA-VILLAR, J.D.; GARCIA-ABREU, J.; LIU, R.; CHANG, L. KLEIN, W.L.; FERREIRA, S.T. Targeting the neurotoxic species in Alzheimer’s disease: inhibitors of A $\beta$  oligomerization. The FASEB Journal vol. 18 no. 12 1366-1372. September. 2004.

## **Exoesqueleto de membros superiores e inferiores: projeto, prototipagem e testes – estudo de caso do Laboratório de Robótica Assistiva do Unisalesiano**

Upper and lower limb exoskeleton: design, prototyping and testing – case study from the Unisalesiano

Assistive Robotics Laboratory

Jander Dantas Ferreira

Márcio Narcizo

Fabrcio Consoni Bardella

Edval Rodrigues de Viveiros

Fernando Henrique Alves Benedito

### **Resumo**

Tecnologias assistivas constituem uma série de recursos tecnológicos à favor da saúde humana e, essencialmente, com a objetiva finalidade de buscar solucionar ou, no mínimo, amenizar os impactos causados por diversas categorias de disfuncionalidades, congênitas ou adquiridas e que, invariavelmente, trazem limitações e até impossibilidades das mais variadas possíveis como, por exemplo, a mobilidade de membros superiores e inferiores. Neste sentido, exoesqueletos têm sido projetados, desenvolvidos e fabricados com a finalidade de realizar diversas funções biomecânicas, quer seja em nível terapêutico, clínico, ambulatorial e hospitalar, quer seja também em ambiente domiciliar. Este projeto traz a proposta de desenvolvimento de um destes dispositivos, na forma de um robô, cuja finalidade específica é trabalhar determinados tipos de movimentos nos membros superiores, emulando ou simulando os movimentos humanos naturais. O projeto fundamenta-se em pesquisas onde o êxito em tal aplicação já foi relativamente bem estudado, mas procura também ser um equipamento de relativa facilidade de construção ou fabricação, tendo em vista as inúmeras dificuldades técnicas encontradas para se produzir um equipamento desta natureza, além de seu alto custo. Como resultado, destacamos ter sido atingido os objetivos propostos, quer seja, a prototipagem das peças mecânicas, bem como a relativa funcionalidade na sua operação no contexto clínico-terapêutico.

Palavras-chave: exoesqueleto para membros superiores, tecnologias assistivas, biônica.

### **Abstract**

Assistive technologies constitute a series of technological resources in favor of human health and, essentially, with the objective purpose of seeking to solve or, at least, mitigate the impacts caused by different categories of dysfunctionalities, congenital or acquired, and which, invariably, bring limitations and even the most varied possible impossibilities such as, for example, the mobility of upper and lower limbs. In this sense, exoskeletons have been designed, developed and manufactured with the purpose of performing various biomechanical functions, whether at a therapeutic, clinical, outpatient and hospital level, or also in a home environment. This project proposes the development of one of these devices, in the form of a robot, whose specific purpose is to work on certain types of movements in the upper limbs, emulating or simulating natural human movements. The project is based on research where the success in such an application has already been relatively well studied, but it also seeks to be equipment that is relatively easy to build or manufacture, taking into account the numerous technical difficulties encountered in producing equipment of this nature, in addition of its high cost. As a result, we highlight that the proposed objectives were achieved, that is, the prototyping of mechanical parts, as well as the relative functionality in their operation in the clinical-therapeutic context.

Keywords: exoskeleton for upper limbs, assistive technologies, bionics.



**Introdução:**

A robótica chegou a um grande avanço internacional, com robôs cada vez mais avançados que, até de maneira assustadora, parecem querer superar o próprio ser humano. Entretanto, paradoxalmente, em algumas áreas, como da Saúde, o uso da robótica ainda está em fase bastante primitiva. Neste sentido, robôs com objetivos de trabalharem como tecnologias assistivas vem tomando vulto no cenário internacional tanto nas pesquisas em países, instituições e empresas de grande envergadura sócio-econômica-científica, como Japão (Universidade de Tóquio, Kyoto, Osaka etc.); nos Estados Unidos destacamos o MIT – Massachusetts Institute of Technology, a Universidade de Harvard, a Universidade de Duke e a NASA; a empresa Festo Corporate é líder internacional em automação industrial, e a Technical University of Munich é uma das principais universidades na área (Alemanha); Universidade de Cambridge na Inglaterra; a École Polytechnique Fédérale de Lausanne EPFL, na Suíça, se destaca no pa; na França o Institut National de Recherche en Informatique et en Automatique é um dos mais importantes organismos que coordenam as principais pesquisas, são apenas alguns poucos exemplos. Contudo, o custo de equipamentos robotizados produzidos no Japão, Europa ou Estados Unidos é algo completamente inacessível para a realidade de países como o Brasil. Por exemplo, o exoesqueleto para membros inferiores “Armeo Spring”, da empresa suíça Hocoma, custa em torno de 1 milhão de reais, e apenas instituições como a Rede de Reabilitação Lucy Montoro (estado de São Paulo) possuem condições financeiras para isto. Isto também coloca em questão o comprometimento das instituições de ensino superior nesta área (principalmente as estatais) que, invariavelmente, poderiam sensibilizar o industrial brasileiro à investir nesta área. Neste sentido, este projeto procura modestamente oferecer uma contribuição científico-tecnológica, trazendo para o campo da pesquisa e desenvolvimento tecnológico dois tipos de exoesqueletos (um para membros superiores e outro para membros inferiores). Os resultados alcançados em apenas um ano com uma pesquisa de iniciação científica já trouxeram implicações bastante promissoras como, por exemplo: a) desenvolvimento de dois projetos de protótipos de exoesqueletos; b) execução dos projetos à baixo custo e disponibilizáveis gratuitamente na internet; c) estabelecimento de critérios translacionais técnico-científicos, abordando *expertise* simultaneamente nas áreas de Engenharias (Elétrica, Mecânica, Mecatrônica, Computação, Bioprocessos), Fisioterapia, Medicina e Enfermagem; c) desenvolvimento de padrões terapêuticos (protocolos) de reabilitação, passíveis de serem utilizados para pacientes com sequelas em Acidente Vascular Encefálico, e outros pacientes neurológicos, assim como pacientes com paraplegia.

**Objetivos da pesquisa:**

Principais: 1 - Desenvolver um projeto de exoesqueleto para membros superiores, para finalidades de reabilitação em pacientes cérebro lesionados; 2 – Desenvolver um projeto de exoesqueleto para membros inferiores para pacientes paraplégicos, com objetivo de caminhada e reabilitação; 3 – Como critério de engenharia, desenvolver ambos projetos com materiais de baixo custo e disponíveis gratuitamente.

Secundários: Realizar estudos complementares (básicos e avançados) para definição técnico-científica dos parâmetros necessários para construção de ambos exoesqueletos, envolvendo:

- a) Estudo analítico biomecânico (principalmente para o exoesqueleto para membros inferiores) de maneira translacional (envolvendo Engenharias, Fisioterapia, Medicina, Enfermagem etc.);
- b) Realização de estudo para modelagem matemática, em relação ao exoesqueleto para membros inferiores e superiores, concebendo-se algoritmos computacionais e de automação para desenvolvimento de equipamentos terapêuticos similares.

## **Metodologia, materiais e métodos**

Para o desenvolvimento da parte funcional ou operacional do exoesqueleto foram utilizadas as metodologias “Análise Funcional” (PAZMINO, 2015) e “Matriz Morfológica”. Para o design do equipamento em si, ou seja, do modelo técnico dos exoesqueletos, assim como seus aspectos estéticos e ergonômicos foi empregada a metodologia “Biônica”.

Na Metodologia “Análise Funcional, foi necessário que as funções de ambos exoesqueletos fossem definidas a de requisitos técnicos mas, sobretudo, de várias características do perfil dos pacientes para os respectivos exoesqueletos.

### Análise Funcional

#### 1. Exoesqueleto para membros superiores

- a) Função principal: executar movimentos de reabilitação motora para membros superiores, mais especificamente para pacientes cérebro-lesionados
- b) Funções básicas: efetuar movimentos do exoesqueleto de acordo com os parâmetros ou protocolos estabelecidos na área médica e fisioterápica: adução, abdução, elevação, depressão, flexão e extensão e outros (HIGINO, 2002). Parâmetros como: angulação máxima de articulações (mão, braço, cotovelo e ombros), torque, matriz de inércia e etc. tem sido parametrizados em projetos de exoesqueletos como Kyrlova (2015), Babaiasi, Ghanbari e Noorani (2013), Liszka (2006), Manna e Bhaumik (2013), Wang (2011), Frisoli et al (2009), que nos dão grande fundamentação sobre as especificações para o projeto de um exoesqueleto.

Para este projeto, conforme será apresentado nos resultados, a Tabela 3 apresenta parte dos itens técnicos operacionais relacionados diretamente ao funcionamento do exoesqueleto para membros inferiores.

#### 2. Exoesqueleto para membros inferiores

- a) Função Principal: executar movimento de caminhada e reabilitação
- b) Funções básicas - executar os movimentos das fases da marcha: apoio duplo inicial (contato inicial, resposta à carga), apoio simples (apoio médio), apoio duplo final (apoio final, pré-balanço), período de balanço (balanço inicial, balanço médio, balanço final);

c) Funções secundárias: permitir que o próprio usuário comande o exoesqueleto.

Conforme mencionado no projeto inicial, “o foco do projeto é o controle dos dispositivos sensores e atuadores e que, neste sentido, possivelmente o protótipo que será desenvolvido deverá funcionar numa bancada, onde todos os testes e ensaios possíveis serão realizados. Posteriormente, o protótipo deverá ser testado numa caminhada.”

Para a “Matriz Morfológica”, segundo Pazmino (2015) o objetivo é “criar um grande número de possíveis soluções, por meio da combinação de alternativas de componentes, formas, cores, funções etc. que permitam encontrar algo novo” (PAZMINO, 2015, pg. 210).

No caso do exoesqueleto para membros inferiores deste projeto, por uma questão de perfil científico e técnico do projeto (ou seja, uma iniciação científica), tempo de projeto (12 meses) e financeiro (incerto), optou-se pelos seguintes itens e respectivas soluções:

#### **Componentes de automação:**

**Sistema sensor:** sensor mioelétrico, sensor de força, sensor de pressão etc. (ainda não implementados)

**Sistemas atuadores:** a) servo-motor e ou motor de passo; b) fio NITINOL (NiTi) ao invés do uso de músculo pneumático (que exige fonte de ar comprimido externa) – isto não foi possível ser implementado; c) interface da haste da perna com o calcanhar do exoesqueleto, utilizar superfície de contato com sistema de controle com impedância variável utilizando polímero eletroativo marca tipo 3M VHB-20 (SENGEH, HERR, 2013) atuando desde a fase do apoio inicial até o apoio duplo final – este sistema também não foi possível ser desenvolvido; d) preferência no uso do NiTi ao invés de um cilindro hidráulico, no sistema de amortecimento do calcanhar;

**Design biomecânico:** tipo biônico (conforme descrito nos resultados);

**Controle:** via controle remoto sem fio (wireless, bluetooth etc.);

**Sistema de automação:** microcontrolado, com uso de microcontrolador PIC ou ATMEGA.

#### **Biônica**

Metodologia biônica: No caso, a solução Biônica utilizada utilizou soluções na natureza (biomimética) para alguns problemas do projeto (HILL, 2013; BLUCHEL, 2009; BENYUS, 1997). Entretanto, por se tratar de um projeto que abarca precisamente a área de saúde, foram utilizadas vários procedimentos do ‘design de interação’ e da ‘biomecânica’ (BAXTER, 2000; BOUYER, 2008; PREECE, ROGERS, SHARP, 2005). Assim sendo, tais procedimentos, relacionados diretamente com a biônica, incluem:

a) Adequada configuração das possíveis “Interface homem-máquina” das partes constitutivas dos exoesqueletos (hastes, suportes, configuração, ruídos, possível produção de calor, design visual etc.) envolvendo os conceitos de “*embodied cognition*” e “*situated cognition*”, de forma a causar o menor estresse cognitivo no usuário (VIVEIROS, 2013). Estas recomendações podem ser válidas tanto para o exoesqueleto de membros superiores, quanto para o exoesqueleto de membros inferiores. Em relação a este último

verificar as parametrizações utilizadas pelos trabalhos desenvolvidos por Hugh Herr (DOUBROVSKI et al, 2014; SENGEH, HERR, 2013), principalmente no que diz respeito ao uso de materiais especiais para as áreas de contato entre o corpo humano e produtos artificiais, com atenção especial aos materiais de ação eletropolímeros (polímeros eletroativos, elastômeros dielétricos ou polímeros piezoelétricos etc.).

b) Adequada configuração de elementos relacionados com interfaces visuais, em se tratando da parte de realidade virtual do projeto (para o exoesqueleto de membro superior): aspecto afetivo, interface expressiva, uso ou não de antropomorfismo no design de interação dos agentes virtuais, Principalmente aqueles relacionados com softwares (PREECE, ROGERS, SHARP, 2005).

### **Resultados:**

Como este projeto inclui dois exoesqueletos diferentes, o exoesqueleto para membros superiores, e o exoesqueleto para membros inferiores, iremos na sequência descrever os resultados separadamente.

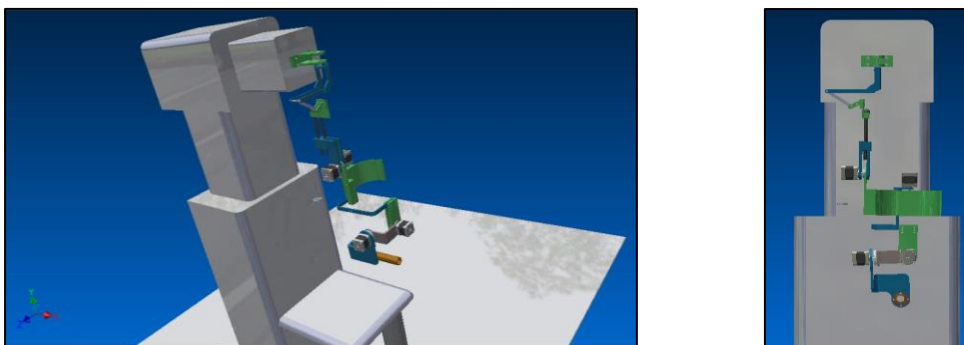
#### **Protótipo 1 - Exoesqueleto para membros superiores**

Primeiramente, devemos lembrar que este projeto de iniciação científica PIBIC-PIBIT, faz parte de um projeto desenvolvido pela própria instituição Unisalesiano, mais propriamente pelo projeto IUS – Instituições Salesianas de Educação Superior”, intitulado “Robótica assistiva para reabilitação de pacientes cérebro lesionados”. Nosso propósito em inserir tal projeto como uma iniciação científica foi precisamente fazer com que os acadêmicos participantes do mesmo pudessem participar deste tipo de modalidade de pesquisa científica, assim como se beneficiarem de todos os instrumentos possíveis científicos para finalidades curriculares (publicação de artigos, participação em eventos, certificados etc.). Neste sentido, entretanto, o prazo para conclusão deste projeto IUS é até o mês de outubro de 2018. Além disto, a maioria dos acadêmicos envolvidos neste trabalho concluirão a graduação em 2019. Por esta razão, várias etapas do projeto ainda não foram iniciadas e conseqüentemente concluídas. Para esta iniciação científica 2017-2018, o principal objetivo era apenas desenvolver o projeto (desenho), produzir um protótipo e mock-up, ou seja, gerar o modelo da estrutura mecânica do exoesqueleto, com algumas funções de automação dos motores funcionando. Posteriormente, outras implementações deverão completar o projeto. Portanto, apresentaremos aqui apenas os resultados que foram obtidos, de acordo com os objetivos estritamente definidos para a iniciação científica.

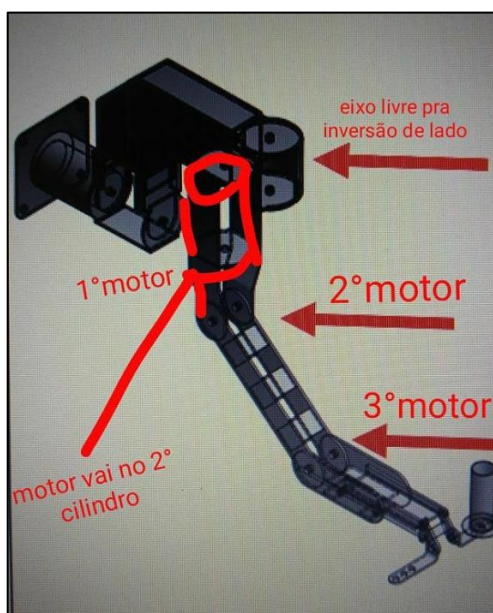
Assim sendo, dentro das várias opções de projeto possíveis para um exoesqueleto (a- exoesqueleto de bancada, para trabalho com membros superiores separadamente, exemplo do exoesqueleto “MIT Manus”; b- exoesqueleto com sistema de compensação de peso, exemplo do exoesqueleto da Hocoma “Armeo Spring”; c- exoesqueleto hidráulico-pneumático (GOPURA, KIGUCHI, MAN, 2015), optamos por um paradigma de exoesqueleto que possibilitasse o trabalho com pacientes do tipo cérebro-lesionados (com disfunção neurológica), nos ombros, realiza os movimentos de flexão, extensão, rotação interna e rotação externa, mas não efetua o movimento de abdução.

Inicialmente, pensou-se em desenvolver um exoesqueleto para membros superiores, do tipo mostrado na Figura 1. Este projeto foi desenvolvido por Aksay Pimpalkar (Indian Institute of Technology Guwahati Guwahati · Department of Mechanical Engineering) – projeto “Upper limb Exoskeleton rehabilitation device”, e está disponível gratuitamente no site [www.grabcad.com](http://www.grabcad.com).

Como podemos observar, neste exoesqueleto não existe qualquer sistema de compensação de peso (como, por exemplo, no exoesqueleto da marca Hocoma “Armeo Spring”), nem sistemas de regulagem das hastes respectivas ao braço e antebraço. Assim, a partir desta proposta inicial, projetou-se o exoesqueleto mostrado na Figura 2.



**Figura 1** – Proposta inicial de exoesqueleto para membros superiores. Fonte: PIMPALKAR (2017).



**Figura 3** – Primeira proposta de exoesqueleto para membros superiores. Fonte: autores.

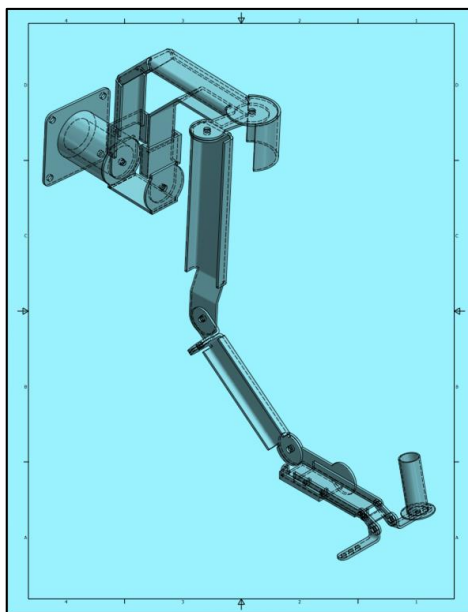
Este exoesqueleto (Figura 2), foi projetado inicialmente contendo 3 atuadores (motores), o que seria modificado para a proposta final, conforme vemos a partir da Figura 3.

Assim sendo, após uma série de ‘brainstorming’ e ‘briefing’, em conjunto com o orientador, acadêmicos e também com a co-orientação do Fisioterapeuta e Engenheiro Mecatrônico Fernando Henrique Benedito, chegou-se aos seguintes critérios ou resultados de projeto:

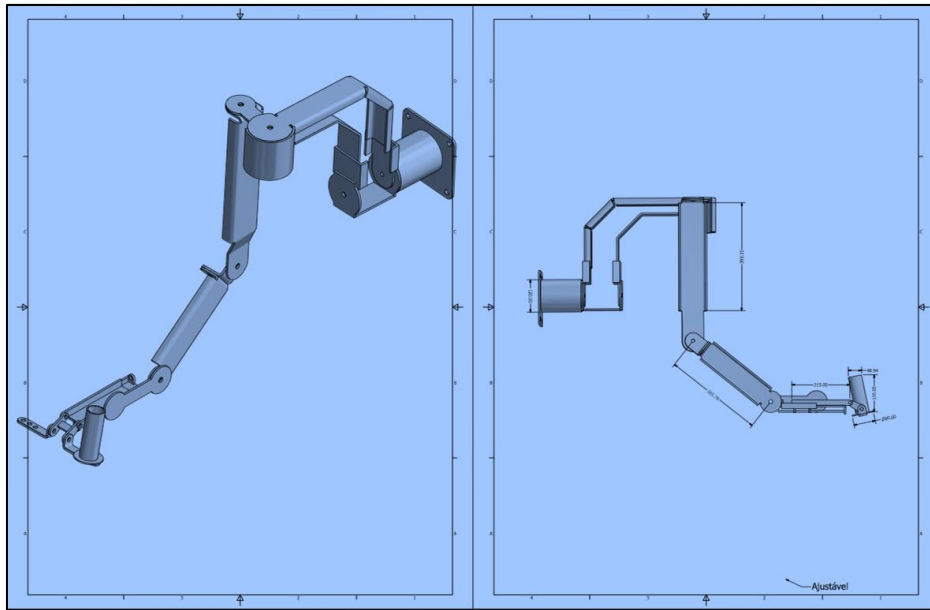
- a) Perfil do paciente para utilização do exoesqueleto: pacientes com sequelas neurológicas;
- b) Local de atendimento: será executado na Clínica de Fisioterapia do Unisalesiano de Araçatuba;
- c) Protocolo de tratamento/terapêutico: definição Programa de tratamento definido pela equipe de Fisioterapia, para ser transformado em ‘algoritmo’ de automação dos movimentos do exoesqueleto, tempo de tratamento, série de repetições, velocidade do movimento (do motor);
- d) Funcionalidade do exoesqueleto (item inédito no projeto): o equipamento trabalha com o princípio da “Bilateralidade”, ou seja, permite ser utilizado tanto pelo braço direito quanto pelo braço esquerdo, respectivamente. Também na manopla da mão há a possibilidade para este ajuste;
- e) Graus de liberdade: 3 graus de liberdade (dois para os ombros, e um para os cotovelos);
- f) Material de fixação do braço ao exoesqueleto: velcro ajustável;
- g) Ajustes: 1) tamanho do tamanho do antebraço; 2) bilateralidade de ajuste do pulso (direito,esquerdo);
- h) Material de fabricação do exoesqueleto: alumínio.

### Resultado 1 – Projeto do exoesqueleto para membros superiores

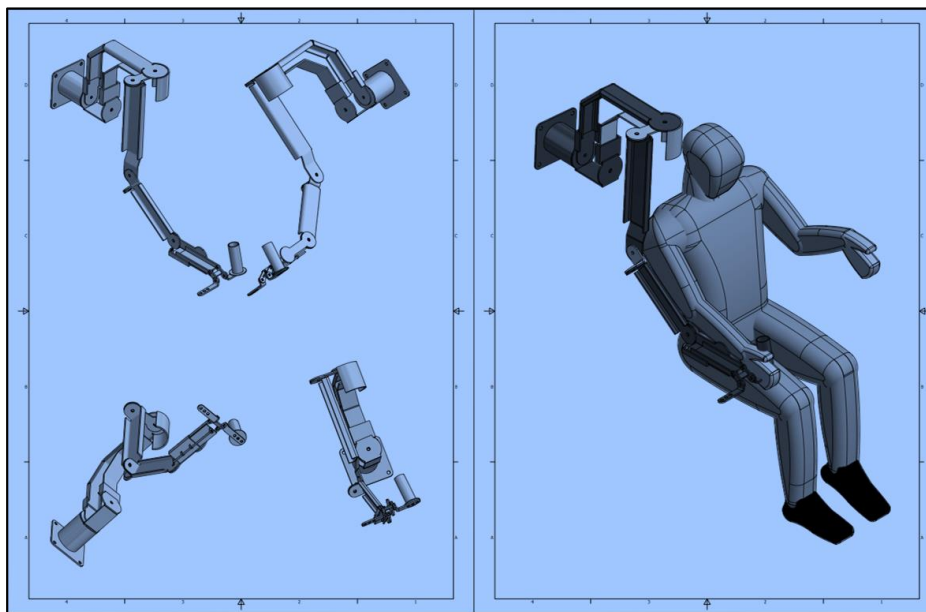
Nas Figuras de 4 até 7 são apresentados as respectivas vistas do projeto do exoesqueleto.



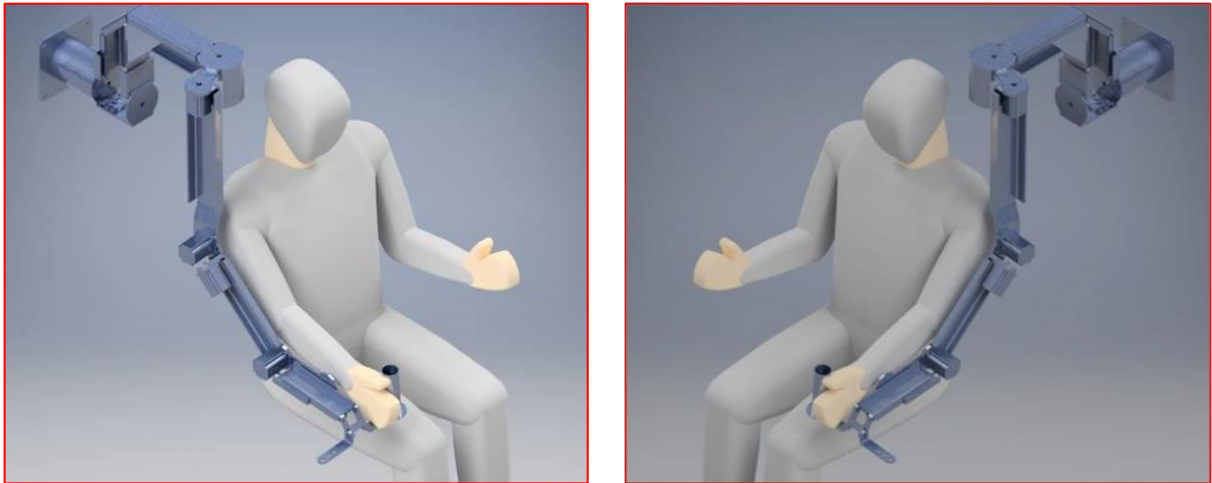
**Figura 4** – Exoesqueleto sem os motores. Fonte: autores.



**Figura 5** – Vista esquerda em perspectiva, e vista lateral. Fonte: autores.



**Figura 6** – Vistas direita e esquerda, e vista superior, e vista com manequim antropométrico. Fonte: autores.

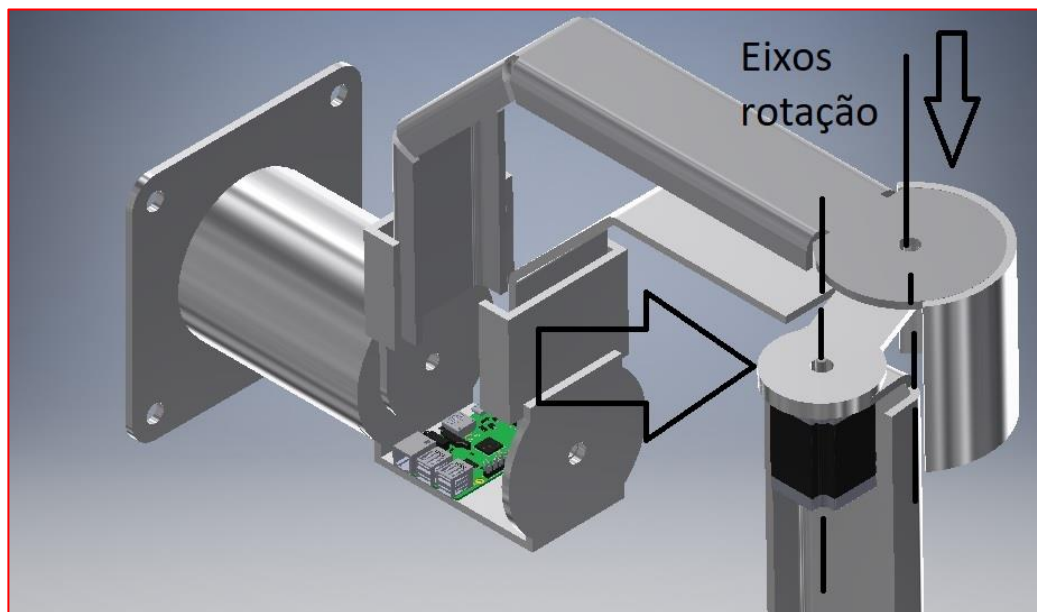


**Figura 7** – Exoesqueleto, mostrando paciente utilizando respectivamente os braços direito e esquerdo.

Fonte: autores.

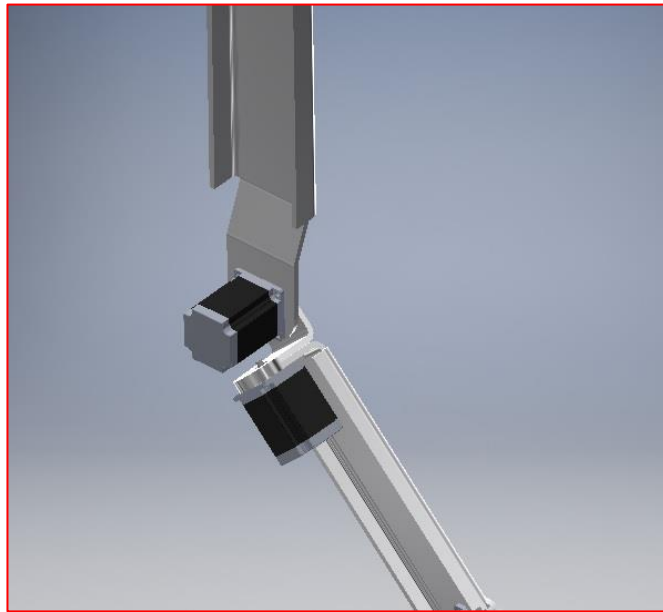
#### Desenhos técnicos – detalhes com os motores

Nas Figuras 8 até 10 temos o posicionamento dos motores (atuadores) nas respectivas juntas do exoesqueleto.

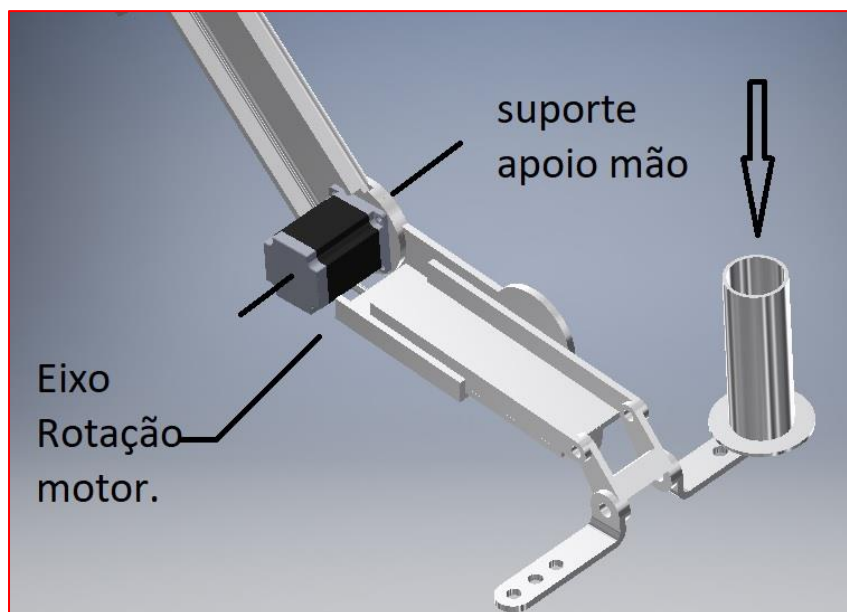


**Figura 8** – Posicionamento do motor na junta correspondente ao ombro do exoesqueleto. Fonte: autores.





**Figura 9** – Posicionamento dos dois motores próximos ao cotovelo do exoesqueleto. Fonte: autores.



**Figura 10** – Posicionamento do motor na junta do antebraço (haste regulável), e manopla (bilateralidade intercambiável). Fonte: autores.

No Quadro 1 visualiza-se os três graus de liberdade do exoesqueleto, com as respectivas juntas e movimentos, assim como a amplitude ou a faixa de movimento máximo (*range of motion*).

**Quadro 1** – Juntas do exoesqueleto, com respectivas faixas de movimento permitidos (amplitude).

Grau de liberdade	Junta	Movimento	ROM – <i>range of motion</i>
1	Ombro	Extensão	0-30°
	Ombro	Flexão	0-90°
2	Ombro	Rotação interna	0-90°
	Ombro	Rotação externa	0-90°
3	Cotovelo	Flexão- extensão	0-120°

Fonte: autores.

## Resultados 2 - Análises de esforços mecânicos (stress), Tensão de Von Mises, Fadiga (tensões) nas peças e no exoesqueleto

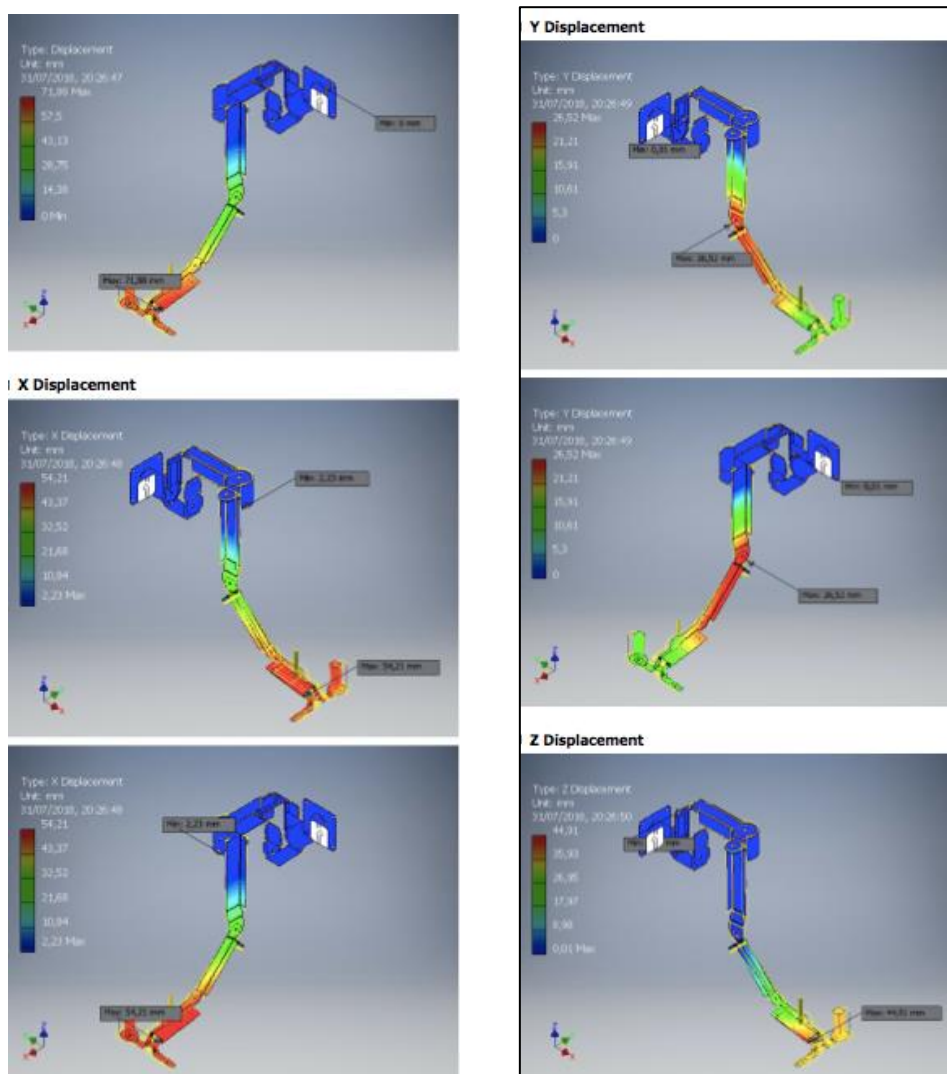
Estas análises numéricas são desenvolvidas mediante um relatório detalhado, mostrando os diversos planos XYZ e suas possíveis combinações, à partir dos valores de carga ou força exercida sobre a estrutura do exoesqueleto, considerando-se também a força peso do braço do paciente. Na sequência, os diversos gráficos fornecem valores precisos de tensões mecânicas, que servem para análises sobre possíveis pontos de ruptura, de cisalhamento nas diversas peças do exoesqueleto. À partir da interpretação destes resultados numéricos, medidas corretivas podem ser tomadas como, por exemplo, variar a espessura do material, alterar o material de fabricação desta ou daquela peça, etc. Para isto, no Quadro 2, apresenta-se alguns valores de set point (dados de entrada), a partir dos quais os parâmetros de cálculos para estas análises foram desenvolvidas. Conforme podemos observar neste quadro, o material escolhido foi o alumínio 6061, com respectiva densidade, módulo de Young e outros parâmetros. Na sequência, são descritas as respectivas peças constituintes da estrutura mecânica do exoesqueleto.

**Quadro 2** – Parâmetros mecânicos – set points – do exoesqueleto.

Material(s)		
Name	Aluminum 6061	
General	Mass Density	2,7 g/cm <sup>3</sup>
	Yield Strength	275 MPa
	Ultimate Tensile Strength	310 MPa
Stress	Young's Modulus	68,9 GPa
	Poisson's Ratio	0,33 ul
	Shear Modulus	25,9023 GPa
Part Name(s)	pulso até cotovelo peça 2 pulso até cotovelo peça 1 MÃO peça 1 MÃO peça 2 MÃO peça 2 MÃO peça 3 MÃO peça 3 MÃO peça 4 cotovelo antebraço peça 1 MÃO peça 5 MÃO peça 5 luva peça 2 luva peça 1 ombro base peça 1 ombro base peça 16 ombro base peça 17 ombro base peça 17 ombro base peça 2 ombro base peça 2 ombro base peça 19 ombro base peça 21 ombro base peça 6 ombro base peça 7 ombro base peça 22 ombro base peça 11 cotovelo antebraço peça 7 MÃO peça 1 MÃO peça 1	

Fonte: autores.

**Gráficos de análises de forças de tensão (stress), segundo os respectivos eixos e suas combinações**



**Figura 11** – Gráficos do deslocamento (eixos XYZ) produzido segundo carga aplicada. Fonte: autores.

Estes gráficos mostram o quanto a estrutura sofre de deslocamento, de acordo com cada eixo XYZ, conforme o valor de carga a ser aplicado.

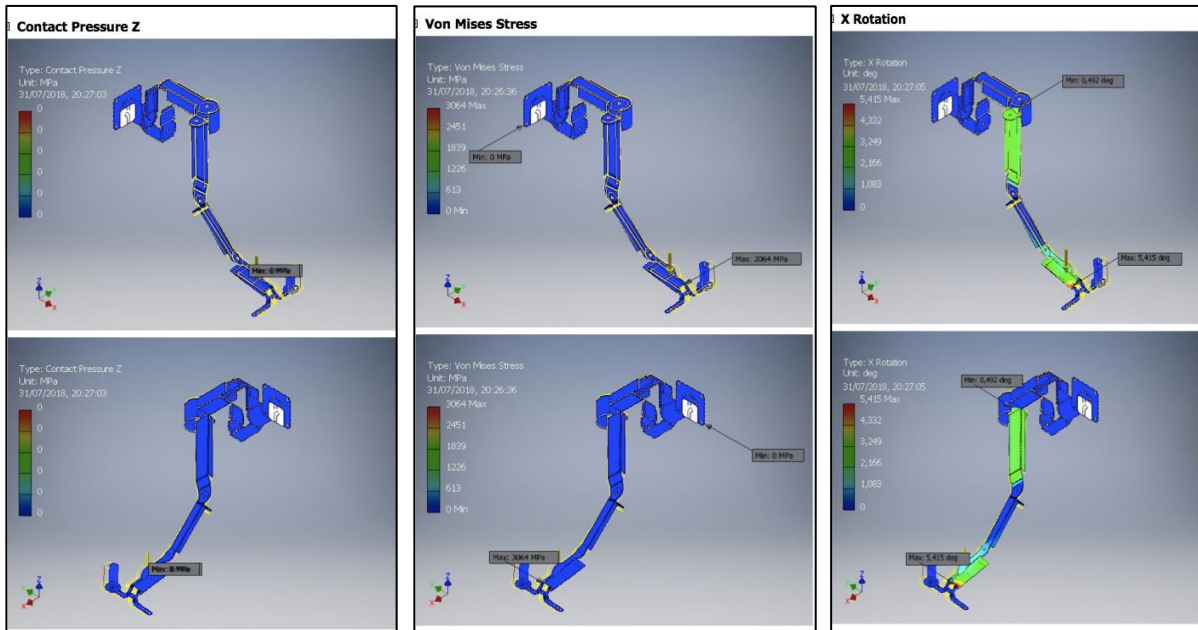


Figura 12 – Gráficos da força de compressão no eixo Z, tensão de Von Mises, e Rotação no eixo X.

Fonte: autores.

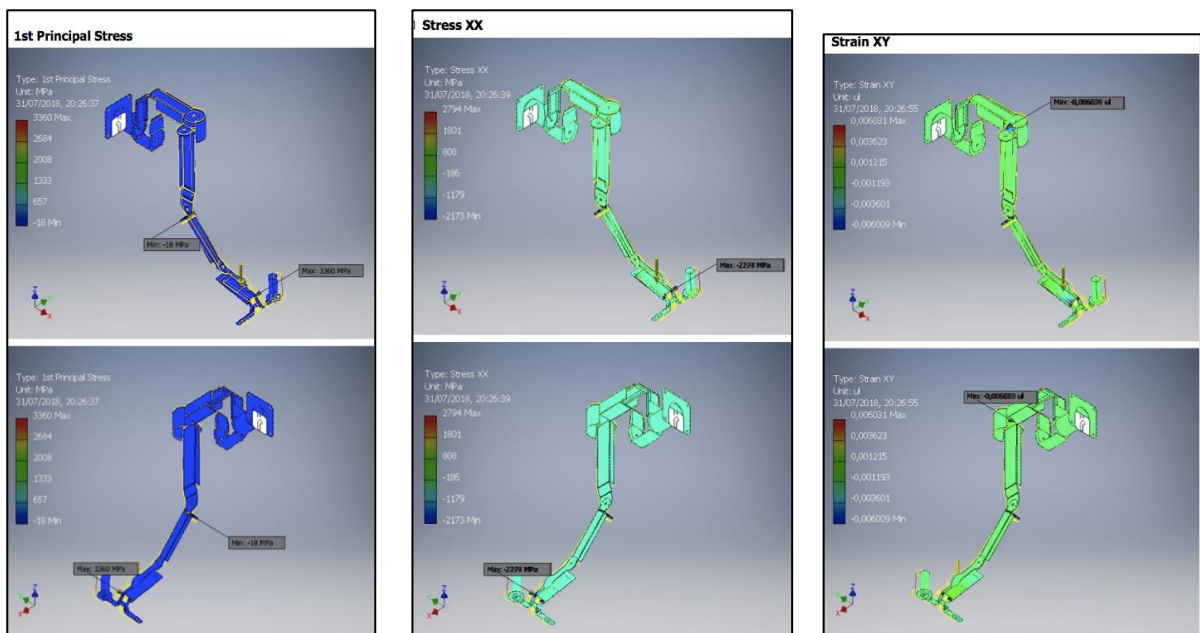


Figura 13 – Análises gráficas do “stress principal”, “stress no plano XX”, e “stress no plano XY”.

Fonte: autores.

Oportunamente, por ocasião da conclusão final deste projeto, outras análises gráficas, assim como respectivas tabelas deverão ser geradas. Além disto, é previsto que o material de construção do exoesqueleto (atualmente calculado para o alumínio), seja alterado para o material conhecido como PLA (ácido poliático),

utilizado em impressoras 3D.

### Resultados 3 - Automação do exoesqueleto

Para o controle de funcionamento do exoesqueleto, de maneira automatizada, foram desenvolvidos os três módulos de controle apresentados nas Figuras 14, 15 e 16, respectivamente um CLP da marca WEG modelo Clic02, na forma de um painel de bancada portátil (Figura 14), outro módulo com controle utilizando placa com 8 relês e um microcontrolador Arduino (Figura 15), e ainda mais um módulo também com CLP da marca WEG modelo Clic02, ainda como um painel didático, porém bem mais robusto (uso contínuo), conforme mostrado na Figura 16.



Figura 14 – Módulo com CLP WEG Cli02. Fonte: autores.

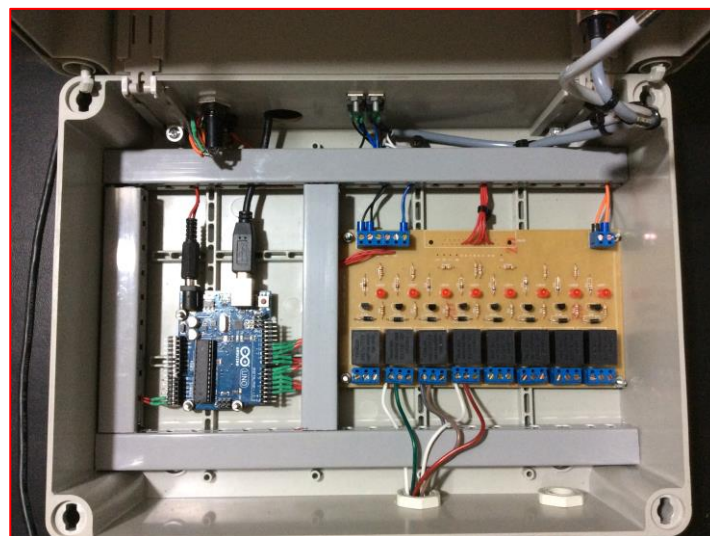
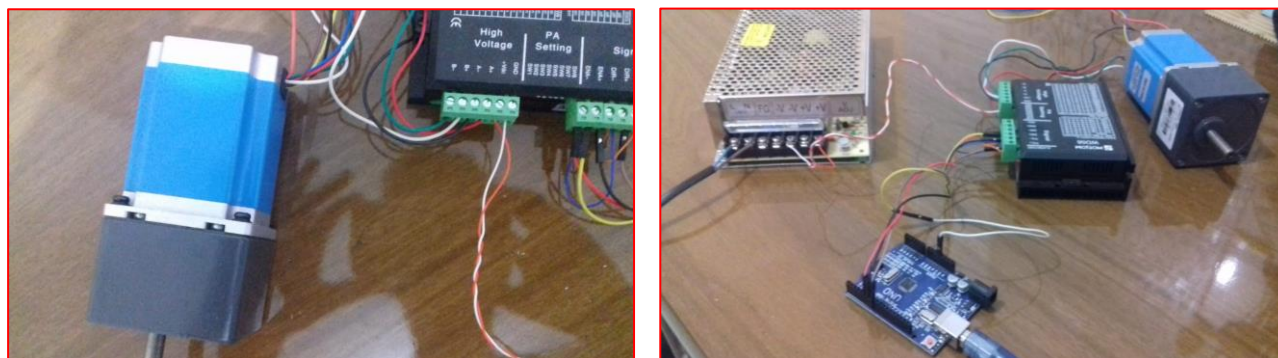


Figura 15 – Módulo com relês e placa microcontrolada Atmega Arduino. Fonte: autores.



**Figura 16** – Painel com CLP WEG Clic02. Fonte: autores.

Nas Figuras 17 e 18 vemos um dos motores que serão utilizados no exoesqueleto, em fase de testes, com o devido driver e fonte de alimentação. Convém destacar que esta etapa de automação não faz parte dos objetivos deste projeto. Entretanto, conforme aqui apresentado, já foram obtidos diversos avanços no sistema de automação do equipamento. Posteriormente, assim que o exoesqueleto estiver construído, serão efetuados os testes e ajustes necessários.

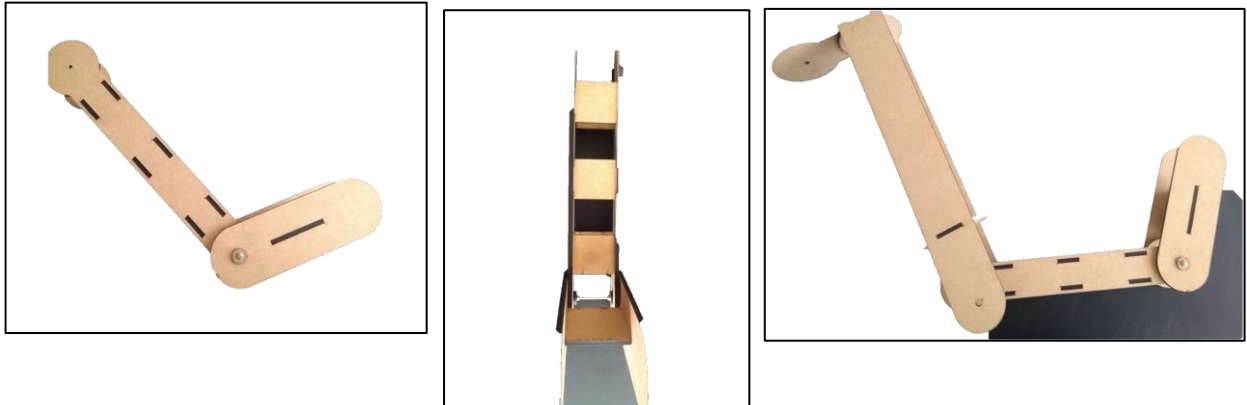


**Figuras 17 e 18** – Motor de passo NEMA 35, com respectivo driver e fonte de alimentação. Fonte: autores.

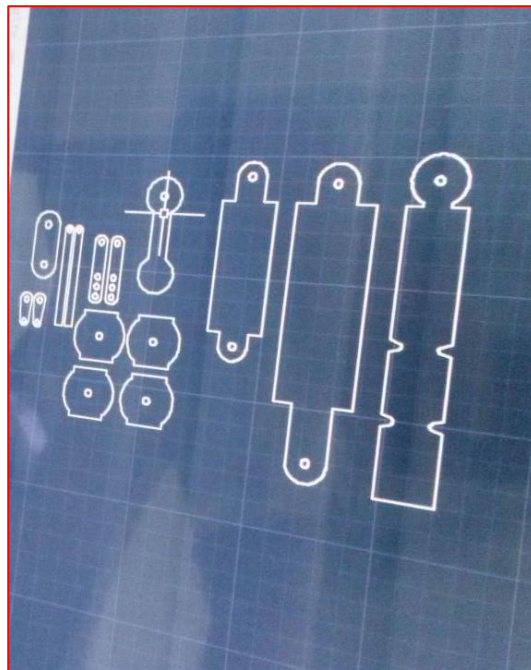
#### **Resultados 4 - Prototipagem – modelagens de *mock-up* e protótipo semifinal**

O processo de produção de *mock-up* (modelo em processo de alteração) e prototipagem (construção do protótipo semifinal ou final) pode envolver diversos processos industriais como: a) Modelagem em MDF; b) Modelagem em impressora 3D; c) Modelagem em oxicorte. O projeto encontra-se na parte de montagem. Contudo, para minimizar possíveis erros funcionais, inicialmente foi construído um modelo tridimensional

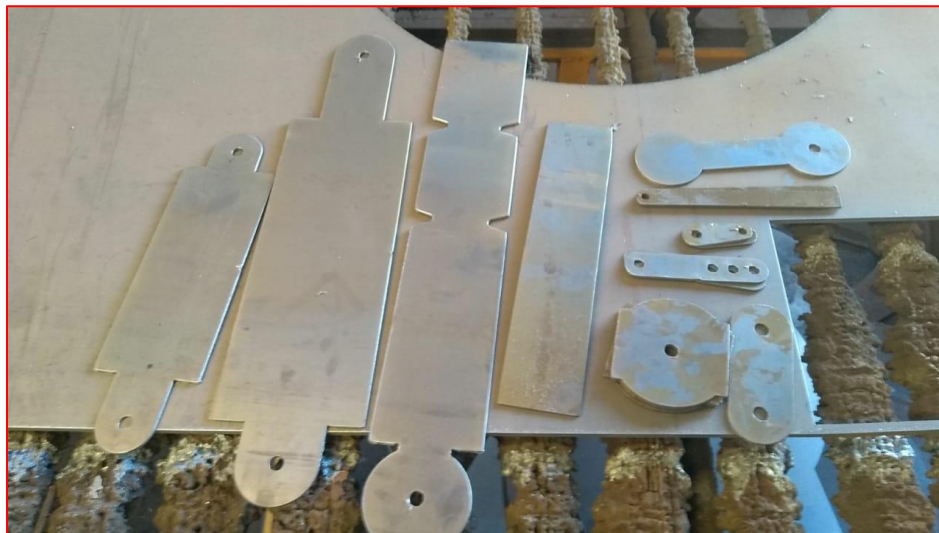
em material MDF, conforme mostrado nas Figuras 19 a 21. No presente momento, está se construindo a montagem em chapas de aço, conforme apresentado na Figura 22 (desenhos das peças para envio para máquina de oxicorte), e Figura 23 com algumas peças já cortadas.



**Figuras 19, 20 e 21** – Modelo em tamanho real, construído em MDF. Fonte: autores.



**Figura 22** – Peças do exoesqueleto no software preparadas para envio na máquina de oxicorte. Fonte: autores.



**Figura 23** – Peças modeladas em aço, pelo processo de oxicorte. Fonte: autores.

Posteriormente, algumas peças serão prototipadas na impressora 3D, utilizando-se o material denominado PLA (ácido poliático), material atóxico, com considerável resistência mecânica (módulo de Young) e, principalmente, biodegradável (feito à base de amido de milho). A ideia é que, após o preciso funcionamento do exoesqueleto, a maior quantidade possível de peças possam ser totalmente construídas com o PLA, em virtude de seu baixíssimo custo, quando comparado a outros materiais, como o próprio alumínio.

### **Exoesqueleto para membros inferiores**

Este projeto de um exoesqueleto, está sendo desenvolvido como um trabalho de conclusão de curso, de acadêmicos participantes desta iniciação científica.

Devemos inicialmente mencionar a imprescindível colaboração das seguintes pessoas neste projeto: acadêmico de Fisioterapia Gabriel Neves de Carvalho (Unisalesiano), e co-orientação do Fisioterapeuta e Engenheiro Mecatrônico Fernando Henrique Benedito. A interdisciplinaridade ou, melhor dizendo, análise translacional neste projeto foi quanto as aspectos da biomecânica do movimento aplicada ao desenvolvimento do projeto do exoesqueleto.

Na sequência, apresentaremos os respectivos resultados obtidos até o momento (agosto de 2018) para este projeto, ressaltando que todos os objetivos propostos para esta iniciação científica foram atingidos e que os demais objetivos estarão sendo cumpridos até o final do presente ano de 2018.



### Resultado 1: Projeto técnico do exoesqueleto

Na Figura 23 apresenta-se o modelo do exoesqueleto para membros inferiores aqui desenvolvido. Na Figura 24, apresenta-se outro projeto de exoesqueleto, também tendo como orientador e co-orientador os mesmos pesquisadores deste projeto. Contudo, apesar deste projeto não ser diretamente desta iniciação científica (trata-se também de um trabalho de conclusão de curso, de acadêmicos de Engenharia Mecânica), porém, seguiu os mesmos parâmetros biomecânicos do projeto da Figura 23.

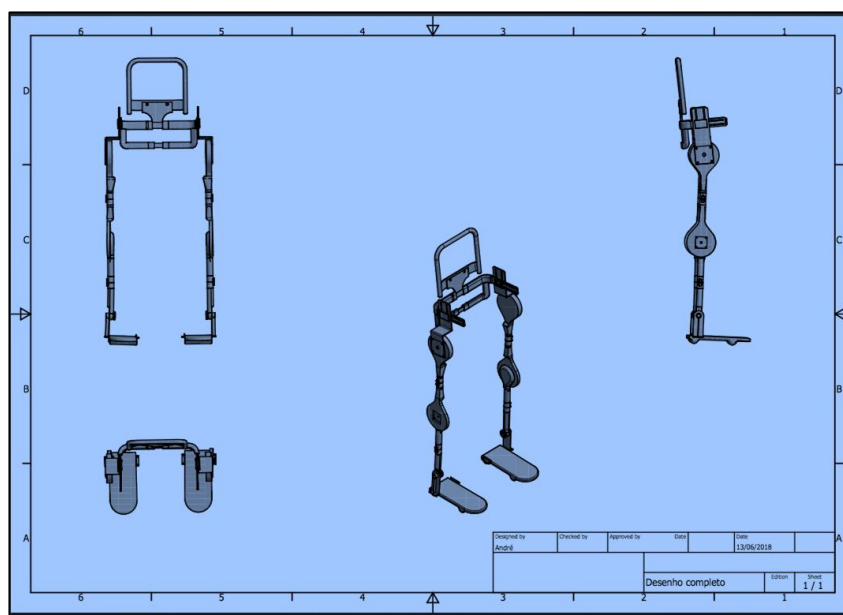


Figura 24 – Exoesqueleto para membros inferiores. Fonte: autores.

Estamos mencionando este fato, pela razão importantíssima de que, efetivamente, é a primeira vez dentro da instituição Unisalesiano de Araçatuba, que um projeto de engenharia é realizado com absoluta integração, interdisciplinaridade e, tecnicamente, utilizando-se um “modelo translacional” com pessoal da Fisioterapia. Concomitantemente, no contexto didático-pedagógico do Unisalesiano, ambos projetos foram desenvolvidos levando-se em consideração as chamadas “Metodologias Ativas” (mencionando-se algumas como “*Design Thinking*”, “*PBL – Problem Based Learning*”, “*TBL – Team Based Learning*”, “*Peer Instruction*” (Instrução por pares) e outras).

Como consequência desta ação translacional, e também como apresentação de resultados técnico-científicos que, inclusive, poderão compor dados organizados como um “protocolo”, destacamos:

- 1- Desenvolvimento de um algoritmo computacional para automação de exoesqueletos: isto inclui o controle de parâmetros como velocidade, frequência (oscilação por segundo), aplicação de força, de torque, reação de força resistiva do paciente, quantidade de repetições terapêuticas efetuadas pelo equipamento, de acordo com as condições funcionais do paciente (ver Código Internacional de Funcionalidades – CIF);
- 2 – Desenvolvimento de software para interface homem-máquina, com objetivo de auxiliar o Fisioterapeuta durante o procedimento de controle dos exoesqueletos (tanto o para membros superiores, quanto o

exoesqueleto para membros inferiores);

3 – Agregar conhecimentos específicos translacionais envolvendo: a) utilização de dispositivos sensores específicos para a área da Fisioterapia e Medicina. Exemplo: sensor mioelétrico; b) utilização, ajuste, adaptação de dispositivos atuadores, por exemplo, motor de passo, servo-motor, motor de corrente contínua, atuadores hidráulicos e atuadores pneumáticos, músculos pneumáticos; c) possível utilização do material nitinol (NiTi), como atuador, substituindo-se os motores ou atuadores hidráulicos ou pneumáticos; d) desenvolvimento de peças mecânicas específicas para soluções envolvendo equipamentos para uso fisioterápico e medicinal.



**Figura 25** – Exoesqueleto para membros inferiores, desenvolvidos por acadêmicos de Engenharia Mecânica. Fonte: autores.

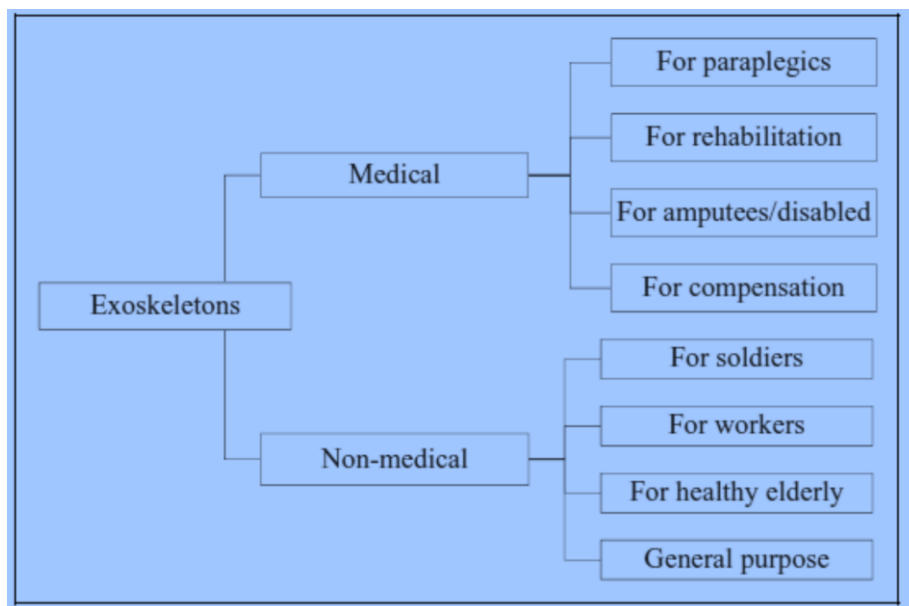
Para se chegar a estes modelos de exoesqueleto utilizou-se a metodologia conhecida como **Matriz Morfológica**, conforme indicado por Pasmino (2016). Esta matriz foi desenvolvida para se chegar a uma proposta final de modelo de exoesqueleto, levando-se em consideração não apenas aspectos técnicos e científicos mas, sobretudo, o fator tempo e custos para construção do protótipo. Assim sendo, na Tabela 1 apresentamos os principais itens para obtenção desta Matriz Morfológica.

**Tabela 1** – Matriz Morfológica, para definição dos parâmetros a serem desenvolvidos para o exoesqueleto.

Parâmetro técnico	Marca, modelo, instituição de pesquisa do exoesqueleto					
	H2 Robotic	NASA X1	Ekso Bionics	Biomechatronic/MIT	Panasonic	Solução 6
Tipo ou função do exoesqueleto	Caminhada	Caminhada + reabilitação	Caminhada			
Modelo do elo da coxa						
Modelo do elo da perna						
Sistema de articulação do tornozelo (junta perna-pé)	Motor CC Maxion					
Atuador do quadril	Motor CC Maxion					
Atuador do joelho					Step motor NEMA 35	
Atuador do tornozelo						
Sistema de automação utilizado						
Protocolo de comunicação				RFID		
Fonte de energia do sistema						
Controle da dinâmica do exoesqueleto						
Sistema com controle PID (Proportional, Integral, Derivative)			PID			
Sistema de variação dinâmica da impedância						
Sistemas de amortecimento e impulso nos pés						
Sistema de controle e compensação de equilíbrio						

Fonte: autores.

Assim, na primeira coluna (da esquerda), escolhemos os parâmetros técnicos do exoesqueleto. Nas demais colunas, coloca-se os respectivos modelos de exoesqueletos que serão analisados. Para isto, teve-se como fundamento o trabalho de Rupal e colaboradores (2017), sendo escolhido 24 exoesqueletos diferentes, classificados como “Medical – Paraplegics”, “Medical – Rehabilitation”, “Medical - amputees/disabled” e “Medical – Compensation”. A este respeito, consulte-se a Figura 26, onde é realizada as classificações dos tipos possíveis de exoesqueleto.

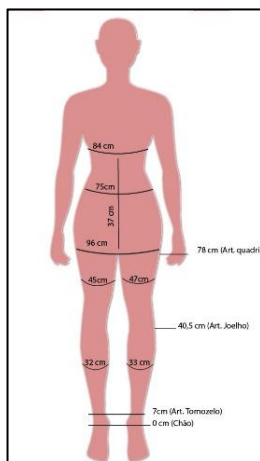


**Figura 26** – Tipos de exoesqueletos. Destacando que, para este projeto, optou-se por aqueles considerados “Medical” (for paraplegics, for rehabilitation, for amputees/disabled, for compensation). Fonte: Rupal et al. (2017).

## Resultado 2 - Parâmetros do estudo antropométrico

Um estudo teórico e experimental antropométrico envolvendo a biomecânica da marcha foi desenvolvido, analisando-se as fases da caminhada para, a partir disto, definir-se os respectivos movimentos a serem efetuados pelos motores, de acordo com o valor em angulação do corpo humano para cada uma destas fases. Posteriormente, estes valores irão compor a programação computacional a ser implementada para o processo de automação do exoesqueleto (Manual de Goniometria, 2016).

Para a definição do projeto mecânico (estrutura física, definição de materiais para cada parte do exoesqueleto, espessura das respectivas partes), levou-se em consideração o peso e as dimensões de um paciente real, conforme as medidas indicado na Figura 27. Devemos destacar que o projeto ainda não foi encaminhado ao Conselho de Ética, em razão de que nesta fase não será realizado qualquer intervenção junto ao paciente.

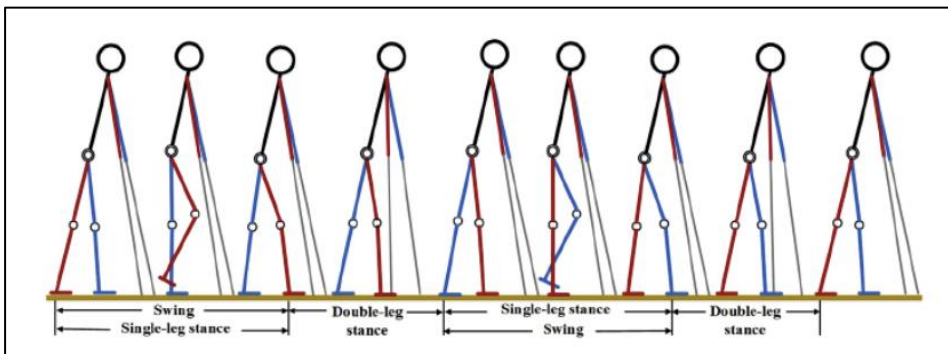


**Figura 27** – Medidas reais do paciente que utilizará o exoesqueleto para membros inferiores. Fonte: autores.

## Resultados 3 – parâmetros de análise da biomecânica da marcha

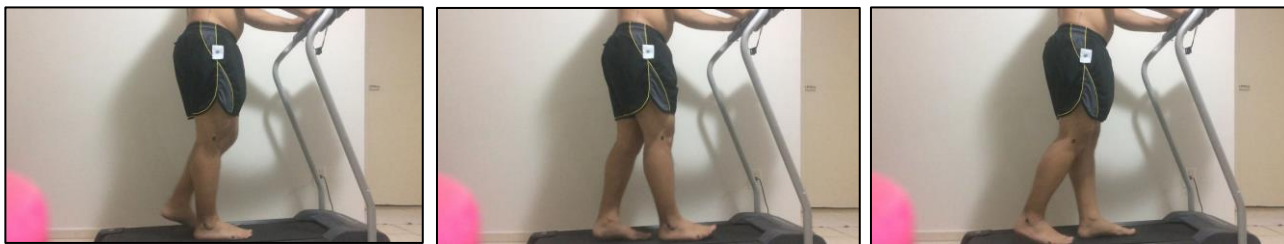
O estudo biomecânico é extremamente necessário pois é por intermédio disto é que se torna possível delimitar as condições de contorno para operação do exoesqueleto, que envolve inicialmente os valores de variáveis de “entrada” (set-points) e, posteriormente, os consequentes valores de “saída”. Exemplo, a angulação do usuário e consequentemente do exoesqueleto para fazer com que a pessoa sentada se levante (variação de ângulo de quadril, coxas, pernas, distribuição do centro de gravidade no espaço etc.).

Desta maneira, para esta definição, adotou-se as considerações biomecânicas das fases do movimento (Figura 28), conforme um estudo matemático detalhado publicado por Chen e colaboradores (2017).

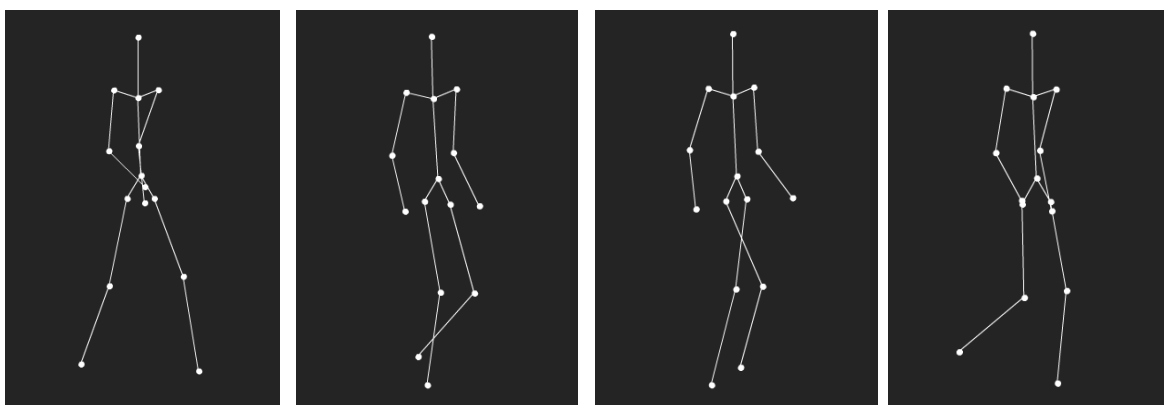


**Figura 28** – Fases do movimento, notando-se um apoio (tipo bengala), para paciente com paraplegia. Fonte: Chen et al, 2017.

Para este projeto, está se realizando um estudo similar ao apresentado na Figura 28, utilizando-se análise dos movimentos da marcha. Na Figura 29 podemos acompanhar estes resultados preliminares, e na Figura 30 temos uma análise simplificada, feita pelo software “Biologlab”, desenvolvido pela “School of Computing” da “Queens University” e pelo “Department of Biology” – ambos pertencentes à “Queen's University in Kingston, Ontario (Canadá)”.



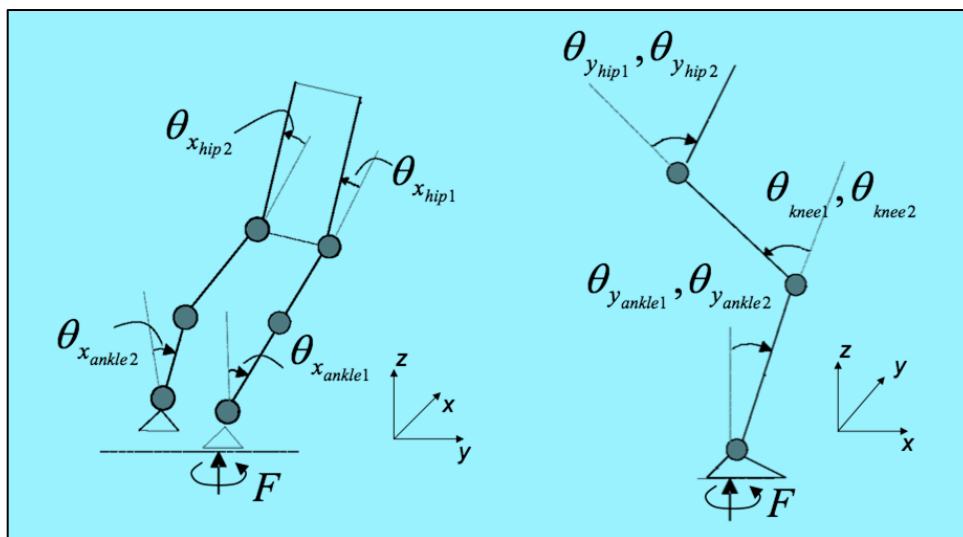
**Figura 29** – Parte de estudo da marcha em esteira. Fonte: autores.



**Figura 30** – Análise de marcha utilizando software “Biologlab” (Queens University – Canadá). Fonte: autores.

**Resultados 4 - parâmetros para o modelo matemático do exoesqueleto**

Para que este exoesqueleto tivesse uma fundamentação matemática, adotou-se uma modelagem matemática fundamentada no modelo proposto por Menga e Ghirardi (2018), que fornece um estudo completo sobre a biomecânica do movimento. Assim, na Figura 31 vê-se o “Diagrama de Corpo Livre” para o modelo do exoesqueleto deste projeto. Convém dizer que é a partir destas considerações matemáticas que se pode quantificar diversas situações biomecânicas, pois o adequado funcionamento do exoesqueleto depende completamente de uma quantidade muito grande de variáveis de entradas (chamadas de “set-points”) que, conseqüentemente, produzem diversas condições de saída. Eventualmente, quando algum comportamento anômalo for verificado, poder-se-á inferir ajustes nestes parâmetros. Por exemplo, na eventualidade de necessidade de se desenvolver um sistema de controle de equilíbrio (devido à variação constante do centro de gravidade) do conjunto usuário (paciente) – exoesqueleto, medidas podem ser tomadas para a correção deste problema, como, por exemplo, incremento de um algoritmo com sistema PID (*Proportional, Integrative, Derivative*)



**Figura 31** – Planos sagitais das hastes e juntas do exoesqueleto, fornecendo o “Diagrama de Corpo Livre” para o exoesqueleto. Fonte: adaptado de Menga e Ghirardi (2018).

Com isto, chega-se às Equações (1) seguintes, que fornecem a velocidade de movimento do exoesqueleto, considerando-se coxas, pernas e pés:

$$\begin{aligned}
 (1) \quad \dot{\theta}_y &= [\dot{\theta}_{y_{ankle1}}, \dot{\theta}_{knee1}, \dot{\theta}_{y_{hip1}}, \dot{\theta}_{y_{hip2}}, \dot{\theta}_{knee2}]^T \\
 \dot{\theta}_x &= [\dot{\theta}_{x_{ankle1}}, \dot{\theta}_{x_{hip1}}, \dot{\theta}_{x_{hip2}}]^T
 \end{aligned}$$

A partir disto, obtêm-se os valores respectivos de torques – Equações (2) -, que possibilitam estimar a força necessária dos motores a serem utilizados no exoesqueleto.

$$(2) \quad \begin{aligned} \mathbf{T}_y &= [T_{y_{ankle_1}}, T_{knee_1}, T_{y_{hip_1}}, T_{y_{hip_2}}, T_{knee_2}]^T \\ \mathbf{T}_x &= [T_{x_{ankle_1}}, T_{x_{hip_1}}, T_{x_{hip_2}}]^T. \end{aligned}$$

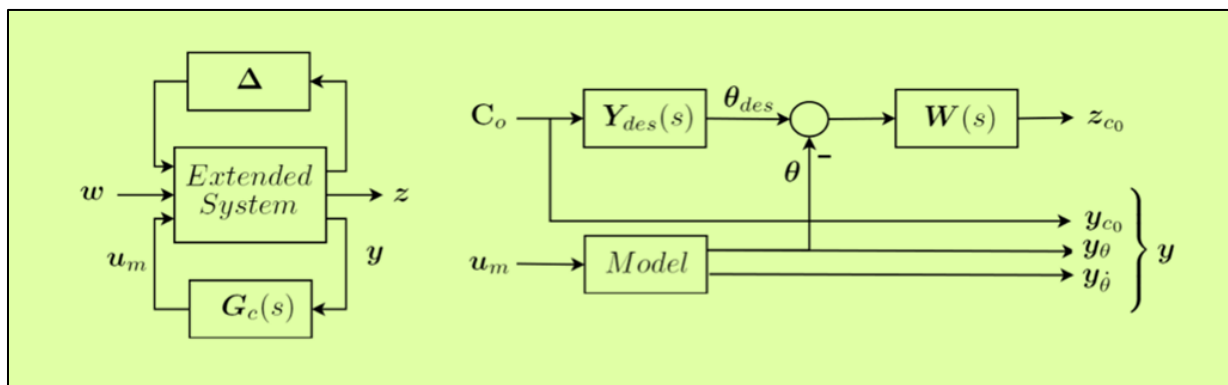
Finalmente, com estas e outras equações (que não são aqui apresentadas), obtêm-se as equações que parametrizam as condições para se determinar as coordenadas do Centro de Gravidade do exoesqueleto – Equações (3) .

$$(3) \quad \begin{aligned} ZMP_x &= \frac{-T_{y_{foot_1}} - T_{y_{foot_2}} + x_{foot_1} * F_{z_{foot_1}} + x_{foot_2} * F_{z_{foot_2}}}{F_{z_{foot_1}} + F_{z_{foot_2}}}, \\ ZMP_y &= \frac{T_{x_{foot_1}} + T_{x_{foot_2}} + y_{foot_1} * F_{z_{foot_1}} + y_{foot_2} * F_{z_{foot_2}}}{F_{z_{foot_1}} + F_{z_{foot_2}}} \end{aligned}$$

Isto é necessário para, posteriormente, construir-se um algoritmo de servomecanismo e controle, ou seja, uma programação computacional necessária para a automação dos motores de passo utilizados, corrigindo eventuais oscilações no movimento do paciente no espaço (biodinâmica do movimento, de acordo com a alteração no Centro de Gravidade do indivíduo).

**Resultados 5 – Parâmetros de Automação e Controle do Exoesqueleto**

Finalmente, a partir de todos resultados anteriores (Projeto do Exoesqueleto, Parâmetros do Estudo Antropométrico, Parâmetros de Análise da Biomecânica da Marcha, Parâmetros para o Modelo Matemático do Exoesqueleto) chegamos aos Parâmetros de Automação e Controle do Exoesqueleto, que fornecerá o **“modelo de automação”** adotado para o exoesqueleto. Assim, na Figura 32 apresenta-se tal modelo na forma de um **Diagrama de Blocos** , adaptado de Menga e Ghirardi (2018).



**Figura 32** – Diagrama de Blocos do sistema de automação e controle adotados. Adaptado de Menga e Ghirardi (2018).

Este Diagrama de Blocos, posteriormente, será utilizado para projetar-se todo sistema de automação envolvido no comando do exoesqueleto. Contudo, para este projeto de iniciação científica, ainda não foi possível esta implementação, já que isto exigirá a execução de diversas etapas que extrapolam os objetivos deste projeto, conforme já mencionado anteriormente.

Assim sendo, a partir também de outros elementos da biomecânica humana, conforme mostrado na Tabela 2, obtivemos valores dos parâmetros técnicos para definição de alguns componentes mecânicos e mecatrônicos do exoesqueleto, de acordo com um estudo desenvolvido por Chen, Mu e Du (2017). Estes valores estão resumidos na Tabela 3, contudo, diversos elementos de automação não estão contidos nesta tabela.

**Tabela 2** – Amplitude dos movimentos para Quadril, Joelho e Tornozelo.

Sub-phase	Joint	Period (s)	Range of angle (°)		
			No.1	No.2	No.3
I	Hip	0-0.2	36-40	35-39	33-39
	Knee		2-14	1-16	2-15
	Ankle		-3-8	0-7	0-11
II	Hip	0.2-0.8	-10-36	-12-35	-14-33
	Knee		7-18	1-21	4-17
	Ankle		-2-20	-2-21	0-21
III	Hip	0.8-1	-10-13	-12-12	-12-10
	Knee		7-58	7-56	4-58
	Ankle		-12-18	-15-20	-17-20

Fonte: Chen, Mu, Du, 2017.



Tabela 3 – Parâmetros técnicos operacionais para o projeto do exoesqueleto.

Item	Parâmetros	Observação
Hastes para membros inferiores (coxa e perna)	Alumínio Módulo de compressão à tração: entre 7.000 kN/cm <sup>2</sup> a 7.600 kN/cm <sup>2</sup>	Futuramente será substituído por PLA (suporta até 215 kg de carga de compressão)
Motores – motor de passo	NEMA 34 com caixa de redução, Torque Nominal: Modelo 44,20Nm; Emergência Stop Torque: 3x Nominal Torque Torque de Pico: 60% Emergência Stop Torque Rotação Nominal: 3000 RPM Máxima Rotação: 6000 RPM Máxima Folga: ≤ 9 arc. min Máxima Carga Radial: 960N Temperatura de Operação: -10 a 90° C Eficiência: 95% Peso: 1,4Kg Classe de Proteção: IP65 Nível de ruído: ≤67 dBA/1m	O torque pode variar entre 34-50 kgf.cm (5.6 A) Eventualmente, este motor será utilizado com alguma adaptação de engrenagem para a articulação dos joelhos, fazendo com que o eixo do motor não transmita força diretamente ao exoesqueleto, diminuindo, assim o esforço de torque.
Driver para motor de passo	Marca Wotion – de 5.6 A WD-56	
Fonte de alimentação para os motores de passo	Fonte chaveada de 200 W, 8.3 A.	
Plataforma microcontrolada	Arduino Mega com microcontrolador ATMEGA	

Fonte: autores.

### Discussão e Conclusões:

É indubitável as dificuldades técnicas para uma completa execução de um projeto desta natureza no contexto não apenas de uma iniciação científica mas, invariavelmente, para qualquer nível técnico-científico. Contudo, consideramos que os resultados obtidos foram extremamente positivos e promissores. Basicamente, antes do início de ambos exoesqueletos, a única coisa que se tinha era apenas uma ideia. Passado apenas um ano daquele primeiro momento, hoje pode-se dizer, com toda certeza, que muitos avanços foram obtidos. Primeiramente, a importante interação translacional entre acadêmicos e docentes das Engenharias e da área da Saúde, principalmente Fisioterapia (posteriormente integrarão o projeto também acadêmicos e docentes da Medicina, Enfermagem etc.). Como ambos projetos tratam-se de “trabalhos de conclusão de curso” – TCC, além de que o exoesqueleto para membros superiores é um projeto ainda para ser parcialmente concluído em outubro de 2018 e conclusão final para dezembro de 2019 (Projeto IUS – Instituições Salesianas de Educação Superior), ainda haverá muita coisa para ser desenvolvida, principalmente na parte de automação, feedback computacional entre o equipamento-paciente e um sistema virtual que monitorará todo procedimento terapêutico de reabilitação. No presente momento que este relatório foi redigido, está se iniciando a prototipagem, usinagem e montagem de ambos exoesqueletos. Contudo, convém deixar bem

claro, todos os parâmetros técnicos para esta montagem estão completamente concluídos, inclusive com a maioria dos componentes de automação já adquiridos (comprados), destacando-se motores e componentes eletrônicos.

Finalmente, gostaríamos de destacar que ambos projetos foram desenvolvidos buscando-se valorizar as chamadas “Metodologias Ativas” que está presente não apenas no contexto do Ensino Superior no Unisalesiano de Araçatuba mas, sobretudo, na pesquisa científica e desenvolvimento tecnológico, como é o caso desta iniciação científica.

Neste sentido, gostaríamos de agradecer ao Unisalesiano de Araçatuba, assim como o CNPq – Programa PIBIC-PIBIT, pelas colaborações logística e financeira, sem as quais este projeto não poderia ter sido executado.

### Referências:

BABAIASI, Mahdiah; GHANBARI, Ahmad; NOORANI, Seyyed Mohhammad Reza. Mechanical Design, Simulation and Nonlinear Control of a New Exoskeleton Robot for Use in Upper-Limb Rehabilitation after Stroke. *Proceedings of 20th Iranian Conference on Biomedical Engineering (ICBME 2013)*, University of Tehran, Tehran, Iran, December 18-20, 2013.

BAXTER, Mike. Projeto de Produto – guia prático para o design de novos produtos. 2.ed. São Paulo: Editora Edgard Blucher Ltda, 2000.

BENYUS, Janine M. Biomimética. Inovação inspirada pela natureza. São Paulo: Editora Pensamento-Cultrix, 1997.

BLUCHEL, Kurt G. Biônica: como podemos usar a engenharia da natureza a nosso favor. Tradução Hermann Lobmaier. São Paulo: Publishing House Lobmaier, 2009.

BOUYER, Gilbert Cardoso. Ergonomia cognitiva e mente incorporada. São Paulo: Blucher Acadêmico, 2008.

CHEN, Bing; ZHONG, Chun-Hao ; ZHAO, Xuan ; MA, H. L.; GUAN, Xiao; LI, Xia; LIANG, Feng-Yan ; CHENG, Jack C. Y.; QIN, Ling, ; LAW, Sheung-Wai; LIAO, Wei-Hsin. A wearable exoskeleton suit for motion assistance to paralysed patients. *Journal of Orthopaedic Translation*. Vol.11, October 2017, Pages 7-18. 2017.

CHEN, Jianhua; MU, Xihui; DU, Fengpo. Biomechanics analysis of human lower limb during walking for exoskeleton design. *Journal of Vibroengineering*, Vol. 19, Issue 7, 2017, p. 5527-5539. <https://doi.org/10.21595/jve.2017.18459>.

FRISOLI, Antonio; SALSEDOA, Fabio; BERGAMASCO, Massimo; ROSSI, Bruno; CARBONCINI, Maria C. A force-feedback exoskeleton for upper-limb rehabilitation in virtual reality. *Applied Bionics and Biomechanics*. Vol. 6, No. 2, June 2009, p. 115–126.

GOPURA, R.A.R.C; BANDARA,D.S.V; KIGUCHI, Kazuo; MAN, G.K.I. Developments in hardware systems of

- active upper-limb exoskeleton robots: A review. *Robotics and Autonomous Systems*. Vol.75, p.203-220. 2015.
- HIGINO, NELSON. Apostila de sala. In: Planos e eixos dos movimentos corporais. UNAMA, 2002.
- HILL, Bernd. Bionik – lernen von der Natur. Berlin: Duden Paetec Schulbuchverlag, 2013.
- KYRYLOVA , Anastasiia. Development of a wearable mechatronic elbow brace for postoperative motion rehabilitation. Faculty of Engineering Graduate Program in Biomedical Engineering. Thesis submitted in The School of Graduate and Postdoctoral Studies The University of Western Ontario London, Ontario, Canada. 2015.
- LISZKA, Michael Scott. Mechanical design of a robot arm exoskeleton for shoulder rehabilitation. Thesis submitted to the Faculty of the Graduate School of the University of Maryland. 2006.
- MANNA , Soumya Kanti; BHAUMIK, Subhasis. A Bioinspired 10 DOF Wearable Powered Arm Exoskeleton for Rehabilitation. *Journal of Robotics*. Vol. 2013, Article ID 741359, 15 pages <http://dx.doi.org/10.1155/2013/741359>.
- Manual de Goniometria – medição dos ângulos articulares. ACEGS. Disponível em <http://acegs.com.br/wp-content/uploads/2016/06/MANUAL-DE-GONIOMETRIA-FINAL.pdf>. Acesso em 03 de agosto de 2018.
- PAZMINO, Ana Verônica. Como se Cria - 40 Métodos para Design de Produtos. São Paulo: Blucher, 2015.
- PREECE, Jennifer; ROGERS, Yvone; SHARP, Helen. Design de interação: além da interação homem-computador. Tradução Viviane Possamai. Porto Alegre: Bookman, 2005.
- RUPAL, Baltej Singh; RAFIQUE, Sajid; SINGLA, Ashish; SINGLA, Ekta; ISAKSSON, Magnus; VIRK, Gurvinder Singh. Lower-limb exoskeletons: *Research trends and regulatory guidelines in medical and non-medical applications*, Vol. 14, nr 6, s. 1-27. 2017.
- SENGEH, David Moinina. A Variable-Impedance Prosthetic Socket for a Transtibial Amputee Designed from Magnetic Resonance Imaging Data. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, Vol. 25, n. 3, 2013.
- VIVEIROS, EDVAL RODRIGUES DE. Mindware semiótico-comunicativo: campos conceituais no ensino de Física para deficientes visuais utilizando uma interface cérebro-computador. Tese de doutorado em Educação para a Ciência. 2013. Programa de Pós Graduação em Educação para a Ciência da Faculdade de Ciências da Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, Campus de Bauru-SP, 2013.
- WANG, Furui; SHASTRI, Milind; JONES, Christopher L.; GUPTA, Vikash; OSSWALD, Christian; KANG, Xuan; KAMPER, Derek G.; SARKAR, Nilanjan. Design and Control of an Actuated Thumb Exoskeleton for Hand Rehabilitation Following Stroke. *2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation Shanghai International Conference Center*. May 9-13, 2011, Shanghai, China.

## **Exoesqueletos para reabilitação de membros superiores e inferiores: otimização nos processos biomecânicos e de automação visando uso clínico médico e fisioterápico**

Exoskeletons for rehabilitation of upper and lower limbs: optimization of biomechanical and modification processes for medical and physical therapy clinical use

**Flávio Medina Favarin**

**Dyogo Henrique Pereira da Silva**

**Fernando Henrique Alves Benedito**

**Edval Rodrigues de Viveiros**

Exoesqueleto é uma tecnologia relativamente nova (menos de 10 anos) e que vem ganhando espaço cada vez maior na Medicina e Fisioterapia. No Centro Universitário Católico Salesiano Auxilium, 5 (cinco) projetos de exoesqueleto estão em andamento, sendo que destes 3 equipamentos serão concluídos até o final do ano de 2018. Na Tabela 1 é apresentado uma síntese destes exoesqueletos.

**Tabela 1 – Projetos de Exoesqueletos no Unisalesiano Araçatuba**

Título do projeto	Modalidade	Situação do projeto	Perfil dos alunos/docentes
<b>Exoesqueletos para mobilidade e reabilitação</b>	PIBIC-PIBIT 2017/2018	Concluído	(09 alunos), sendo das Engenharias, Mecânica, Mecatrônica e Tecnologia de Design e Desenvolvimento de Jogos Digitais (03 docentes)
<b>Robótica assistiva para reabilitação de pacientes cérebro lesionados</b>	Projeto IUS – Instituições Universitárias Salesianas (concurso internacional das universidades Salesianas da América Latina)	Em andamento, conclusão para dezembro de 2019	(06 alunos) da Engenharia Mecânica (03 docentes, 05 coordenadores)
<b>Exoesqueleto de reabilitação funcional de mãos controlado por uma interface cérebro-máquina</b>	Trabalho de conclusão de Curso	Em andamento, conclusão em dezembro de 2019	(01 aluno) da Engenharia da Computação
<b>Biônica aplicada no desenvolvimento mecatrônico de um exoesqueleto para membros inferiores</b>	Trabalho de conclusão de Curso	Em andamento, conclusão dezembro de 2019	(03 alunos) da Engenharia Mecatrônica
<b>Exoesqueleto para membros inferiores</b>	Trabalho de conclusão de curso	Concluído em dezembro de 2018	(06 alunos) da Engenharia Mecânica

Convém mencionar aqui que apesar destes cinco projetos serem todos voltados para o projeto, construção (prototipagem) e aplicação clínica (médica e fisioterápica), cada um possui características e soluções de inovação tecnológica, quando comparado a projetos similares desenvolvidos por outras universidades, centros de pesquisa e até com relação a produtos que já são industrializados e comercializados. Neste sentido, vale destacar ainda que algumas destas implementações de inovação foram desenvolvidas em projetos de Iniciação Científica PIBIC-PIBIT em edições anteriores, destacando os projetos intitulados “Adaptação e Automação de Prótese Biônica de Membro Superior através de Interface cérebro-máquina” (edição PIBIC-PIBIT 2014-2015, projeto vencedor de melhor trabalho das Engenharias, que também resultou em trabalho de conclusão de curso – TCC do então acadêmico Fernando Henrique Benedito), “Desenvolvimento de prótese robótica com sistema de feedback para usuário” (edição PIBIC-PIBIT 2015-2016, que resultou em TCC do bolsista Bruno Lucas Calhiari).

Assim sendo, destes projetos, obtivemos o domínio tecnológico nos seguintes aspectos, que estão sendo incorporados nos trabalhos mencionados na Tabela 1:

1- Utilização de interface cérebro-máquina (ICC): envolveu tanto o domínio científico e tecnológico desta tecnologia, quanto os aspectos computacionais relacionado, incluindo avanços na programação utilizada, implementação de hardware, trazendo como resultado diminuição de 50% no tempo de delay entre o comando elétrico neuronal e a consequente resposta do equipamento controlado (no caso, de uma ‘mão biônica’);

2- Compreensão de princípios biônicos aplicáveis tanto em sistemas de automação, quanto em alguns elementos de máquinas e sistemas mecânicos empregados nos respectivos projetos: foi o caso do projeto “Desenvolvimento de prótese robótica com sistema de feedback para usuário”, no qual foi utilizado um sensor de pressão incorporado na palma da mão biônica, que possuía a função de oferecer um feedback ao usuário com objetivo de percepção tátil do objeto a ser segurado ou içado pela mão.

Desta maneira, pretende-se transpassar o estágio de desenvolvimento científico e tecnológico até então trabalhados, considerado como sendo num nível de “estado da arte”, para uma etapa mais profissional, onde a tecnologia de uso assistivo de exoesqueletos esteja mais aprimorada e refinada.

Para isto, no sentido de compreendermos ainda mais a importância que hoje o uso da robótica assistiva possui para a área da saúde, principalmente em sua aplicação na Fisioterapia e Medicina, exemplificaremos a seguir um dos tipos de exoesqueleto que pretendemos focar neste trabalho, que é o exoesqueleto para reabilitação das mãos, principalmente com a finalidade de tratar casos de pessoas acometidas por Acidente Vascular Cerebral (ou, na nomenclatura técnica mais em uso, Acidente Vascular Encefálico).

Segundo o Censo do IBGE, Pesquisa Nacional de Saúde (PNS) do IBGE de 2013, no Brasil foram acometidos de Acidente Vascular Encefálico (AVE), mais de 2,2 milhões de pessoas anualmente. Segundo Chabowsky e colaboradores (2010), somente nos Estados Unidos, das aproximadamente 800.000 pessoas que sofreram AVE, 80% padecem de sequelas nos membros superiores, incluindo então mãos, antebraços e mãos,

causando o que se chama hemiplegias, inclusive também a tetraplegia (acometimento funcional dos quatro membros).

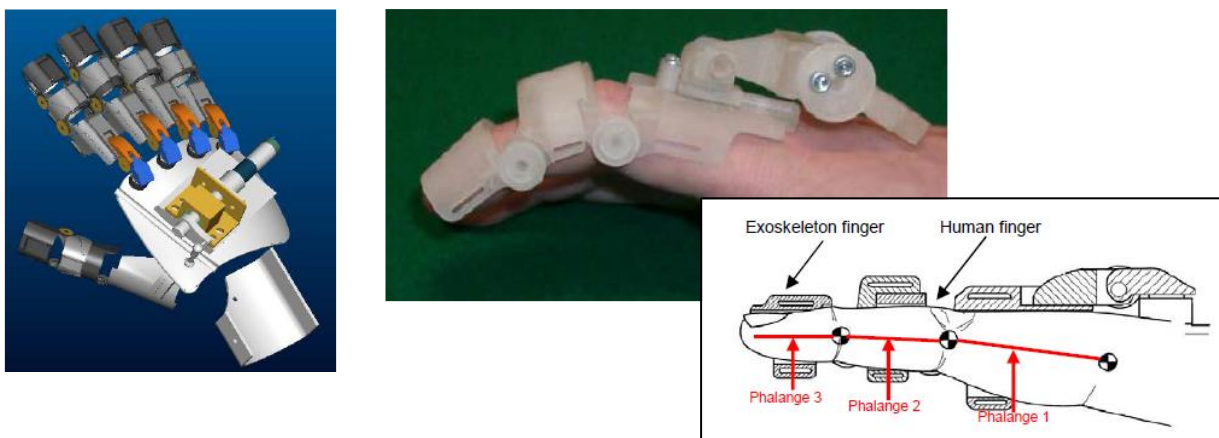
Segundo o Ministério da Saúde, em publicação do site oficial do Governo, Portal Brasil:

“O Acidente Vascular Cerebral (AVC), popularmente conhecido como derrame, é uma das principais causas de morte e de sequelas no mundo e no Brasil. A doença cerebrovascular atinge 16 milhões de pessoas ao redor do globo a cada ano. Dessas, seis milhões morrem. Por isso, a Organização Mundial de Saúde (OMS) recomenda a adoção de medidas urgentes para a prevenção e tratamento da doença... No Brasil, são registradas cerca de 68 mil mortes por AVC anualmente. Um número ligeiramente inferior ao registrado no ano anterior: 68,9 mil. A doença representa a primeira causa de morte e incapacidade no País, o que gera grande impacto econômico e social.” (BRASIL, 2014).

Modalidades fisioterápicas e de reabilitação envolvendo uso da robótica tem sido cada vez mais significativas, chegando a um nível técnico e científico tão aprimorados que em muitos dos países em que tais tecnologias são desenvolvidas já existem protocolos terapêuticos, que são utilizados pelas equipes de profissionais da saúde envolvidas em tais procedimentos, como Médicos, Enfermeiros, Fisioterapeutas, Terapeutas Ocupacionais, Psicólogos e outros.

Neste sentido, tecnologias específicas abordando terapêuticas com exoesqueleto tem sido cada vez mais estudadas, já que, na maioria destas tecnologias, aproveita-se ou adapta-se conhecimentos provenientes de áreas das engenharias, como Automação Industrial, Eletrônica, Aquisição de Dados, Computação, Controle e Servomecanismos e outras disciplinas comuns nos currículos universitários de engenharias como Engenharia da Computação, Engenharia Elétrica, Engenharia Mecânica, Engenharia Mecatrônica e, inclusive, Engenharia de Bioprocessos (como o uso de polímeros biocompatíveis em próteses).

Uma destas aplicações é o desenvolvimento de exoesqueleto como aqueles utilizados para reabilitação de membros superiores e, especificamente, para as mãos (Figura 1).



**Figura 1** – Exoesqueleto de mãos para reabilitação. Fonte: Chiros et al, 2009.

Entretanto, países com moedas mais fortes que o Real, como Estados Unidos, Japão, Alemanha, França, Itália, Suíça, Inglaterra, Austrália e outros, que já industrializam vários destes equipamentos, os comercializam a cifras muitas vezes impraticáveis para a maioria das instituições de assistência médica em países como o Brasil. Somente, como exemplo, o exoesqueleto para membros superiores, da marca modelo Armeo Spring chega custar mais de R\$ 2.000.000,00 (dois milhões de reais). Isto sem dizer que, no caso de manutenção ou avaria do equipamento, a assistência é fornecida apenas e tão somente por técnicos das respectivas empresas, provindas de tais países.

No Brasil, contudo, praticamente é inexistente ou incipiente as indústrias que fabricam equipamentos desta natureza. Claro está que um dos motivos para isto, ainda é a falta de expertise técnico-científica, principalmente aquelas que deveriam existir nos institutos ou departamentos das universidades (principalmente as públicas). Na mesma linha de raciocínio, o próprio currículo das universidades (públicas e privadas), igualmente ainda não tem privilegiado o ensino de disciplinas que abranjam a complexidade de temas técnicos e científicos necessários para fazer com que este ou aquele projeto envolvendo tecnologias assistivas, robótica assistiva e temas paralelos, sejam efetivamente colocados em prática nestas instituições. Neste sentido, é que este projeto se insere, justamente para procurar preencher parte desta lacuna, proporcionando para o público científico e técnico especializado, conhecimentos básicos e aplicados na área de controle e automação voltados para a assim chamada “robótica assistiva”.

#### **Objetivos da pesquisa:**

Convém mencionar que os objetivos apresentados preliminarmente para esta iniciação científica abordaria o desenvolvimento de uma solução de automação aplicando-se o material “Nitinol” como elemento atuador das partes móveis qualquer tipo de exoesqueleto, quer fosse de mão, para membros superiores ou para membros inferiores. Entretanto, após a realização de testes iniciais, constatou-se que para a adequada utilização do fio de nitinol seria necessário um material com espessura aproximada às dimensões de um fio de cabelo. Contudo, verificamos que tal material não está disponível para ser adquirido (comprado), já que os fios disponíveis comercialmente não atenderiam às necessidades exigidas para operação de funcionamento como para simular o funcionamento de um ligamento, tendão ou músculo. Isto ocorre porque ao aplicar a tensão (diferença de potencial) elétrica, e respectiva corrente elétrica, o aquecimento do material é bastante grande, não resfriando rapidamente e, assim, levando-se um tempo muito grande para novamente reiniciar o ciclo expansão/contração (fase martensítico/austenítico) de alteração da rede cristalina do metal. Assim sendo, não pudemos adquirir tal material via compra. Entretanto, fizemos contato com a empresa multinacional “Fort Wayne Metals” no Brasil, mais precisamente com o engenheiro responsável pela empresa no Brasil, que nos cedeu duas amostras, nas dimensões necessárias para realização do experimento. Contudo, não tivemos tempo suficiente para a caracterização térmica deste material.

**Assim sendo, decidimos redirecionar os objetivos desta iniciação científica, levando-se em consideração**

**atender outra necessidade de um dos projetos apresentados na Tabela 1, já que a maioria destes projetos, direta e indiretamente, estão absolutamente contemplados por este projeto PIBIC-PIBIT.**

Assim, decidimos focar a pesquisa e desenvolvimento em produzir uma melhoria significativa no projeto intitulado “Exoesqueleto para membros inferiores”, já concluído na modalidade “Trabalho de Conclusão de Curso”, de acadêmicos da Engenharia Mecânica. Assim, definiu-se os seguintes objetivos

**1º. Aprimorar o sistema mecânico de “transmissão de potência” de um exoesqueleto para membros inferiores, usando-se as engrenagens em material metálico;**

**2º. Configurar um motor de passo NEMA para qualquer quantidade de ‘passos’, principalmente com baixa rotação (1/3/6 rotações por minuto – RPM).**

### **Metodologia:**

#### **Usinagem em metal:**

Para o primeiro objetivo, as metodologias indicadas são a usinagem em torno. Entretanto, para o projeto de TCC mencionado, utilizou-se a metodologia de fabricação denominada “prototipagem em impressora 3D”, através da qual utiliza materiais como ABS ou PLA (ambos polímeros, sendo que o PLA é biodegradável). Contudo, conforme mostrado na Figura 2, estes materiais podem sofrer rupturas, dependendo da porcentagem de ‘preenchimento’ durante o processo de impressão 3D, como ocorreu na engrenagem tipo cremalheira.

O conjunto completo do exoesqueleto utiliza quatro tipos de engrenagens: 4 cônicas, 8 engrenagens retas, 4 engrenagens cremalheiras.

#### **Modelagem em linguagem C++**

Para o segundo objetivo, a metodologia é a prototipagem computacional em linguagem C++, utilizando-se a plataforma microcontrolada Arduino.



**Figura 2** – Engrenagem cremalheira danificada após uso, devido ao percentual de preenchimento no processo de prototipagem em impressora 3D (ABS/PLA). Fonte: autores.



**Resultados:**

Abaixo separamos os resultados obtidos.

**Resultado 1 – Usinagem em metal/alumínio**

Destacamos que o processo de fabricação por intermédio de usinagem pode ser bastante complexo tecnicamente, exigindo que a tornearia/oficina possua profissionais capacitados para tal, assim como as devidas ferramentas necessárias para executar este processo. Convém mencionar que na cidade e região de Araçatuba, nem mesmo a Escola SENAI Duque de Caxias, possui ferramental e profissional adequado para este serviço. Neste sentido, também na mesma cidade encontramos apenas uma única empresa capacitada para realização deste trabalho.

Na Figura 3 mostramos parcialmente este processo de usinagem de tais peças. Já na Figura 4 pode ser visto as respectivas engrenagens fabricadas em alumínio.



**Figura 3** – Usinagem dos quatro tipos de engrenagens. Fonte: autores.



**Figura 4** – Engrenagens usinadas em alumínio. Fonte: autores.

**Resultado 2 – Modelagem computacional.**

Abaixo está descrito parcialmente o código de controle para que um motor de passo (step-motor) execute os movimentos respectivos.

```
int PUL = 7;
int DIR = 6;
int ENA = 5;
int recebe = 0;

void setup() {
  pinMode (PUL, OUTPUT);
  pinMode (DIR, OUTPUT);
  pinMode (ENA, OUTPUT);
  digitalWrite (ENA, LOW);
  Serial.begin (9600);
}

void rotacao1 (){
  for (int i=0; i<3200; i++){ // 1 RPM
    digitalWrite(DIR, HIGH);
    digitalWrite(ENA, HIGH);
    digitalWrite(PUL, HIGH);
    delayMicroseconds(1125000);
    digitalWrite(PUL, LOW);
    delayMicroseconds(1125000);
  }

  digitalWrite(ENA, LOW);
  digitalWrite(PUL, LOW);
}

void rotacao2(){
  for (int i=0; i<6400; i++){ // 2 RPM
    digitalWrite(DIR, HIGH);
```

```
digitalWrite(ENA, HIGH);
digitalWrite(PUL, HIGH);
delayMicroseconds(2250000);
digitalWrite(PUL, LOW);
delayMicroseconds(2250000);
}

digitalWrite(ENA, LOW);
digitalWrite(PUL, LOW);
}

void rotacao3(){
  for (int i=0; i<9600; i++){ // 3 RPM
    digitalWrite(DIR, HIGH);
    digitalWrite(ENA, HIGH);
    digitalWrite(PUL, HIGH);
    delayMicroseconds(2250000);
    digitalWrite(PUL, LOW);
    delayMicroseconds(2250000);
  }

  digitalWrite(ENA, LOW);
  digitalWrite(PUL, LOW);
}

void rotacao4(){
  for (int i=0; i<12800; i++){ // 4 RPM
    digitalWrite(DIR, HIGH);
    digitalWrite(ENA, HIGH);
    digitalWrite(PUL, HIGH);
    delayMicroseconds(2250000);
    digitalWrite(PUL, LOW);
    delayMicroseconds(2250000);
  }

  digitalWrite(ENA, LOW);
```

```
digitalWrite(PUL, LOW);  
}
```

```
void rotacao5(){  
  for (int i=0; i<16000; i++){ // 5 RPM  
    digitalWrite(DIR, HIGH);  
    digitalWrite(ENA, HIGH);  
    digitalWrite(PUL, HIGH);  
    delayMicroseconds(2250000);  
    digitalWrite(PUL, LOW);  
    delayMicroseconds(2250000);  
  }  
  
  digitalWrite(ENA, LOW);  
  digitalWrite(PUL, LOW);  
}
```

```
digitalWrite(ENA, LOW);  
digitalWrite(PUL, LOW);  
}
```

```
void rotacao6(){  
  for (int i=0; i<19200; i++){ // 6 RPM  
    digitalWrite(DIR, HIGH);  
    digitalWrite(ENA, HIGH);  
    digitalWrite(PUL, HIGH);  
    delayMicroseconds(2250000);  
    digitalWrite(PUL, LOW);  
    delayMicroseconds(2250000);  
  }  
  
  digitalWrite(ENA, LOW);  
  digitalWrite(PUL, LOW);  
}
```

```
digitalWrite(ENA, LOW);  
digitalWrite(PUL, LOW);  
}
```

```
void loop() {  
  if (Serial.available () > 0) {  
    recebe = Serial.read ();  
  }  
}
```

```
if (recebe == 49){
    rotacao1 ();
}

if (recebe == 50){
    rotacao2();
}
if (recebe == 51){
    rotacao2();
}
if (recebe == 52){
    rotacao2();
}
if (recebe == 53){
    rotacao2();
}
if (recebe == 54){
    rotacao2();
}
}
}
```

### Referências:

CHEN, Jianhua; UM, Xihui; DU, Chen. Biomechanics analysis of human lower limb during walking for exoskeleton design. *Journal of Vibroengineering*, 19(7):5527-5539 · November 2017.

CHEN, Bing; ZHONG, Chun-Hao ; ZHAO, Xuan ; MA, H. L.; GUAN, Xiao; LI, Xia; LIANG, Feng-Yan ; CHENG, Jack C. Y.; QIN, Ling, ; LAW, Sheung-Wai; LIAO, Wei-Hsin. A wearable exoeskeleton suit for motion assistance to paralysed patients. *Journal of Orthopaedic Translation*. Vol.11, October 2017, Pages 7-18. 2017.

CYBERDYNE (2018), disponível em <[https://www.cyberdyne.jp/english/products/LowerLimb\\_medical.html](https://www.cyberdyne.jp/english/products/LowerLimb_medical.html)> acesso em: 15 ABRIL 2018.

DEL-AMA AJ1; KOUTSOU AD; MORENO JC; DE-LOS-REYES A; GIL-AGUDO A; PONS JL. .Review of hybrid exoskeletons to restore gait following spinal cord injury. *Journal of Rehabilitation Research Dev.* ;49(4):497-514. 2012.

EKSO BIONICS (2011), disponível em <<https://eksobionics.com/eksohealth/products/>> acesso em 15 ABRIL

2018.

GREVE, Júlia Maria D'Andrea; AMATUZZI, Marco Martins. Medicina de Reabilitação Aplicada à Ortopedia e Traumatologia. 1ª ed. São Paulo: Editora Roca Ltda, 1999.

HUBERTUS, Colpaert. Metalografia dos produtos siderúrgicos comuns. 4.ed. São Paulo: Blucher, 2008.

IBGE (2010), disponível em <<https://www.ibge.gov.br/>>acesso 18 ABRIL 2018.

ISO. International Standard. ISO 13482-2014: Robots and robotic devices -- Safety requirements for personal care robots. Geneva, Switzerland .2014.

LEBEDEV, M.A.; NICOLELIS, M.A. Toward a whole-body neuroprosthetic – Chapter 3. Progress in Brain Research. Volume 194, p. 47-60, 2011.

Manual de Goniometria – medição dos ângulos articulares. ACEGS. Disponível em <http://acegs.com.br/wp-content/uploads/2016/06/MANUAL-DE-GONIOMETRIA-FINAL.pdf>. Acesso em 03 de agosto de 2018.

MCROBERTS, Michael. Arduino Básico. São Paulo: Editora Novatec, 2011

MENGA, Giuseppe. GUIRARDI, Marco. Lower Limb Exoskeletons for Rehabilitation with Improved Postural Equilibrium. Robotics, 7(2), 28, 2018.

MONK, Simon. Programação com Arduino: começando com Sketches.1.ed.Porto Alegre: Brookman, 2013.

MOTT, Robert L. Elementos de máquina em projetos mecânicos. 5ª edição. São Paulo: Pearson, 2015.

MOURA e SILVA, Elcinete W. e Priscila A.C. Aspectos clínicos e práticos da reabilitação. Porto Alegre: Editora Artes Médicas Ltda., 2005.

PATSKO, Luís Fernando. Tutorial Controle de Motor de Passo. Disponível em: <[http://www.maxwellbohr.com.br/downloads/robotica/mec1000\\_kdr5000/tutorial\\_eletronica\\_-\\_motor\\_de\\_passo.pdf](http://www.maxwellbohr.com.br/downloads/robotica/mec1000_kdr5000/tutorial_eletronica_-_motor_de_passo.pdf)> acesso em: 19 OUT 2018.

PAZMINO, Ana Verônica. Como se Cria - 40 Métodos para Design de Produtos. São Paulo: Blucher, 2015.

PREECE, Jennifer; ROGERS, Yvonne; SHARP, Helen. Design de interação: além da interação humano-computador. 3ed. São Paulo: Bookman Editora, 2013.

PINHEIRO, José Maurício Santos. Sistemas de Automação. Disponível em:<[http://www.projetoderedes.com.br/artigos/artigo\\_sistemas\\_automacao.php](http://www.projetoderedes.com.br/artigos/artigo_sistemas_automacao.php)>. Acesso em: 16 OUT 2018.

PROVENÇA, Francesco. Mecânica Aplicada I e II, São Paulo: Editora: Pro-Tec, 1985.

RUPAL, Baltej Singh; RAFIQUE, Sajid; SINGLA, Ashish; SINGLA, Ekta; ISAKSSON, Magnus; VIRK, Gurbinder Singh. Lower-limb exoskeletons: Research trends and regulatory guidelines in medical and non-medical applications. International Journal of Advanced Robotic Systems, November-December, 1–27, 2017.

SAITO, Y; KIKUCHI, K; NEGOTO, H, et al. Development of externally powered lower limb orthosis with bilateral-servo actuator. In: Proceedings of the 2005 IEEE 9th international conference on rehabilitation robotics, Chicago, IL, USA, 28 June–1 July 2005, pp. 394–399. IEEE. 2005.

USSD. United States Department of Defense (9 November 1949). MIL-P-1629 - Procedures for performing a failure mode effect and critical analysis. Department of Defense (US). MIL-P-1629. United States of America, 1949.

VICENTE, Chiaverini. Tecnologia mecânica. 2.ed. São Paulo: McGraw – Hill, 1978.

## **Simulação realística: um estudo de caso com manufatura aditiva com aplicação na área de saúde**

Realistic simulation: a case study with additive manufacturing with application in healthcare

**Matheus Vinicius C. Viudes**  
**Daniela Navarro D’Almeida Bernardo**  
**Drielly Rodrigues Viudes**  
**Edval Rodrigues de Viveiros**

### **Resumo**

A manufatura aditiva, também denominada ‘impressão 3D’, é uma técnica de fabricação que se torna cada dia mais utilizada, em diferentes contextos e com diversos tipos de tecnologias. As mais conhecidas e popularizadas são as técnicas de impressão em filamento, e impressão em resina, respectivamente. No entanto, apesar da notória facilidade e disseminação de técnicas, de materiais e também do uso de tais processos de fabricação, não é óbvio que qualquer material deva e possa ser utilizado, justamente porque significativas tecnologias estão e são cada vez mais aprimoradas como, por exemplo, a adição de fibra de carbono, de metal e outros materiais considerados mais nobres, principalmente em projetos de engenharia. Neste projeto, pretendeu-se utilizar a impressão 3D para prototipar modelos do corpo humano, para finalidades didático-pedagógicas em cursos na área de saúde (Fisioterapia, Nutrição, Farmácia, Medicina etc.). Além disto, efetuou-se testes de usabilidade de uma liga de memória de forma (mais precisamente o Nitinol), com vistas de utilização em próteses, como mão biônica, com objetivo de operar como um atuador, ao invés de uso de motores. Obteve-se resultados bastante concretos, tanto na prototipagem ou manufatura aditiva, bem como nos experimentos e testes com a liga de memória de forma, mostrando que ambas técnicas materiais são completamente viáveis de uso em projetos que envolvam diferentes níveis técnicos de complexidade. Palavras-chave: Manufatura aditiva, impressão 3D, liga de memória de forma, nitinol.

### **Abstracts**

Additive manufacturing, also called ‘3D printing’, is a manufacturing technique that is becoming more used every day, in different contexts and with different types of technologies. The best known and most popular are the filament printing and resin printing techniques, respectively. However, despite the notorious ease and dissemination of techniques, materials and also the use of such manufacturing processes, it is not obvious that any material should and can be used, precisely because significant technologies are and are increasingly improved, such as For example, the addition of carbon fiber, metal and other materials considered more noble, especially in engineering projects. In this project, the aim was to use 3D printing to prototype models of the human body, for didactic-pedagogical purposes in courses in the health area (Physiotherapy, Nutrition, Pharmacy, Medicine, etc.). In addition, usability tests were carried out on a shape memory alloy (more precisely Nitinol), with a view to using it in prostheses, such as a bionic hand, with the aim of operating as an actuator, instead of using motors. Very concrete results were obtained, both in prototyping or additive manufacturing, as well as in experiments and tests with the shape memory alloy, showing that both material techniques are completely viable for use in projects involving different technical levels of complexity. Keywords: Additive manufacturing, 3D printing, shape memory alloy, nitinol.



**Introdução:**

A automação industrial, comercial ou residencial ganha campo cada vez mais em nossa sociedade. No ensino na área de Saúde (Medicina, Enfermagem, Fisioterapia, Nutrição, Farmácia etc.) não é diferente. Assim, tecnologias envolvendo o uso de robôs que simulam reações fisiológicas humanas vem compondo o cenário de centros de “Simulação Realística”, que combinam diversos procedimentos como encenação (teatralização), uso de protocolos de Saúde, e também o uso de equipamentos médicos acoplados à manequins para representar ou efetuar diversos procedimentos como punção, gerenciamento das vias aéreas, avaliação da respiração, palpação e ausculta, interpretação de ECG, desfibrilação, avaliação e diagnóstico do ultrassom, assim como ressuscitação (informações obtidas no site do fabricante Laerdal®). Entretanto, apesar do altíssimo custo de tais equipamentos, o mercado nesta área tem crescido, visivelmente perceptível pelo incremento na quantidade de hospitais e universidades que vem criando centros de simulação realística, oferecendo assim um serviço essencialmente estratégico não apenas para os próprios usuários da instituição ou, ainda, disponibilizando tais procedimentos para outras instituições que contratam tais serviços altamente especializados. Sendo assim, o presente projeto pretende desenvolver dois ‘manequins’ robotizados para o ensino na área de Nutrição, fundamentado na noção de automação e controle (ou seja, engenharia mecatrônica). Assim, mecanismos fisiológicos como o caminho dos alimentos através das vias nutricionais, assim como o processo de mastigação poderão ser simulados com estes robôs. Para isto, a proposta é desenvolver um manequim com órgãos e vísceras humanas prototipado em impressora 3D, e também adaptar um robô humanoide (InMoov) para executar ou simular determinadas funções fisiológicas.

**Objetivos da pesquisa:****Objetivo Geral:**

Adaptar sistemas sensores e atuadores para construir um robô humanoide e um manequim com órgãos humanos prototipados em impressora 3D.

**Objetivos Específicos:**

1o: Adaptar o robô humanoide “InMoov”, para que o mesmo execute algumas funções fisiológicas relacionadas com o processo de macro nutrição (a serem definidas), por exemplo, as vias metabólicas dos alimentos através da boca, esôfago, estômago etc.; o processo de mastigação do alimento; emular ou mimetizar reações humanas quando da ingestão de determinados alimentos (por exemplo, uma reação de regurgitar o alimento, ou até mesmo reagir reclamando do sabor de um alimento, ou ainda a alteração na coloração da face após ingerir certa dose de álcool, e assim por diante);

2o: Criar um modelo humano em três dimensões, contendo órgãos e vísceras como: coração, fígado, pulmões, estômago e, em seguida, adaptar sensores e atuadores, para simular funções fisiológicas específicas relacionadas com o processo nutricional. Por exemplo, utilizando-se L.E.D.s (diodo emissor de

luz), ou mesmo fibra-ótica colorida, representar a passagem do carboidrato nestes órgãos, assim como indicar com aviso sonoro o excesso de certos tipos de substâncias ou nutrientes no organismo, como o açúcar, o tabaco, a gordura etc. Outro exemplo é empregar sensores de temperatura para produzir configurações diferenciadas nos órgãos, quando um tipo de alimento ou outro é ingerido

### **Metodologia, materiais e métodos**

O projeto fundamenta-se em quatro metodologias da engenharia e design (PAZMINO, 2015; PREECE, ROGERS, SHARP, 2005; BAXTER, 2000; OHFUJI et al. 1997), aplicadas sequencialmente, que são o Design Thinking, a “Avaliação PIPS (Phases of integrated problem solving), “Régua Heurística” e os “Critérios de Seleção”(Figura 11). Também será utilizada a metodologia de desenvolvimento de protótipo denominadas de ‘maquete e mockup’.

#### **Design Thinking**

Esta técnica será utilizada inicialmente, consistirá de um questionário próprio aplicado aos co-orientadores do projeto (docentes da área de Nutrição), que fornecerão informações técnicas necessárias a respeito das possíveis necessidades e funcionalidades que o protótipo (manequim robótico) poderá executar.

#### **Metodologia PIPS – Phases of integrated problem solving**

Nesta fase busca solução de problemas, divididos em cinco etapas: a) definição do problema; b) geração de ideias; c) escolha das ideias; d) ação e planejamento; e) plano de avaliação; f) avaliar produtos e processos.

a) definição do problema: como adaptar um robô humanoide para se tornar um robô de alta-fidelidade;

b) geração de ideias: fazer um levantamento dos tipos de manequins (robôs) existentes no mercado para se avaliar as respectivas funções dos mesmos, e procurar adaptar as ideias;

c) escolha das ideias: várias opções de sensores e atuadores possíveis, desde sensores mecânicos, sonoros até sensores ópticos, bem como os diversos tipos de dispositivos atuadores, como servomotores, válvulas, cilindros etc.;

d) ação e planejamento: proceder a montagem do protótipo para, posteriormente, efetuar as devidas adequações;

e) plano de avaliação: avaliar critérios e padrões já estabelecidos pela indústria nesta área;

f) avaliar produtos e processos: outros modelos similares serão comparados, avaliando-se as respectivas funcionalidades técnicas, mas obedecendo rigorosamente o item custo-financeiro do projeto.

### **Metodologia “Régua Heurística”**

Nesta metodologia, dispendo-se os itens “Perguntas básicas”, “Perguntas técnicas” e “Características”, escolhe-se a combinação de itens mais adequada a este projeto. No caso, esta combinação resultou na questão: “O que e como adaptar para se produzir com funcionalidade”?

Perguntas básicas: Por que; Onde; Quando; O que; Como; Quem. Perguntas técnicas: Adaptar; Inovar; Reduzir; Adicionar; Ampliar; Multiplicar. Características: Material;; Segurança; Custo; Estética; Funcionalidade.

### **Metodologia “Critérios de Seleção”**

Os Critérios de Seleção definem parâmetros técnicos que o projeto deverá conter, a partir de uma lista, e a correspondente verificação se tal ou qual parâmetro satisfaz ou atende à este ou àquele critério. Como exemplo, podemos escolher os itens: Funcionalidades do manequim (robô); Funções fisiológicas correspondentes; Equipamentos mecâtrônicos correspondem às funções fisiológicas?

### **Maquete e mock-up**

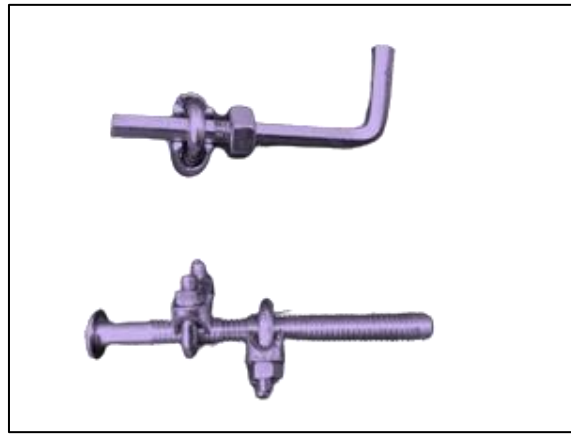
O desenvolvimento do processo de impressão 3D, bem como a montagem em si de ambos robôs, seguirá as indicações contidas em Baxter (2000), que orienta procedimentos de desenvolvimento de produtos, focando principalmente nas metodologias de protótipos. Acrescentamos a isto, metodologias de desenvolvimento de interface homem-máquina, conforme indicada por Preece, Rogers e Sharp (2005), especificando principalmente normas e procedimentos técnicos necessários para projetos que envolvem interação entre o protótipo propriamente dito e usuários humanos, que necessitam de grande grau de interação com o equipamento.

### **Resultados:**

Como temos dois protótipos, separamos os dois para melhor compreensão do que foi desenvolvido.

### **Protótipo 01 – Robô InMoov**

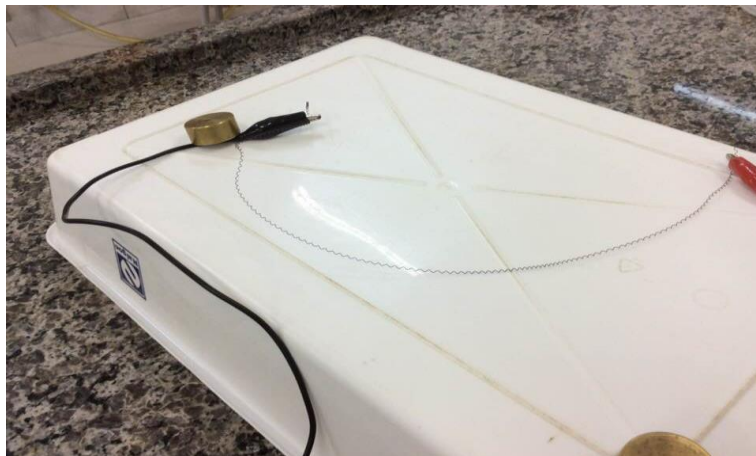
Conseguiu-se realizar um estudo sobre o fio de Nitinol (NiTi), para ser utilizado como elemento “atuador” nas mãos do robô InMoov (ou de outros projetos), já que o principal objetivo com isto seria minimizar espaço de montagem, economizar energia para acionamento da mão (automação) e diminuir custos. Apresentamos abaixo algumas das imagens obtidas deste estudo (Figuras 01 até 05).



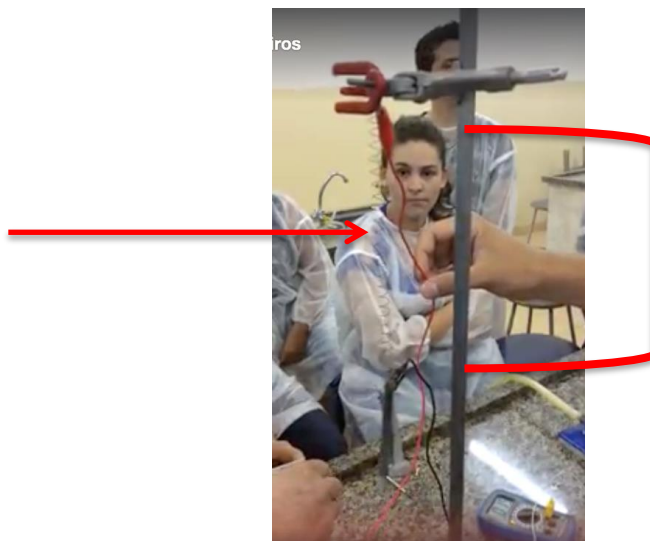
**Figura 1** – Preparação do fio de NiTi para tratamento térmico à 400° C. Fonte: autores.



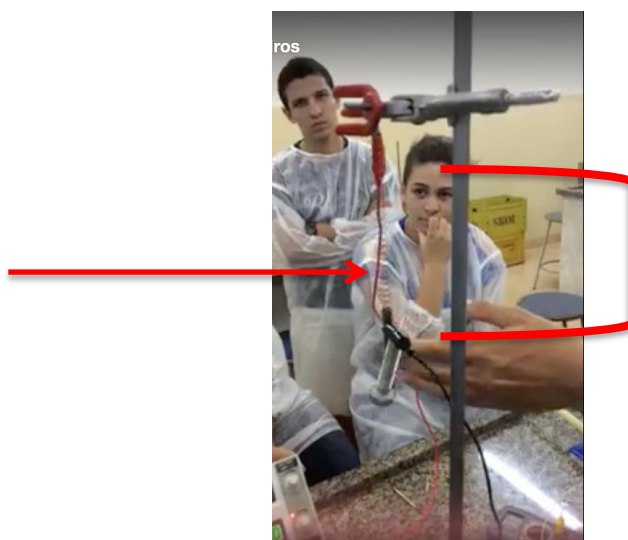
**Figura 2** – Após tratamento térmico, realização de experimento de tração. Fonte: autores.



**Figura 3** – Aplicação de corrente elétrica num fio em forma de mola. Fonte: autores.



**Figura 4** – Comprimento do fio de NiTi(mola) antes da aplicação de corrente elétrica. Fonte: autores.



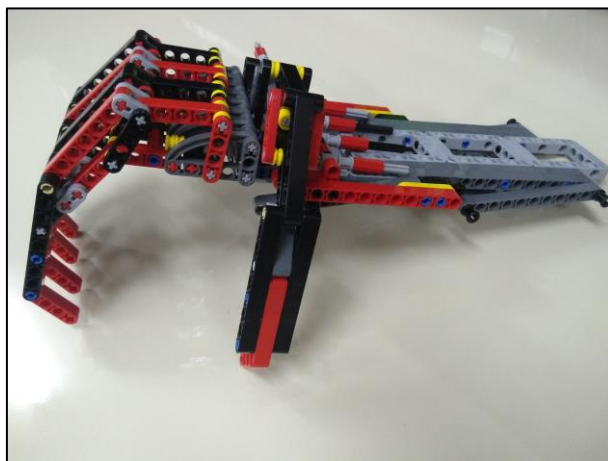
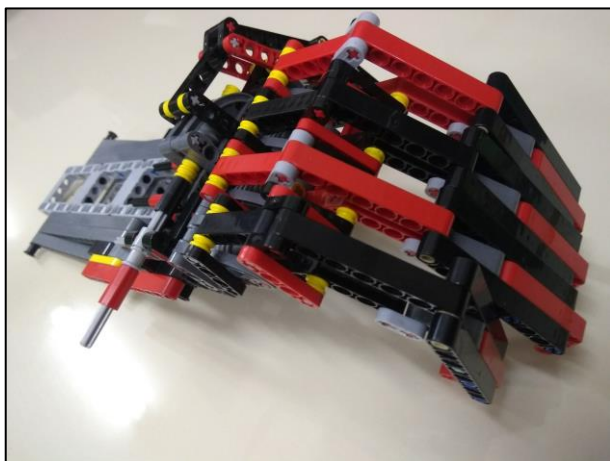
**Figura 5** – Após aplicação de corrente elétrica. Observa-se o encurtamento do fio de NiTi. Fonte: autores.

Obteve-se como resultado o início de estudo para implantação de atuadores com fios de Nitinol, material com memória de forma (*shape memory*). Para isto, foram realizados experimentos para tratamento térmico desta liga, obtidos por intermédio de acondicionamento de fios de Nitinol (fio para uso odontológico, obtido em loja especializada) num forno, à temperatura de 400° C, durante 20 minutos. Com este tratamento térmico, obtivemos como resultado a conformação mecânica da liga de Nitinol.

Na Figura 1 mostramos um dos métodos que desenvolvemos para fixar o fio de NiTi para que pudesse ir no forno. Na Figura 2 vemos um acadêmico preparando o fio numa base fixa, para que o fio então seja submetido à uma corrente elétrica. Na Figura 3 mostramos um fio de NiTi na forma de uma mola, que é adquirida com este formato. Nas Figuras 4 e 5 vemos o resultado da aplicação da corrente elétrica no fio de

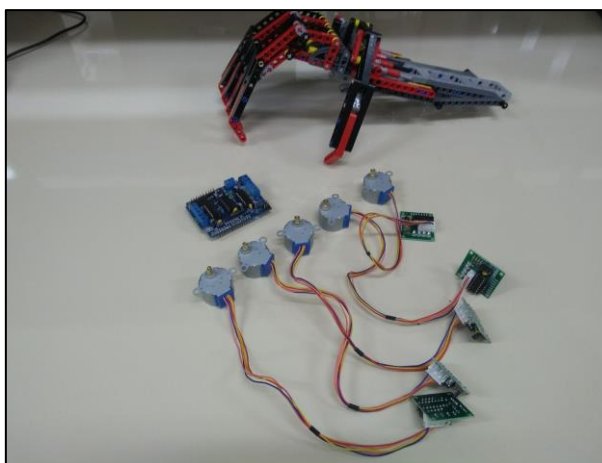
NiTi, observando-se que na Figura 5 o fio diminuiu de comprimento, mesmo com uma carga (peso) fixada ao mesmo, comprovando indubitavelmente o efeito exitoso do tratamento térmico. Posteriormente, a ideia seria utilizar estes fios para simular o comportamento dos tendões dos dedos.

Assim, para atender a um dos objetivos deste projeto, que é o de simular uma função fisiológica, pensou-se em desenvolver um dispositivo que atendesse à esta necessidade. Assim, decidiu-se desenvolver uma espécie de “mão avatar”, que controlaria um “exoesqueleto”, conforme as Figuras 06, 07, 08 e 09. Com isto, atenderíamos à necessidade de se utilizar tal recurso como material didático em aulas de Fisioterapia, Enfermagem e Medicina. Além disto, este exoesqueleto poderia ser empregado para finalidades terapêuticas na Clínica de Fisioterapia do Unisalesiano.



**Figuras 06 e 07** – Protótipo de exoesqueleto controlado por servomotores. Fonte: autores.

Este exoesqueleto de mão é controlado por uma mão funcionalmente operante (sadia). A ideia é que uma pessoa que tenha sofrido algum problema como um Acidente Vascular Encefálico, possa utilizar este mecanismo para uma terapia. No caso, a mão sadia fará os movimentos e o exoesqueleto repetirá os mesmos movimentos.



**Figura 08** – Exoesqueleto com os respectivos servomotores e drives de acionamento. Fonte: autores.



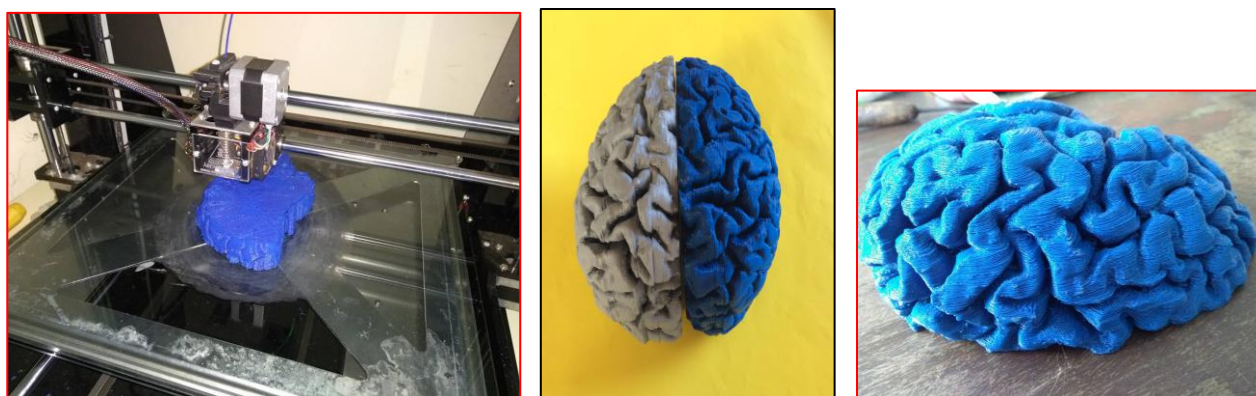
**Figura 09** – Soluções propostas. A) anel para tracionar os fios (tendões). B) Anel para fixar os tendões. C) Suporte para encaixar os dedos e tracionar os fios (tendões). D) Luva com suporte na palma para tracionar os fios (tendões).

Fonte: autores.

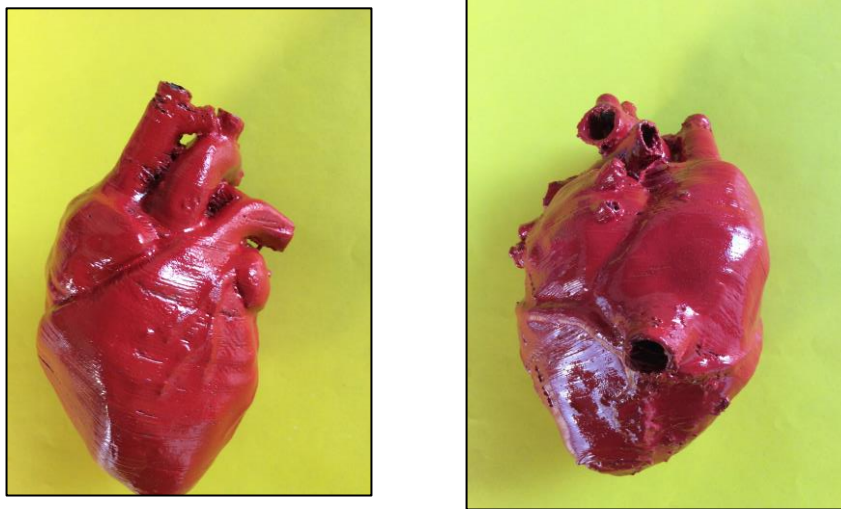
Nas figuras acima, vemos na sequência, as soluções pensadas para realizar o sistema que comportaria os fios de NiTi (simulando os tendões dos respectivos dedos). As propostas A), B) e C) não se mostraram eficientes, optando-se, finalmente, pela solução de uso de uma luva com um suporte na palma, conforme Figura 09 D).

#### Projeto 02 – Corpo humano com órgãos

Parte do projeto foi desenvolvido, devendo ter continuidade em outra pesquisa PIBIC-PIBIT, edição 2018-2019. Entretanto, apresentamos abaixo as partes que foram impressas na impressora 3D. Diversos problemas técnicos impediram a realização completa do projeto, conforme será explicado abaixo, no respectivo item. Entretanto, nas Figuras 10 até 14 vemos estas partes prontas.



**Figura 10** – Centro: hemisférios cerebrais. Esquerda: detalhe do processo de impressão. Direita: detalhe de hemisfério. Fonte: autores.



**Figura 11** – Coração– detalhes das veias e artérias coronárias. Fonte: autores.



**Figura 12** – Fígado. Fonte: autores.



**Figura 13** – Estômago. Fonte: autores.



Alguns órgãos como pulmões (não impresso completamente) e o próprio fígado (Figura 12), apresentaram problemas no processo de prototipagem, fazendo com que a peça ficasse com alguma deformidade, mesmo após duas tentativas. Isto ocorre, muito provavelmente, pela característica mecânica do material utilizado para prototipagem (no caso, o PLA) que, dependendo da geometria da peça (principalmente aquelas com muitas curvas), pode não produzir suficientes ‘apoios’ (estruturas na impressão), para suportar as arestas impressas. Em tal situação, teria que ser utilizado o material ABS o que, infelizmente, não é suportado pela impressora disponível no laboratório (marca Sethi 3D). Em todas peças prototipadas, procurou-se o máximo possível aproximá-las dos respectivos tamanhos e proporções reais.



**Figura 14** – Mãos direita e esquerda. À direita, detalhe da mão. Fonte: autores, adaptado do projeto “*Enabling the future*”. Fonte: autores.

Contudo, num projeto PIBIC-PIBIT edição 2018-2019, intitulado “Prototipagem 3D e Automação: aplicação translacional em Medicina, Enfermagem, Nutrição e Fisioterapia”, as peças representando os respectivos órgãos humanos foram afixadas para se compor uma espécie de peça única, numa estrutura de tórax já pronta (como em manequins de lojas de roupas), conforme mostrado na Figura 15, facilitando assim sua manipulação.

Entretanto, diferentemente do que foi proposto no atual projeto, os efeitos fisiológicos deverão aparecer num painel ou tela, e não diretamente no modelo. Isto se deve ao fato de que o material utilizado para prototipagem (PLA), não permitia certas adaptações para se produzir efeitos como de iluminação, o que poderia quase sempre danificar a peça (como processo de corte, de furação e fresagem).



**Figura 15** – Dorso a ser prototipado em impressora 3D.

Discussão e Conclusões: O projeto foi parcialmente realizado, sendo que a parte que não foi concluída foi efetuada num projeto de iniciação científica PIBIC/PIBIT da edição 2018-2019. As alterações que foram realizadas, principalmente na parte do robô InMoov se fizeram necessárias devido à várias dificuldades técnicas encontradas. Entretanto, os dois resultados obtidos, o primeiro em relação à caracterização dos fios de Nitinol, com ótimas perspectivas futuras para uso em projetos de robótica, fizeram com que esta iniciativa fosse muito bem vinda.

Em relação à isto, a realização do protótipo de um exoesqueleto acionado por uma luva (utilizando sensores flexíveis) foi uma alternativa encontrada muito interessante, principalmente prevendo-se que tal projeto poderá ser utilizado não apenas em aulas de Fisioterapia, Enfermagem mas, também, em Medicina, curso este iniciado no presente ano de 2018.

Neste sentido, convém destacar que um protótipo de exoesqueleto de mão está sendo desenvolvido como trabalho de conclusão de curso, porém, com controle utilizando-se uma Interface Cérebro-Máquina, como já pesquisado e desenvolvido em outros dois projetos anteriores PIBIC-PIBIT (Adaptação e Automação de Prótese Biônica de Membro Superior através de Interface-cérebro-máquina, no período PIBIC-PIBIT 2014-2015, e Desenvolvimento de prótese robótica com sistema de feedback para usuário, período PIBIC-PIBIT 2015-2016, este último com bolsa CNPq).

Assim sendo, temos procurado fazer com que vários dos projetos de iniciação científica PIBIC-PIBIT tenham continuidade, bem como aprofundamento de um para outro projeto. Além disto, quando possível, tentamos envolver acadêmicos de algumas disciplinas que lecionamos nos respectivos projetos, direta ou indiretamente. Este foi o caso aqui apresentado, onde a parte sobre os estudos preliminares envolvendo o fio de Nitinol, foi realizado numa disciplina (Resistência dos Materiais), lecionada no 7º. termo de Engenharia Mecatrônica. Desta maneira, tais acadêmicos tiveram a oportunidade de saber como transcorre um projeto de iniciação científica.

Noutra oportunidade, no desenvolvimento do exoesqueleto e da luva, um acadêmico participante do presente projeto (Matheus Moura), teve grande parcela de realização deste protótipo na disciplina de Eletrônica, lecionada pelo orientador do projeto, na turma do 3º termo de Engenharia Mecatrônica. Com isto, uma vez mais, os acadêmicos puderam perceber parte da dinâmica de uma pesquisa científica.

#### Referências:

ABREU, Aguilda Gomes de; FREITAS, Junia Selma de; BERTE, Mariangela; OGRADWSKI, Karin Rosa Persegona; NESTOR, Alessandra. O uso da simulação realística como metodologia de ensino e aprendizagem para as equipes de enfermagem de um hospital infanto-juvenil: relato de experiência. *Ciência e Saúde*, v.7, n.3, 2014.

ALL-ELQ, A. H. Simulation-Based Medical Teaching and Learning. *Journal of Family and Community Medicine*, 17, n. 1, 2010. 35-40.

BASIRI, F. The Argument for Simulation-Based Training in Dietetic Clinical Education: A Review of the Research. In: Duffy V. (eds) *Advances in Applied Digital Human Modeling and Simulation. Advances in Intelligent Systems and Computing*, vol 481. Springer, Cham., 2017.

BAXTER, Mike. *Projeto de Produto – guia prático para o design de novos produtos*. Tradução de Itiro Ida. 2.ed. São Paulo: Editora Edgard Blucher Ltda., 2000.

CAMARGO, E. P.; TATO, A. L.; BARBOSA-LIMA, M. C. A.; MARTINS, A. O.; DICKMAN, A. G.; FERREIRA, A. C.; CARVALHO, J. C. Q.; COUTO, S. G.; VIVEIROS, E. R.; CARNEIRO JUNIOR, M. P.; FERNANDES, L. B.; Evangelista, C. R.; NUNES, C. C.; PUPO, P. D.; RIGUETHI, M.; LAVARDA, F. C.; AVANTE, R. A.; RAMALHO, L. M.; PISSURNO, V. M.; AQUINO, H. A. *Inclusão e necessidade educacional especial: compreendendo identidade e diferença por meio do ensino de física e da deficiência visual*. 1. ed. São Paulo, SP: Livraria da Física, 2016. v. 1. 268p.

BAXTER, Mike. *Projeto de produto: guia prático para o design de novos produtos*. 2.ed. São Paulo: Edgard Blucher Ltda., 2000.

COSTA, Raphael Raniere de Oliveira. *A simulação realística como estratégia de ensino-aprendizagem em enfermagem*. 2014. 100f. Dissertação (Mestrado em Enfermagem) - Centro de Ciências da Saúde, Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Natal, 2014.

DAVIS, Anne. Virtual Reality Simulation: An Innovative Teaching Tool for Dietetics Experiential Education. *The Open Nutrition Journal*, 2015, 9, (Suppl 1-M8) 65-75.

FERREIRA, Claudenice; CARVALHO, Josiane Martins; CARVALHO, Fernando Luís de Queiroz. Impacto da metodologia de simulação realística, enquanto tecnologia aplicada a educação nos cursos de saúde. II STAES I Seminário de Tecnologias Aplicadas a Educação e Saúde. 2015.

OHFUJI, Tadashi; ONO, Michiteru, AKAO, Yoji. Métodos de desdobramento da qualidade. Tradução de Zelinda Tomie Fujikawa. Belo Horizonte: Fundação Christiano Ottoni, Escola de Engenharia da UFMG, 1997.

PAZMINO, Ana Veronica. Como se cria – 40 métodos para design de produtos. São Paulo: Blucher, 2015.

PREECE, Jennifer; ROGERS, Yvonne; SHARP, Helen. Design de interação: além da interação homem-computador. Tradução Viviane Possamai. Porto Alegre: Bookman, 2005.

PUCCINI, Flávia Rebelo Silva; MARTINELLI, Roberta de Castro Lopes; RONDON, Silmara; RODRIGUES, Antonio de Castro; WEN, Chao Lung; BERRETIN-FELIX, Giédre. Bebê Virtual: sucção e deglutição do bebê em computação gráfica 3D. XXIII Congresso Brasileiro e IX Congresso Internacional de Fonoaudiologia: Interdisciplinaridade em Fonoaudiologia. 14-16 de Outubro de 2015. Salvador (Bahia). Brasil.

ROMANO, Minna Moreira Dias; FILHO, Antônio Pazin. Simulação em manequins: aspectos técnicos. Medicina (Ribeirão Preto) 2007; 40 (2): 171-9.

SAFAII-FABIANO, S.J.; RAMSAY, S.A.: The effect of classroom simulation on dietetics students' self-efficacy related to medical nutrition therapy. Journal of the American Dietetic Association. 111(9), A57–A57, 2011. doi:10.1016/j.jada.2011.06.207

STORPIRTIS, Sílvia; NICOLETTI, Maria Aparecida; AGUIAR, Patrícia Melo. Uso da Simulação Realística como Mediadora do Processo Ensino-Aprendizagem: Relato de Experiência da Farmácia Universitária da Universidade de São Paulo. GradMais Revista de Graduação USP. v.1, n.2, 2016.

TEIXEIRA, Carla Regina de Souza; KUSUMOTA, Luciana; BRAGA, Fernanda Titareli Merizio Martins; GAIOSO, Vanessa Pirani; SANTOS, Cláudia Benedita dos; SOUSA E SILVA, Vivian Libório de; CARVALHO, Emilia Campos de. O uso de simulador no ensino de avaliação clínica em enfermagem. Texto contexto – Enfermagem. v.20 n.especial. Florianópolis, 2011.

THOMPSON, Kyle L.; GUTSCHALL, Melissa Davis. The Time Is Now: A Blueprint for Simulation in Dietetics Education. Journal of the American Academy of Nutrition and Dietetics, 115(2):183-94 · February 2015, DOI: 10.1016/j.jand.2014.12.001.

TODD, Jessica D.; MCCARROL, Catherine S.; NUCCI, Anita M. High-Fidelity Patient Simulation Increases Dietetic Students' Self-Efficacy Prior to Clinical Supervised Practice: A Preliminary Study. Journal of Nutrition Education and Behavior. Volume 48, Issue 8, Pages 563–567.e1, September 2016.

TURNER, R.E.; EVERS, W.D.; WOOD, O.B., LEHMAN, J.D.; PECK, L.W.: Computer-based simulations enhance clinical experience of dietetics interns. Journal of the American Dietetic Association. 100(2), 183–190, 2000.

VIVEIROS, Edval Rodrigues de. Mindware semiótico-comunicativo conceituais no ensino de Física para deficientes visuais utilizando uma interface cérebro-computador. 2013. Tese (Doutorado em Doutorado/Educação para Ciência) - Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" - Bauru.

VIVEIROS, Edval Rodrigues de; CAMARGO, E. P. . Contribuições da neurociência cognitiva para o ensino de Física: uso de uma interface cérebro-computador para deficientes físicos e visuais. In: Jonas Gonçalves Coelho; Mariana Claudia Broens. (Org.). Encontro com as ciências cognitivas. 01ed.São Paulo: Cultura Acadêmica, 2015, v. 01, p. 421-444.

(a) VIVEIROS, Edval Rodrigues de; CAMARGO, E. P. Programa Cátedras Francesas no Estado de São Paulo In: Eder Pires de Camargo. (Org.).In Ensino de Ciências e inclusão escolar: investigações sobre o ensino e a aprendizagem de estudantes com deficiência visual e estudantes surdos. Curitiba: Editora CRV, 2016, p. 77-100.

(b) VIVEIROS, Edval Rodrigues de; CAMARGO, E. P. . Mindware semiótico-comunicativo: campos conceituais no ensino de física para alunos com deficiência visual utilizando uma interface cérebro-computador. In: Eder Pires de Camargo. (Org.). In Ensino de Ciências e inclusão escolar: investigações sobre o ensino e a aprendizagem de estudantes com deficiência visual e estudantes surdos.Curitiba: Editora CRV, 2016, p. 101-123.

WILLIAMS, Peter; BECK, Eleanor. Simulation in dietetic education in Australia. L. C. Tapsell In 16th International Congress of Dietetics, 5-8 Sept 2012, Sydney. Nutrition and Dietetics, 69 (Supplement 1), 47-47.

## Exoesqueleto para reabilitação de mão: um projeto utilizando manufatura aditiva

Exoskeleton for Hand Rehabilitation: A Project Using Additive Manufacturing

Moisés Silva

Matheus de Moura Leite

Matheus Vinicius C. Viudes

Fernando Henrique Alves Benedito

Edval Rodrigues de Viveiros

### Resumo

Exoesqueletos para reabilitação, bem como órteses e próteses, são tecnologias que, no Brasil, ainda são relativamente pouco desenvolvidas, apesar do país ocupar posições tanto tecnológicas quanto de aplicação bastante avançadas em certas áreas, incluindo-se quer alguns ramos da Engenharia, bem como em diversas áreas da Medicina. Este projeto visou desenvolver um exoesqueleto para reabilitação motora de membro superior, mais especificamente a mão. Diversas técnicas de automação e controle foram utilizadas, mas, o que se destaca neste tipo de projeto é exatamente a complexidade no que diz respeito à biomecânica do movimento que, neste caso, por tratar-se de uma parte absolutamente complexa como a mão, exigiria um alto grau de técnica envolvida. Obteve-se êxito tanto em relação ao processo de manufatura aditiva utilizada para projetar e conseqüentemente fabricar o dispositivo assistivo, assim também como com respeito às técnicas de automação e controle de tal equipamento que, em essência, tratou-se de um exoesqueleto para reabilitação. No entanto, vale a pena ressaltar que o uso de tecnologias mais elaboradas faz toda a diferença no que diz respeito aos possíveis resultados esperados, já que isto é determinante na maneira como se obtém os resultados finais no processo de se emular ou de se simular os movimentos humanos da mão.

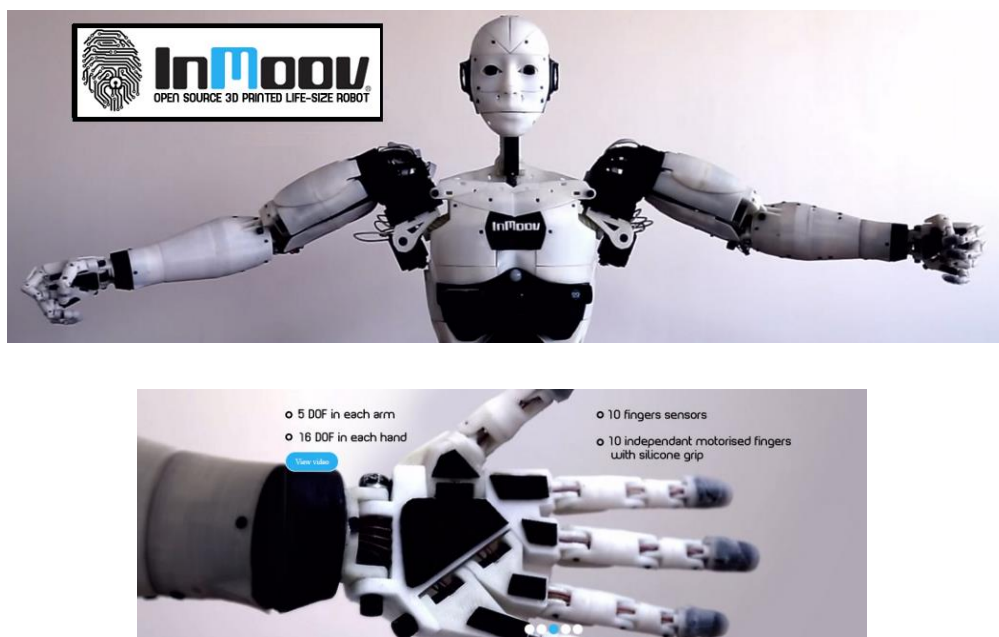
Palavras-chave: Tecnologias assistivas, robótica assistiva, exoesqueleto de membros superiores.

### Abstracts

Exoskeletons for rehabilitation, as well as orthoses and prostheses, are technologies that, in Brazil, are still relatively underdeveloped, despite the country holding quite advanced positions both technologically and in application in certain areas, including some branches of Engineering and various fields of Medicine. This project aimed to develop an exoskeleton for motor rehabilitation of the upper limb, specifically the hand. Various automation and control techniques were used, but what stands out in this type of project is precisely the complexity regarding the biomechanics of movement which, in this case, involves an extremely complex part like the hand, requiring a high degree of technical expertise. Success was achieved both in the additive manufacturing process used to design and consequently manufacture the assistive device, as well as in the automation and control techniques of such equipment, which essentially was an exoskeleton for rehabilitation. However, it is worth noting that the use of more sophisticated technologies makes all the difference concerning the possible expected results, as this is crucial in how the final results are obtained in the process of emulating or simulating human hand movements.

Keywords: Assistive technologies, assistive robotics, upper limb exoskeleton.

Este projeto atual engloba uma outra pesquisa realizada anteriormente, que consistiu na prototipagem de algumas partes do corpo humano. Agora, nesta pesquisa, pretendia-se prototipar o robô Inmoov. Na Figura 1 vemos uma imagem geral do robô, e um detalhe da mão. Contudo, considerando que nosso objetivo neste projeto é utilizar este robô como um recurso didático para aulas na área de Saúde (Medicina, Enfermagem, Nutrição, Fisioterapia e outros cursos), consideramos necessário realizar algumas adaptações e adequações neste projeto, pois do contrário a simples construção (prototipagem e montagem) do robô Inmoov não atenderia às nossas expectativas, quais sejam, de termos um modelo tridimensional que simule, emule ou modele ações anatômicas, biomecânicas e fisiológicas, humanas.



**Figuras 1** – Robô InMoov – dorso com membros superiores e cabeça; Detalhe da mão. Fonte: inmoov.fr

Para isto, atualmente, decidimos focar o trabalho inicialmente, na construção de uma ‘mão biônica’ com finalidade de reabilitação, na forma de um **“Exoesqueleto para mão”**. Portanto, pautando-nos neste objetivo, foram realizadas as seguintes atividades até o momento:

1- Realização de amplo estudo exploratório, envolvendo não apenas a pesquisa de imagens, vídeos de projetos existentes, quer sejam equipamentos desenvolvidos por intermédio de pesquisa técnico-científica (trabalho de conclusão de curso, mestrado, doutorado e outras modalidades), mas também produtos já comercializados, mas também nesta fase analisou-se diversos textos (artigos, dissertações e teses) nacionais e internacionais, que tratam do tema;

2 – Aproveitamento de trabalhos em andamento, também por nós orientados no escopo do Unisalesiano, para verificação e teste de funcionalidade. Isto deverá incluir um projeto piloto inicialmente desenvolvido em 2016, que foi o uso do fio de memória de forma Nitinol (NiTi), para acionamento (atuador) dos dedos,

ao invés da utilização mais comum de motores (servo-motores, atuadores lineares ou motores lineares, ou ainda step motors);

3 – Definição de um modelo de exoesqueleto de mão, que permita o trabalho utilizando o paradigma de “reabilitação bilateral”.

### 3. Resultados parciais obtidos (Apresentação e Discussão)

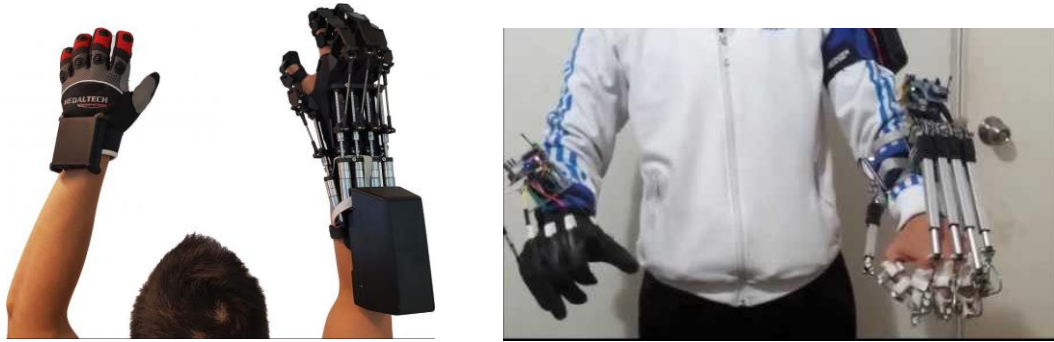
Os resultados podem ser elencados como:

- 1- **Da pesquisa exploratória.** Diversos modelos de exoesqueletos de mão foram pesquisados, devendo destacar aqui um único projeto, mostrado na Figura 2, que trabalha com o paradigma da bilateralidade. No caso, a função do trabalho de reabilitação do membro afetado (por exemplo, após o paciente sofrer um Acidente Vascular Encefálico), é desenvolvido à partir do membro saudável, cujos movimentos da mão são efetuados com uma “luva avatar”, contendo sensores devidamente calibrados e formatados para acionarem os atuadores elétricos (motores lineares, servo-motores, ou motores de passo – step motors) instalados no “exoesqueleto”. Portanto, o exoesqueleto e a luva trabalham de maneira bilateral.



**Figura 2** – Exoesqueleto bilateral (*Bilateral hand exoskeleton for stroke rehabilitation*) desenvolvido na University of Technology Sydey (UTS). Fonte: UTS site.



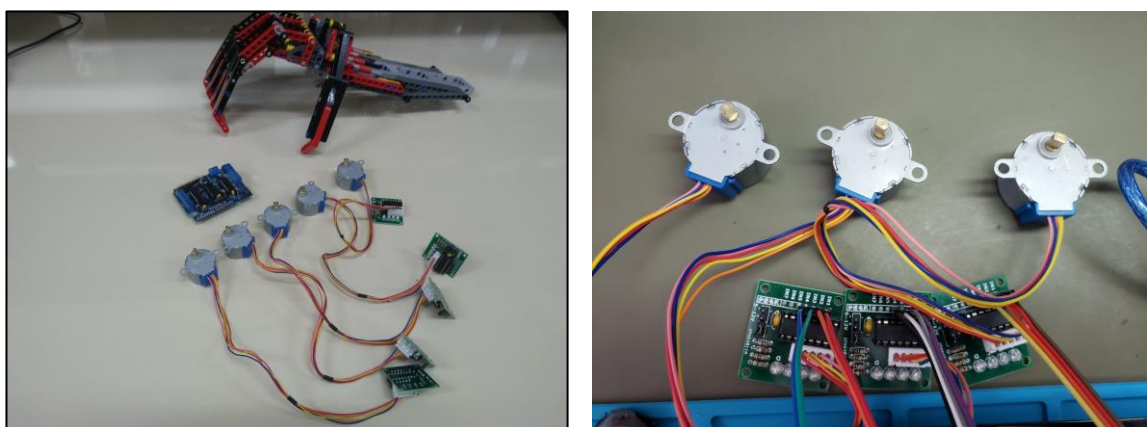


**Figura 3** – Exoesqueleto bilateral (*Bilateral hand exoskeleton for stroke rehabilitation*), mostrando na primeira foto, do lado esquerdo, a “luva atar”, desenvolvida pela UTS. Na imagem da direita, a luva está na mão direita do usuário.

## 2 – Resultado 1: desenvolvimento de uma “luva avatar”

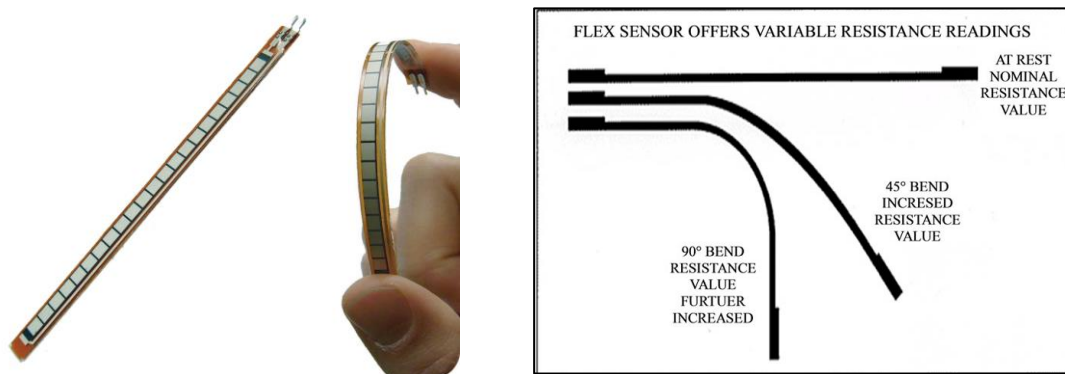
Na sequência mostramos os resultados obtidos na construção da “luva avatar”. Esta “luva”, na verdade, é um dispositivo classificado na automação como sendo um ‘sensor-atuador’, pois conta com 5 sensores resistivos, que são dispositivos eletrônicos que respondem à variação da corrente elétrica mediante alteração de sua geometria. À partir disto, estes sensores são ajustados ou calibrados para acionarem quaisquer dispositivos externos, como por exemplo, elementos atuadores, como motores do tipo linear, servo-motores ou motores de passo, que farão o papel dos ligamentos, tendões ou músculos da mão, responsáveis pelos movimentos dos dedos.

Na Figura 4 vemos o conjunto com 5 motores de passo, com os respectivos *drives*.



**Figura 4** – Conjunto de motores de passo. Fonte: autores.

Estes motores de passo, um para cada dedo, serão portanto atuados por cada um dos dedos, conectados pelos respectivos sensores flexíveis (Figura 5).



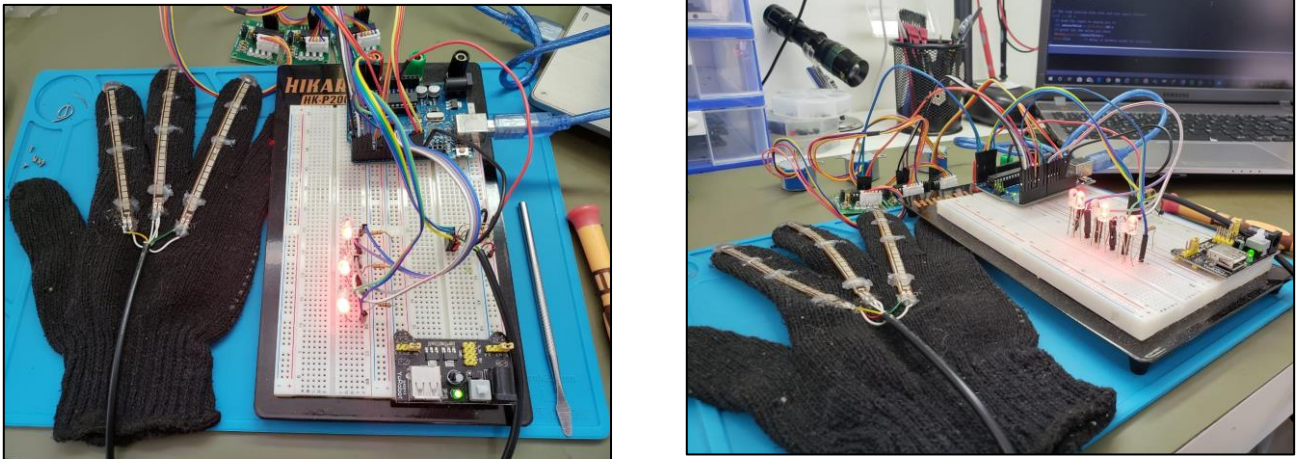
**Figura 5** – Resistor flexível (*flex sensor*), cuja resistência varia de acordo com a flexibilidade do componente. Fonte: autores.

Assim sendo, estes sensores foram devidamente calibrados, para oferecerem as respectivas correntes elétricas que fornecerão o impulso elétrico necessário para que cada dedo execute o movimento de flexão de cada um dos dedos da mão, movimentos estes que serão ‘espelhados’ posteriormente, pelo exoesqueleto, que acionará por conseguinte a mão afetada. Na Figura 6 observamos os sensores já instalados na luva, sendo que os dedos mínimo e polegar ainda estão em fase de ajuste eletrônico.



**Figura 6** – Luva avatar (“avatar glove”), com os sensores flexíveis. Fonte: autores.

Na Figura 7 vemos o circuito microcontrolado pela plataforma Arduino, que comandará toda automação do sistema, devidamente funcionando por intermédio de uma programação desenvolvida em linguagem C++.



**Figura 7** – Avatar glove com os sensores flexíveis, controlados pela placa Arduino. Fonte: autores.

## Resultado 2- Desenvolvimento de um exoesqueleto personalizado

Conforme explicado no item “Resumo dos resultados obtidos”, neste projeto procuramos aproveitar o *expertise* desenvolvido em outros projetos orientados pelo mesmo docente orientador desta Iniciação Científica. Assim sendo, o projeto de exoesqueleto abaixo foi também desenvolvido pela mesma equipe do Laboratório de Robótica Assistiva, mais precisamente em função de um “Trabalho de Conclusão de Curso”, do acadêmico de Engenharia da Computação, Moisés Silva, em andamento e previsão para apresentação em 2019. Na Figura 8 pode-se constatar este exoesqueleto (ainda em desenvolvimento).

Porém, por uma questão apenas de facilitar o teste de funcionamento dos motores, optou-se por desenvolver as peças do exoesqueleto de maneira personalizada, ou seja, não permitindo ajuste de tamanho. Entretanto, na versão final para este projeto, pretende-se que o mesmo permita o ajuste das dimensões, de acordo com cada paciente.



**Figura 8** – Exoesqueleto de mão, desenvolvido em impressora 3D (material ABS). Fonte: Autores.

### Resultado 3 – Definição de um modelo de exoesqueleto para mãos – utilização de metal com memória de forma Nitinol

Este modelo ainda não está definido, devendo obviamente estar finalizado até o encerramento desta edição PIBIC-PIBIT, antes do mês de julho de 2019.

Contudo, o que temos de acrescentar de importante nisto, é a nossa tentativa de incorporar a tecnologia “metal com memória de forma” (“*shape memory alloy*”, ou “*shape memory wire*”), para acionamento dos dedos no exoesqueleto. O grande problema na utilização de atuadores do tipo ‘motor’, é seu alto custo, necessidade de alimentação com correntes elétricas consideráveis (para funcionarem motores, quer sejam ‘servo-motor’ ou ‘motor de passo’), aumento da massa do exoesqueleto, necessidade de manutenção.

No caso, o fio de Nitinol, apesar de ainda ter um custo alto, não necessita de nenhuma manutenção, utiliza correntes elétricas e voltagens extremamente baixas e, o mais importante, reduz drasticamente a massa (e o peso) do exoesqueleto, facilitando muito o uso do equipamento, principalmente se pretende-se utilizá-lo de maneira portátil, por exemplo, na própria casa do paciente, ao invés de um ambiente clínico ou hospitalar.

Neste sentido, duas ações foram desenvolvidas:

1- Reativação de um projeto de acionamento de membros (no caso dedos das mãos) utilizando o Nitinol. Em relação a isto, retomamos um projeto anteriormente desenvolvido por acadêmico (já formado) em Engenharia Mecatrônica, que está colaborando para que a ideia seja aprimorada. Diversos estudos já foram por nós desenvolvidos, através de disciplina “Resistência dos Materiais” (conforme apresentado um relatório PIBIC-PIBIT), possibilitando assim alguma expertise no manuseio de tal tecnologia, que exige toda uma preparação à nível laboratorial, via tratamento térmico, do fio de NiTi.

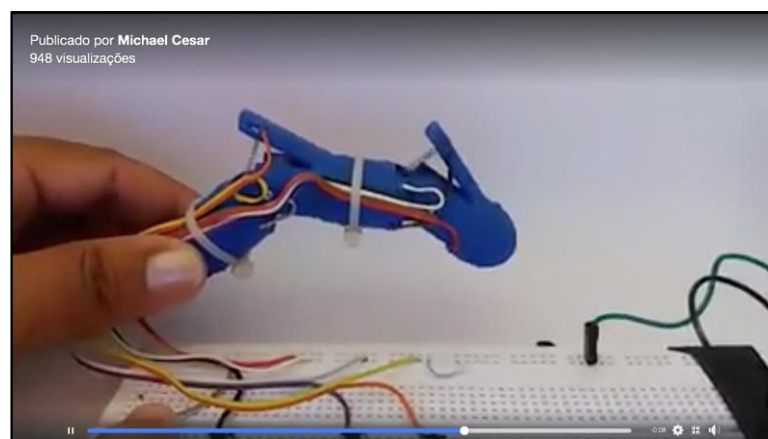
2 – Aquisição do fio de Nitinol. Em relação a este quesito, que seria extremamente crítico para o sucesso desta ideia, já que fios de NiTi encontrados comercialmente em lojas, possuem uma espessura muito grande, dificultando a aplicação de tensões e correntes elétricas que viabilizem o efeito de memória de forma rapidamente. Neste sentido, conseguimos realizar uma parceria com a empresa norte-americana “Fort Wayne Metals”, com representante no Brasil, que nos forneceu amostras destes fios com diâmetros de 0.075 mm (equivalente à espessura de um fio de cabelo) e 0.15 mm. Com isto, a partir de agora, conseguiremos realizar os testes para adaptação destes fios para confeccionar os dedos do exoesqueleto. Na Figura 9 mostra-se uma imagem da doação do fio de NiTi de 0.075 mm. E na Figura 10 apresentamos a imagem de um vídeo disponível no Facebook (link em [https://m.facebook.com/story.php?story\\_fbid=1208300015924012&id=100002320756471](https://m.facebook.com/story.php?story_fbid=1208300015924012&id=100002320756471)) , onde, na ocasião, foi desenvolvido pelo acadêmico mencionado um teste com fio de NiTi, para acionamento de um

dedo. Nota-se neste projeto, que tanto o movimento de extensão quanto o de flexão deste dedo foram feitos com o fio de NiTi, na forma de uma ‘arame estendido’, quanto de um ‘arame em forma de mola’.



**Figura 9** – Fio de Nitinol (shape memory alloy), doado pela empresa Fort Wayne Metals.

Fonte: autores.



**Figura 10** – Dedo prototipado em impressora 3D, utilizando-se como elemento “atuador” o fio de memória de forma Nitinol. Fonte: autores.

### **Análise dos resultados e considerações finais.**

O projeto ora apresentado configura-se com grande potencial de execução prática, na eventualidade de que tais metodologias e tecnologias possam ser utilizáveis em um protótipo funcional. Isto significa dizer que os métodos empregados, bem como as tecnologias que foram aplicadas no projeto são absolutamente viáveis e exequíveis. Ainda que determinados parâmetros operacionais não foram devidamente avaliados como, por exemplo, a carga ou força necessárias para que os respectivos atuadores mecânicos sejam capazes de operar em distintas situações de efetuar força, isto seria apenas uma questão de eventual substituição dos motores de passo, ou então, de se alterar a configuração da liga de memória de forma, no caso, o nitinol.

## Referências

- ABREU, Aguilda Gomes de; FREITAS, Junia Selma de; BERTE, Mariangela; OGRADWSKI, Karin Rosa Persegona; NESTOR, Alessandra. O uso da simulação realística como metodologia de ensino e aprendizagem para as equipes de enfermagem de um hospital infanto-juvenil: relato de experiência. *Ciência e Saúde*, v.7, n.3, 2014.
- ALL-ELQ, A. H. Simulation-Based Medical Teaching and Learning. *Journal of Family and Community Medicine*, 17, n. 1, 2010. 35-40.
- BASIRI, F. The Argument for Simulation-Based Training in Dietetic Clinical Education: A Review of the Research. In: Duffy V. (eds) *Advances in Applied Digital Human Modeling and Simulation. Advances in Intelligent Systems and Computing*, vol 481. Springer, Cham., 2017.
- BAXTER, Mike. Projeto de Produto – guia prático para o design de novos produtos. Tradução de Itiro Ida. 2.ed. São Paulo: Editora Edgard Blucher Ltda., 2000.
- CAMARGO, E. P.; TATO, A. L. ; BARBOSA-LIMA, M. C. A. ; MARTINS, A. O. ; DICKMAN, A. G. ; FERREIRA, A. C. ; CARVALHO, J. C. Q. ; COUTO, S. G. ; VIVEIROS, E. R. ; CARNEIRO JUNIOR, M. P. ; FERNANDES, L. B. ; Evangelista, C. R. ; NUNES, C. C. ; PUPO, P. D. ; RIGUETHI, M. ; LAVARDA, F. C. ; AVANTE, R. A. ; RAMALHO, L. M. ; PISSURNO, V. M. ; AQUINO, H. A. . Inclusão e necessidade educacional especial: compreendendo identidade e diferença por meio do ensino de física e da deficiência visual. 1. ed. São Paulo, SP: Livraria da Física, 2016. v. 1. 268p .
- BAXTER, Mike. Projeto de produto: guia prático para o design de novos produtos. 2.ed. São Paulo: Edgard Blucher Ltda., 2000.
- COSTA, Raphael Raniere de Oliveira. A simulação realística como estratégia de ensino-aprendizagem em enfermagem. 2014. 100f. Dissertação (Mestrado em Enfermagem) - Centro de Ciências da Saúde, Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Natal, 2014.
- DAVIS, Anne. Virtual Reality Simulation: An Innovative Teaching Tool for Dietetics Experiential Education. *The Open Nutrition Journal*, 2015, 9, (Suppl 1-M8) 65-75.
- FERREIRA, Claudenice; CARVALHO, Josiane Martins; CARVALHO, Fernando Luís de Queiroz. Impacto da metodologia de simulação realística, enquanto tecnologia aplicada a educação nos cursos de saúde. II STAES I Seminário de Tecnologias Aplicadas a Educação e Saúde. 2015.
- OHFUJI, Tadashi; ONO, Michiteru, AKAO, Yoji. Métodos de desdobramento da qualidade. Tradução de Zelinda Tomie Fujikawa. Belo Horizonte: Fundação Christiano Ottoni, Escola de Engenharia da UFMG, 1997.
- PAZMINO, Ana Veronica. Como se cria – 40 métodos para design de produtos. São Paulo: Blucher, 2015.

PREECE, Jennifer; ROGERS, Yvonne; SHARP, Helen. Design de interação: além da interação homem-computador. Tradução Viviane Possamai. Porto Alegre: Bookman, 2005.

PUCCINI, Flávia Rebelo Silva; MARTINELLI, Roberta de Castro Lopes; RONDON, Silmara; RODRIGUES, Antonio de Castro; WEN, Chao Lung; BERRETIN-FELIX, Giédre. Bebê Virtual: sucção e deglutição do bebê em computação gráfica 3D. XXIII Congresso Brasileiro e IX Congresso Internacional de Fonoaudiologia: Interdisciplinaridade em Fonoaudiologia. 14-16 de Outubro de 2015. Salvador (Bahia). Brasil.

ROMANO, Minna Moreira Dias; FILHO, Antônio Pazin. Simulação em manequins: aspectos técnicos. Medicina (Ribeirão Preto) 2007; 40 (2): 171-9.

SAFAII-FABIANO, S.J.; RAMSAY, S.A.: The effect of classroom simulation on dietetics students' self-efficacy related to medical nutrition therapy. Journal of the American Dietetic Association. 111(9), A57–A57, 2011. doi:10.1016/j.jada.2011.06.207

STORPIRTIS, Sílvia; NICOLETTI, Maria Aparecida; AGUIAR, Patrícia Melo. Uso da Simulação Realística como Mediadora do Processo Ensino-Aprendizagem: Relato de Experiência da Farmácia Universitária da Universidade de São Paulo. GradMais Revista de Graduação USP. v.1, n.2, 2016.

TEIXEIRA, Carla Regina de Souza; KUSUMOTA, Luciana; BRAGA, Fernanda Titareli Merizio Martins; GAIOSO, Vanessa Pirani; SANTOS, Cláudia Benedita dos; SOUSA E SILVA, Vivian Libório de; CARVALHO, Emilia Campos de. O uso de simulador no ensino de avaliação clínica em enfermagem. Texto contexto – Enfermagem. v.20 n.especial. Florianópolis, 2011.

THOMPSON, Kyle L.; GUTSCHALL, Melissa Davis. The Time Is Now: A Blueprint for Simulation in Dietetics Education. Journal of the American Academy of Nutrition and Dietetics, 115(2):183-94 · February 2015, DOI: 10.1016/j.jand.2014.12.001.

TODD, Jessica D.; MCCARROL, Catherine S.; NUCCI, Anita M. High-Fidelity Patient Simulation Increases Dietetic Students' Self-Efficacy Prior to Clinical Supervised Practice: A Preliminary Study. Journal of Nutrition Education and Behavior. Volume 48, Issue 8, Pages 563–567.e1, September 2016.

TURNER, R.E.; EVERS, W.D.; WOOD, O.B., LEHMAN, J.D.; PECK, L.W.: Computer-based simulations enhance clinical experience of dietetics interns. Journal of the American Dietetic Association. 100(2), 183–190, 2000.

VIVEIROS, Edval Rodrigues de. Mindware semiótico-comunicativo conceituais no ensino de Física para deficientes visuais utilizando uma interface cérebro-computador. 2013. Tese (Doutorado em Doutorado/Educação para Ciência) - Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" - Bauru.

VIVEIROS, Edval Rodrigues de; CAMARGO, E. P. . Contribuições da neurociência cognitiva para o ensino de Física: uso de uma interface cérebro-computador para deficientes físicos e visuais. In: Jonas Gonçalves

Coelho; Mariana Claudia Broens. (Org.). Encontro com as ciências cognitivas. 01ed.São Paulo: Cultura Acadêmica, 2015, v. 01, p. 421-444.

(a) VIVEIROS, Edval Rodrigues de; CAMARGO, E. P. Programa Cátedras Francesas no Estado de São Paulo In: Eder Pires de Camargo. (Org.).In Ensino de Ciências e inclusão escolar: investigações sobre o ensino e a aprendizagem de estudantes com deficiência visual e estudantes surdos. Curitiba: Editora CRV, 2016, p. 77-100.

(b) VIVEIROS, Edval Rodrigues de; CAMARGO, E. P. . Mindware semiótico-comunicativo: campos conceituais no ensino de física para alunos com deficiência visual utilizando uma interface cérebro-computador. In: Eder Pires de Camargo. (Org.). In Ensino de Ciências e inclusão escolar: investigações sobre o ensino e a aprendizagem de estudantes com deficiência visual e estudantes surdos.Curitiba: Editora CRV, 2016, p. 101-123.

WILLIAMS, Peter; BECK, Eleanor. Simulation in dietetic education in Australia. L. C. Tapsell In 16th International Congress of Dietetics, 5-8 Sept 2012, Sydney. Nutrition and Dietetics, 69 (Supplement 1), 47-47



## Medidor de energia elétrica residencial bidirecional com acesso local e remoto.

*Residential two-way power meter with local and remote access.*

Felipe Lima de Oliveira<sup>1</sup>  
João Lucas Baroni<sup>1</sup>  
Roberto Coradini Junior<sup>1</sup>  
Welton Disposti dos Santos<sup>1</sup>  
Giuliano Pierre Estevam<sup>2</sup>  
Nelson Hitoshi Takiy<sup>3</sup>  
Edval Rodrigues de Viveiros<sup>3</sup>

### RESUMO

A rede inteligente de energia elétrica, tem como objetivo a comunicação interativa entre o cliente e o distribuidor. São unidades descentralizadas, para pequenos e grandes geradores de energia, que com isso cria uma grande e ampla estrutura. Com toda essa comunicação, podem controlar a geração e evitar sobrecargas na rede. Um dos pontos mais importantes nas redes são os medidores inteligentes de energia elétrica, são aparelhos normalmente instalados em pontos estratégicos, como o consumidor final ou em uma subestação em uma determinada região ou localidade, que emitem dados do sistema para as empresas que gerenciam a transmissão, distribuição e geração de energia. Analisando este cenário propõe-se desenvolver um medidor de energia elétrica residencial bidirecional com acesso local e remoto, que fará leituras constantes como o consumo de energia, qualidade da energia, falhas na rede elétrica e até cortes de energia por falta de pagamento. O medidor proposto seguirá normas brasileiras. Os dados coletados serão enviados em tempo real para as empresas responsáveis pela distribuição da energia. Esse medidor será instalado no consumidor final, o cliente. Com isso terão grandes benefícios em ambas partes, o cliente conseguirá ver o valor gasto e o valor gerado em kWh, ver a qualidade da energia como o fator de potência e tensão da rede. O ponto principal do projeto é a confiabilidade, qualidade e a integração desse sistema. Será um equipamento robusto e que fornecerá muitos dados precisos e confiáveis para o cliente e a distribuidora de energia elétrica. Também mostrando-se uma ótima oportunidade de mercado para empresas que atualmente produzem medidores analógicos, para atualizarem o seu produto para era digital.

**Palavras-chave:** Medidor de Energia; Bidirecional; Redes Inteligentes.

---

<sup>1</sup> Acadêmico do 10º termo de Engenharia Elétrica no Centro Universitário Católico Salesiano Auxilium de Araçatuba

<sup>2</sup> Orientador e docente do curso de Engenharia Elétrica no Centro Universitário Católico Salesiano Auxilium de Araçatuba

<sup>3</sup> Coorientadores/revisores, docentes do curso de Engenharia Elétrica no Centro Universitário Católico Salesiano Auxilium de Araçatuba

**ABSTRACT**

The intelligent electric energy network, aims at the interactive communication between the customer and the distributor. They are decentralized units, for small and large generators of energy, that with this creates a large and wide structure. With all this communication, they can control the generation and avoid network overloads. One of the most important points in the networks are the intelligent meters of electricity, they are devices normally installed in strategic points, like the final consumer or in a substation in a certain region or locality, that send data of the system for the companies that manage the transmission, distribution and generation of energy. Analyzing this scenario it is proposed to develop a two-way residential electric meter with local and remote access, which will make constant readings such as power consumption, power quality, power grid failures and even power outages due to non-payment. The proposed meter will follow Brazilian standards. The data collected will be sent in real time to the companies responsible for the distribution of energy. This meter will be installed in the final consumer, the customer. With this will have great benefits in both parts, the customer will be able to see the amount spent and the value generated in kWh, see the quality of energy as the power factor and voltage of the network. The main point of the project is the reliability, quality and integration of this system. It will be a robust equipment that will provide many accurate and reliable data for the customer and the electric power distributor. Also proving to be a great market opportunity for companies that currently produce analog meters to upgrade their product to the digital era.

**Keywords:** Power Meter; Bidirectional; Smart Grids.

**Introdução**

O consumo de energia elétrica no Brasil aumentou e a causa disso está além do crescimento populacional. Ao longo dos últimos anos, o Brasil tem experimentado um constante crescimento econômico e isso acarreta na elevação da demanda.

A geração de energia elétrica enfrenta grandes desafios no Brasil, a matriz energética formada principalmente pela geração hidrelétrica sofre com secas e licenças ambientais. Assim, com a crescente demanda questiona-se a capacidade do sistema elétrico brasileiro.

Como solução alternativa à produção centralizada pode-se citar a Geração Distribuída (GD) de eletricidade, que é definida por produção de energia elétrica realizada junto ou próxima ao consumidor.

De modo geral, a geração própria de energia pode oferecer vários benefícios para o sistema elétrico, dentre os quais se destacam a postergação de investimentos na expansão nos sistemas de distribuição e transmissão; o reduzido impacto ambiental; a melhoria do nível de tensão da rede no período de carga pesada e a diversificação da matriz energética. Para o consumidor/gerador, existe também a economia com gastos elétricos, além disso a previsibilidade da fatura de energia, reduzindo os impactos causados pelo aumento da tarifa energética.

De acordo com os regulamentos da ANEEL, a micro e a mini geração distribuída consistem na produção de energia elétrica a partir de pequenas centrais geradoras que utilizam fontes renováveis de energia, como solar e eólica, conectadas à rede de distribuição por meio de instalações de unidades consumidoras.

Uma importante inovação trazida pela Resolução Normativa nº 482/2012 foi o Sistema de Compensação de Energia Elétrica. Esse sistema possibilita que a energia excedente originada pela unidade consumidora com micro ou mini geração seja injetada na rede da distribuidora, o qual funcionará tal como uma bateria, armazenando esse excedente.

Os créditos de energia gerados continuam válidos por 60 meses. Durante a evolução dos sistemas elétricos, destaca-se uma preocupação com o processo de medição da energia elétrica. Na história dos medidores de energia elétrica, observa-se que os primeiros fabricados foram desenvolvidos para realizar, unicamente, as medições de tensão, corrente e potência elétrica.

Medidor de energia elétrica é um equipamento eletromecânico e/ou eletrônico utilizado para medir o consumo de energia elétrica. Este dispositivo é encontrado na maioria das casas e habitações no mundo moderno.

O eletromecânico utiliza o princípio da indução eletromagnética para o seu funcionamento e o eletrônico funciona através de circuitos integrados, sendo ambos projetados para funcionar em tensões puramente senoidais.

A medição bidirecional pode ser realizada por meio de dois medidores unidirecionais, um para aferir a energia elétrica consumida e outro para a energia elétrica gerada, caso seja a alternativa de menor custo ou haja solicitação do titular da unidade consumidora com micro

geração ou mini geração distribuída. Nosso projeto foi desenvolvido utilizando o princípio de que tanto o consumidor, quanto a concessionária precisam de um sistema mais interativo, informativo e seguro.

## Desenvolvimento

### *Descrição do Projeto*

O projeto desenvolvido é composto de um dispositivo de medição das grandezas elétricas de tensão e corrente alternada, além do fator de potência para o envio destas medidas ao dispositivo micro controlador que fara a exibição em tela dos valores Tensão Alternada, Corrente Alternada, Potência Aparente (KVA) e o consumo em (KWh), além de enviar as informações a um banco de dados, para que sejam exibidos em uma página da Web que poderá ser acessada remotamente por meio de um navegador de internet.

Foi utilizado um display LCD 20X4 com escrita azul que exibe as medições em tempo real, para que o usuário possa fazer leituras pontuais com maior facilidade. O display LCD Utilizado pode ser visto na figura abaixo:



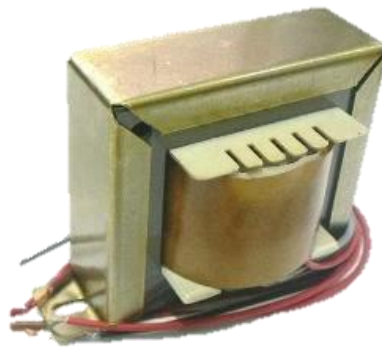
**Figura 1** – Display LCD. Fonte: Fileflop.

As informações mostradas neste display são:

- Tensão instantânea em V
- Corrente instantânea em A
- Potência aparente em VA
- Fator de potência
- Consumo em kWh
- Geração em kWh

- Fatura estimada
- Diferença entre o valor gerado e o valor consumido

Para realizar as medições de tensão utilizamos um transformado de potencial cujo as características são 127-220V / 9V e corrente máxima de 1 A.



**Figura 2** – Transformador de potencial. Fonte: Center TI.

O transformador de potencial, ou TP, é um transformador como outro qualquer, com características próprias, para ser instalado com medidores de energia elétrica, sendo o enrolamento primário ligado em derivação aos terminais do circuito do qual se deseja medir a tensão enquanto o secundário é ligado aos terminais de potencial de um ou mais instrumentos de medição, controle ou proteção, no caso do nosso projeto, a saída de baixa tensão do transformador foi conectada a uma entrada analógica do microcontrolador.

Na medição de corrente foi utilizado um sensor TC 100A SCT-013 não invasivo com relação de transformação 50 mA a 100 A.



**Figura 3** – Sensor de corrente não invasivo. Fonte: YHDC.

Em nosso projeto este sensor foi utilizado para desenvolver as seguintes funções:

- Reduzir a corrente a valores seguros para medição/proteção.
- Transformam o módulo da grandeza a ser medida sem alterar sua natureza (forma de onda, defasagem).
- Isolar circuito primário do secundário.
- Permitir uso de valores de norma.

Para coletar as informações dos sensores de corrente e de tensão, usaremos o Arduino Mega 2560 com microcontrolador Atmel.



**Figura 4** – Arduino Mega. Fonte: Arduino.

No desenvolvimento do projeto a placa Arduino será de muita importância, com a disponibilidade de 54 entradas ou saídas digitais e 16 entradas ou saídas analógicas.

- Conexão para fonte de alimentação externa.
- Bibliotecas que ajudam no desenvolvimento dos cálculos do fator de potência.
- Alta velocidade de processamento.
- Grande disponibilidade de entradas e saídas analógicas e digitais.
- Apesar da diversidade de entradas e saídas a placa é relativamente pequena.

Será utilizado um Shield Ethernet W5100 para fazer a integração entre os dados coletados no Arduino e informar os dados ao sistema WEB.



**Figura 5** – Shield Ethernet. Fonte: WIZNet.

Esta placa de comunicação Ethernet tem como função em nosso projeto enviar e receber informações como:

- Enviar informações sobre a tensão e corrente.
- Enviar informações sobre a potência kWh consumida pelo cliente.
- Enviar informações da geração distribuída.
- Receber informações da concessionária para efetuar o corte da energia devido à falta de pagamento ou fraude.
- Conexão com a rede é feita através do cabo RJ45.
- Os dados podem ser salvos em um cartão SD de até 8GB.

### ***Desenvolvimento prático***

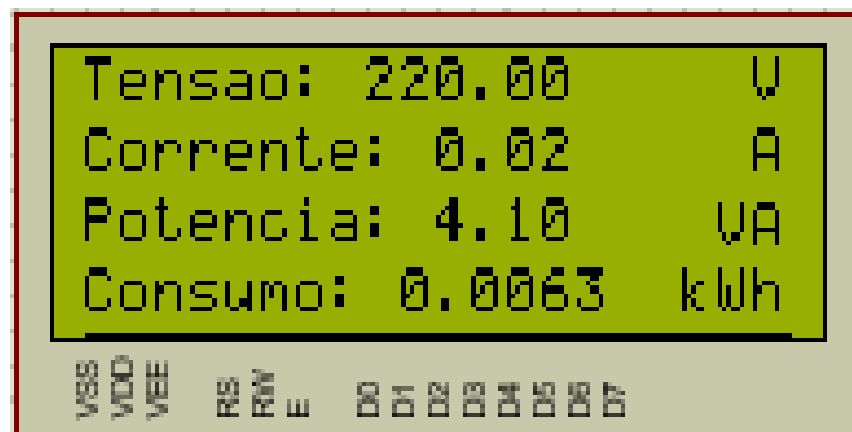
Com o ciclo final deste trabalho, desenvolveu-se este estudo para visualizar, medir e comprovar o quanto é eficiente e seguro a utilização do medidor de energia bidirecional com acesso local e remoto. Com a finalidade de desenvolver um protótipo aonde possa conseguir enviar informações sobre a fatura, quantidade de energia gerada e consumida através do medidor bidirecional com acesso remoto. Utilizando o módulo de comunicação Ethernet na

plataforma Arduino. Que tornando-se uma excelente opção para as concessionárias de energia elétrica e seus respectivos clientes e fornecedores de energia.

O protótipo tem a finalidade de mostrar em tempo real, informações importantes sobre a geração de energia dos clientes que fornece energia através das placas solares fotovoltaicas, a concessionária consegue através da rede de comunicação efetuar cortes e religamento de energia sem deslocamentos de equipes e não necessita de leituristas para verificar a fatura mensal. O protótipo foi montado e testado na casa de um dos integrantes do grupo situada na cidade de Araçatuba estado de São Paulo.

### ***Desenvolvimento do projeto***

O LCD será o responsável em indicar as informações diretamente no medidor de energia (Acesso local).



**Figura 6** – Display LCD Proteus. Fonte: Autores.

Esse display foi utilizado no Proteus para simulações e testes para o desenvolvimento do projeto.

A página Web será o responsável em indicar as informações diretamente do medidor de energia para o cliente ou a concessionária (Acesso remoto).

Página concessionária:





**Figura 7** – Dados da concessionária . Fonte: autores.

Página Cliente:

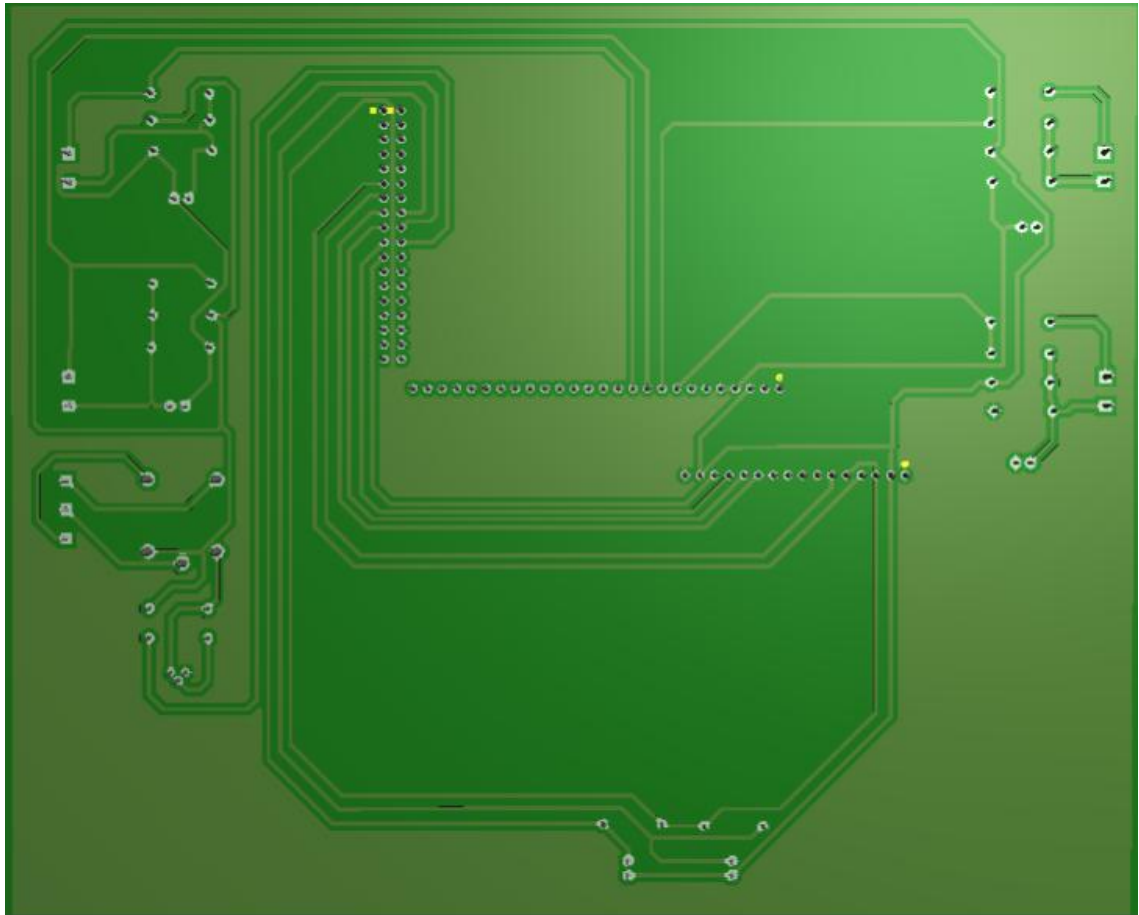


**Figura 8** – Dados do cliente . Fonte: autores.

A única diferença das páginas é que o cliente não terá acesso ao corte de energia por a falta de pagamento ou fraude e a concessionária vai ter total acesso ao medidor. Para o desenvolvimento e simulação da placa eletrônica utilizamos o Proteus Ares.



Parte traseira da placa eletrônica:



**Figura 10** – Placa eletrônica verso. Fonte: autores.

A fabricação da placa eletrônica tem como o objetivo interligar os periféricos como os sensores de tensão e corrente da geração do cliente e a energia da concessionária, também será responsável de fazer a conexão da placa Arduino, Shield Ethernet e o Display LDC.

## **Conclusão**

Neste trabalho, verificou-se a importância do uso dos medidores inteligentes nas residências, por meio do sistema de comunicação Ethernet, que tem por finalidade beneficiar os usuários dessa tecnologia. As várias funções que esse sistema proporciona aos seus usuários visam facilitar e informar dados da geração e do consumo em suas residências. Como mostramos ao longo deste estudo, existem diversas formas que podem ser utilizadas para a obtenção das informações dos dados coletados. Focando a aplicação em um medidor bidirecional residencial com acesso local e remoto, comprovamos que se trata de uma tecnologia eficiente e segura. Isso ficou claro com os testes que realizamos durante o estudo, nos quais utilizamos e acompanhamos a eficiência do medidor proposto. Utilizamos instrumentos de medição com tecnologia de leitura True RMS para comprovar esta aplicação. Através dos dados obtidos, concluímos que este medidor é de grande importância para os usuários que têm em suas residências uma micro ou mini geração de energia, pois esses clientes necessitam de informações precisas e atualizadas sobre os valores gastos e consumidos. Além disso, torna-se mais simples e segura a leitura feita pelas concessionárias, uma vez que se trata de um sistema com acesso remoto, sem a necessidade de um profissional ir até a residência para coletar os dados do medidor para o fechamento da fatura mensal de pagamento.

## ***Considerações finais***

Concluímos que a partir da instalação dos medidores bidirecionais com acesso local e remoto, obtiveram-se vários benefícios para as residências, no qual podemos citar: a interação entre o sistema instalado e o cliente, o valor gasto em kWh em tempo real e corte de energia por falta de pagamento ou fraude através do sistema de comunicação remoto.

**REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

BOYLESTAD, Robert L. *Introdução à Análise de Circuitos*. PEARSON, 12. ed. 2012. São Paulo.

CREDER, Hélio. *Instalações Elétricas*. LTC, 14. ed. 2000. Rio de Janeiro.

CREDER, Hélio. *Instalações Elétricas*. LTC, 15. ed. 2007. Rio de Janeiro.

ELEKTRO. Disponível em:

< <http://www.elektro.com.br/seu-negocio/energia-ativa-e-reativa> >. Acessado em 10 Agosto 2017.

GUSSOW, Milton. *Eletricidade Básica*. MCGRAW-HILL, 1. ed. 1985. São Paulo.

MARTINHO, Edson. *Distúrbios da Energia Elétrica: Qualidade de Energia- Cuidados e Conceitos- Soluções- Normalização*. ÉRICA, 1. ed. 2009. São Paulo.

MAMEDE Filho, João. *Instalações Elétricas Industriais*. LTC, 8. ed. 2010. Rio de Janeiro.

ROBBA, Ernesto João; KAGAN, Nelson; SCHIMDT, Hernán Prieto; OLIVEIRA, Carlos C. Barioni. *Introdução a Sistemas Elétricos de Potência: Componentes Simétricas*. BLUCHER, 2. ed. 2000. São Paulo.

TELECO Inteligência em Telecomunicações. Disponível em:

< [http://www.teleco.com.br/tutoriais/tutorialvoipindoor1/pagina\\_3.asp](http://www.teleco.com.br/tutoriais/tutorialvoipindoor1/pagina_3.asp) >. Acessado em 15 Março de 2017.

WEG. *Manual para Correção do Fator de Potência*. Disponível em

< <http://ecatalog.weg.net/files/wegnet/WEG-correcao-do-fator-de-potencia-958-manual-portugues-br.pdf> >. Acessado em 04 Julho 2017.

OFICINA DA NET. Disponível em:

< [https://www.oficinadanet.com.br/artigo/733/gsm\\_o\\_que\\_e\\_e\\_como\\_funciona](https://www.oficinadanet.com.br/artigo/733/gsm_o_que_e_e_como_funciona) >. Acessado 24 de Junho 2017.

CCM Rede LAM. Disponível em: < <http://br.ccm.net/contents/255-local-area-network-lan-rede-local> > Acessado em 24 de Junho 2017.