

Escola Superior de Propaganda e Marketing Sistema de Informação Programa de  
Iniciação Científica

IAN DOS REIS E ARAGÃO

O Desenvolvimento de um Braço Mecânico Antropomórfico

São Paulo  
2019

IAN DOS REIS E ARAGÃO

O Desenvolvimento de um Braço Mecânico Antropomórfico

Projeto de Iniciação Científica para a Escola Superior de Propaganda e Marketing, sob a orientação do Professor Doutor Humberto Sandmann.

Orientador: Prof.Dr.Humberto Sandmann

São Paulo  
2019

Reis, Ian D.

O Desenvolvimento de um Braço Mecânico Antropomórfico / Ian D. Reis.  
- São Paulo, 2019.

67 p. : il., color.

Projeto de Iniciação Científica, Escola Superior de Propaganda e Marketing,  
Curso de Sistemas de Informação em Comunicação e Gestão, São Paulo, 2019.

Orientador: Humberto Sandmann

1. Brain Computer Interface (BCI). 2. Electromyography (EMG). 3.  
Impressão 3D. 4. Myo Armband. 5. Braço Mecânico. I. Sandmann, Humberto .  
II. Escola Superior de Propaganda e Marketing. III. Título.

## Agradecimentos

Dada a conclusão deste Projeto de Iniciação Científica, gostaria de agradecer ao Prof. Dr. Humberto Sandmann, por todo o período de orientação, total apoio e disponibilidade, pelo saber que transmitiu, pelas opiniões e críticas, total colaboração no solucionar de dúvidas e problemas que foram surgindo ao longo da realização das pesquisas e por todas as palavras de incentivo. Muito obrigado por todo auxílio, deves a sua orientação auxiliou não apenas o meu progresso científico, mas principalmente o meu crescimento profissional e pessoal por todo o período de orientação. De fato, todo esse ciclo acrescentou momentos de aprendizados muito gratificantes a minha graduação.

## Resumo

A capacidade de processamento dos computadores modernos e a compreensão do funcionamento do cérebro humano são duas áreas que crescem conjuntamente gerando a impressão de que a cada dia a ficção científica possa ser transformada em realidade. Na atualidade, há uma grande variedade de estudos para o desenvolvimento de novas tecnologias. Entre as diversas inovações o potencial de manusear computadores ou máquinas através do “pensamento” humano e o poder de trabalhar uma ação sem essa ser fisicamente executada. O que proporciona uma questão de conveniência, mas também propicia a acessibilidade.

Assim, no objetivo de auxiliar os portadores de deficiência motora, esse projeto de pesquisa busca explorar as possibilidades de desenvolvimento provindas desse novo tipo de interação. A partir da confecção de uma prótese de um braço mecânico antropomórfico que apresente o poder de executar ações através de estímulos do cérebro e, ao mesmo tempo, um custo de produção infinitamente menor que as tecnologias atuais no mercado. Com o desenvolvimento dessa tecnologia existe a possibilidade de obter uma interação hábil capaz de auxiliar essas pessoas a adquirirem uma melhor qualidade de vida. Por meio do estudo realizado na construção de uma prova de conceito, o resultado desta pesquisa foi concluído de forma satisfatória, demonstrando a importância dada na busca por novas tecnologias e soluções visando beneficiar um grande número de pessoas.

**Palavras Chave:** Brain Computer Interface (BCI). Electromyography (EMG). Impressão 3D. Myo Armband. Braço Mecânico.

## Lista de ilustrações

Figura 1 – População PcDs Brasil . . . . .	11
Figura 2 – População em idade ativa . . . . .	12
Figura 3 – População por faixa etária . . . . .	13
Figura 4 – População ativa no mercado . . . . .	14
Figura 5 – População por tipo de deficiência . . . . .	14
Figura 6 – Tendência de rendimento da população . . . . .	15
Figura 7 – Rendimento nominal da população . . . . .	16
Figura 8 – Mercado de próteses no Brasil . . . . .	18
Figura 9 – Mão do protótipo . . . . .	21
Figura 10 – Braço do Protótipo . . . . .	22
Figura 11 – Características arquitetônicas e anatômicas das fibras musculares . . . . .	26
Figura 12 – A produção de um potencial de ação na fibra muscular . . . . .	27
Figura 13 – Potencial de ação . . . . .	28
Figura 14 – Unidades motoras produzindo potenciais de ação . . . . .	29
Figura 15 – Processo de registro de fases do PA . . . . .	32
Figura 16 – O conceito de circuito elétrico na fibra muscular . . . . .	34
Figura 17 – Eletrodo de superfície . . . . .	35
Figura 18 – Impressora 3D Makerbot Replicator+ . . . . .	42
Figura 19 – Exemplos de impressão . . . . .	43
Figura 20 – O processo de impressão e seus desafios . . . . .	44
Figura 21 – Desafios para a montagem . . . . .	45
Figura 22 – Primeira etapa . . . . .	46
Figura 23 – Componentes do antebraço . . . . .	46
Figura 24 – Componentes da mão mecânica . . . . .	47
Figura 25 – Graus de liberdade dos dedos . . . . .	48
Figura 26 – Processo de montagem do braço . . . . .	48
Figura 27 – O Braço Mecânico Antropomórfico . . . . .	49
Figura 28 – O bracelete Myo . . . . .	51
Figura 29 – Aplicação desenvolvida para adquirir os dados do EMG . . . . .	52
Figura 30 – Características e serviços disponibilizados pelo aparelho . . . . .	53
Figura 31 – Leitura do EMG . . . . .	54
Figura 32 – Comunicação mapeada . . . . .	55
Figura 33 – Input de controle do aparelho . . . . .	56
Figura 34 – Análise do EMG . . . . .	57

## Sumário

1	Introdução . . . . .	8
1.1	Apuração da pesquisa . . . . .	8
1.2	Brain Computer Interface . . . . .	9
1.3	Integração social . . . . .	10
1.4	Benefícios das tecnologias assistivas . . . . .	16
2	O Braço Mecânico Antropomórfico . . . . .	19
2.1	Propósitos para concepção na transformação de valor da Interação Homem-Máquina . . . . .	19
2.2	Lógica de concepção . . . . .	20
2.3	A concepção antropomórfica . . . . .	20
2.4	Resoluções científicas . . . . .	22
2.5	Estrutura metodológica . . . . .	23
3	Fundamentos da Eletromiografia . . . . .	25
3.1	Anatomia e fisiologia dos sinais bioelétricos musculares . . . . .	25
3.1.1	Anatomia e fisiologia . . . . .	26
3.1.2	Potencial de ação . . . . .	27
3.1.3	Unidade motora . . . . .	29
3.2	Bioeletricidade . . . . .	30
3.2.1	Potencial elétrico . . . . .	30
3.2.2	Condução volumétrica . . . . .	31
3.2.3	A fibra muscular como um circuito elétrico . . . . .	33
3.3	Instrumentação do EMG . . . . .	34
3.3.1	Eletrodos . . . . .	35
3.3.1.1	Eletrodos de superfície (Passivos) . . . . .	36
3.3.1.2	Eletrodos de superfície (Ativos) . . . . .	36
3.3.1.3	Configuração de eletrodos . . . . .	37
3.3.1.4	Seletividade . . . . .	38
3.3.2	Amplificadores . . . . .	38
3.4	Quantização do sinal . . . . .	39
4	Desenvolvimento da Interação . . . . .	41
4.1	A montagem do braço mecânico antropomórfico . . . . .	41
4.1.1	Impressão das peças . . . . .	41
4.1.2	Captação de peças . . . . .	44
4.1.3	Montagem do braço . . . . .	46
4.2	O desenvolvimento da interação do braço mecânico . . . . .	50
4.2.1	A interação BCI . . . . .	50

4.2.2	Desenvolvimento . . . . .	52
4.2.3	Resultados da interação criada . . . . .	56
5	Conclusão . . . . .	58
5.1	Da prática à experiência denotada . . . . .	58
5.2	Considerações finais . . . . .	59
5.3	Trabalhos futuros . . . . .	60
	Referências . . . . .	61
	 ANEXOS	 62
	ANEXO A – Eletroestática . . . . .	63
A.1	Carga elétrica . . . . .	63
A.2	Campos elétricos . . . . .	63
A.3	Energia potencial elétrica . . . . .	63
A.4	Capacitância . . . . .	64
A.5	Corrente elétrica . . . . .	64
A.6	Resistência . . . . .	65
A.7	Energia elétrica . . . . .	65
A.8	Resistores e capacitores em um circuito . . . . .	66

## 1 Introdução

### 1.1 Apuração da pesquisa

A interface entre humanos e máquinas é constantemente objeto de intensa pesquisa e inovação uma vez que existe o pressuposto de que quanto mais intuitiva e amigável esta for, mais produtivo será o desenvolvimento do trabalho utilizando-a. Proveniente destas investigações surgiram áreas de estudos cujo objetivo é alcançar uma interação de alto nível entre homem e máquina, como uma nova fronteira de implementação. Mediante o crescimento do âmbito da neurociência com o entendimento do sistema nervoso. A formação de procedimentos para a coleta de sinais do cérebro possibilitou novos níveis de interações conhecidas como a Interface Cérebro-Computador (BCI – Brain Computer Interface).

Através de novos modelos de pesquisas os quais apresentam o potencial de manipulação de computadores com nada mais do que um pensamento, ou seja, de fácil de interação humana e sem limitações, tornou-se possível quebrar uma barreira dentre vários níveis de relação que existiam entre um homem e um código binário. Não apenas por uma questão de conveniência, mas também para suprir a necessidade da falta de possibilidades de comunicações existentes devido às suas insuficiências.

Interagir com o ambiente a sua volta é uma função essencial para os cuidados de saúde e para a qualidade de vida de uma pessoa. Para aqueles que apresentam deficiências neuromusculares, pessoas com deficiência (PcDs), os dispositivos BCI podem propiciar uma oportunidade. A possibilidade marcante de uma pessoa debilitada recuperar seus movimentos e voltar a interagir habitualmente com o ambiente a sua volta sem se sujeitar a demão de alheios. Possibilitando uma nova esperança para realizar atividades normalmente. Dando-lhes uma nova autoestima para realizar uma atividade que o deixe entusiasmado, por não estar mais limitado, concedendo uma renovada possibilidade ao indivíduo fazer aquilo que realmente estima, outra vez.

Na atualidade, existem inúmeros modelos de próteses com grandes impactos no convívio dos indivíduos debilitados. Um modelo cosmético, simples, que possibilita certo realismo em questões de estética representa uma mudança a realidade para essas pessoas. Um modelo mais tecnológico utilizando da tecnologia provinda pelo BCI, pode reestabelecer a confiança dessa pessoa conseguir corrigir a perda de seus movimentos. Contudo, a tecnologia e os materiais estritamente disponíveis no mercado, empregues para confeccionar essas próteses aumentam efetivamente o preço, tornando-as inacessíveis.

Assim, é proposto um projeto de pesquisa o qual explore as possibilidades de técnicas da neurociência no BCI, desenvolvendo uma interação capaz de suprir as dificuldades encontradas pelas pessoas que possuem necessidades especiais. Nesta solução, foi trabalhada uma confecção de um modelo, que confeccionado com materiais reutilizáveis, sustentáveis e resistentes. Tendo como objetivo a produção de uma prova de conceito (PoC), a qual futuramente pode dar origem a um produto mais barato e acessível para grande parte da população. Além do emprego de uma manufatura mais atingível para o protótipo, junto ao emprego de técnicas BCI, atuando sobre

a coleta de sinais neuromotores vindos do cérebro. A prótese é capaz mimificar movimentos humanos deixando-a bem equiparada em termos tecnológicos com as mais modernas no mercado.

A seguir, os próximos tópicos descrevem os estudos motivacionais do projeto de pesquisa, o emprego do BCI para realizar uma mudança nas formas convencionais de interação com um computador, por meio da investigação do impacto social de um modelo de prótese mais acessível para a sociedade e o benefício obtido pela utilização das tecnologias assistivas. No segundo capítulo é abordado como o desenvolvimento de um braço mecânico será implementado no projeto de pesquisa. O capítulo três apresenta fundamentos necessários para a compreensão de técnicas utilizadas durante a investigação da eletromiografia. No capítulo quatro, o processo de fabricação e desenvolvimento do projeto proposto. Por fim, no capítulo 5 é discutido as conclusões da pesquisa.

## 1.2 Brain Computer Interface

A capacidade de processamento dos computadores modernos e a nossa compreensão do cérebro humano são duas áreas que crescem conjuntamente gerando a impressão de que a cada dia a ficção científica possa ser transformada em realidade. Na atualidade, há uma grande variedade de estudos para o desenvolvimento de novas tecnologias. Considerando o potencial de manusear computadores ou máquinas através do “pensamento” humano e o poder de trabalhar uma ação sem essa ser fisicamente executada.

Além da criação de interações mais fluentes para a Interação Homem-Máquina no desenvolvimento de pesquisas na área do BCI. Existe um amplo número de pessoas que apresentam alguma condição de deficiência fisiológica, na qual, o desenvolvimento de novas tecnologias do BCI pode ser considerado uma forma de melhoria para a qualidade de vida desses indivíduos. Possibilitando um amplo cenário de implementação através da integração de um sistema BCI, como, por exemplo, uma aplicação de computador ou uma neuroprótese, unicamente por intenções humanas através de sinapses.

O grande estímulo do emprego da interface BCI é que esta ligada diretamente com o funcionamento do corpo humano: cada vez que pensamos, movemos, sentimos ou lembramos de algo, nossos neurônios estão em atividade. Um trabalho realizado por pequenos sinais elétricos, capazes de serem capturados por dispositivos elétricos específicos quando transmitidos através da membrana neural. Podem ser detectados, interpretados e utilizados pelos pesquisadores, para interagir com o maquinismo de uma prótese; para “decodificar” estados cerebrais macroscópicos em tempo real, tais como: a atenção, motivação, aprendizado, plasticidade, memória, emoção, etc; e possibilitar uma otimização no desempenho do cérebro, conseguindo reabilitar mecanismos neurais perdidos.

O desenvolvimento de tal dispositivo é um tópico de pesquisa altamente interdisciplinar, que reúne a investigação científica de muitos campos diferentes desde a psicologia até neurofisiologia, física, engenharia, matemática e ciência da computação. Assim, concentra-se grande parte na análise de dados e da ciência da computação para o desenvolvimento da interação BCI. O

dispositivo, alvo da pesquisa “Uma nova fronteira para a Interação Homem-Máquina” (Myo), expôs uma grande competência para desenvolvimento utilizando técnicas do BCI, um âmbito cerne em pesquisas de inovação tecnológica na modernidade. Essa área inova a cada dia no meio acadêmico, encaminhando muitas expectativas no avanço tecnológico e para a medicina.

Dada empregabilidade, a área de estudo provinda pelo BCI, foi sujeita a primeira pesquisa realizada pelo autor na ESPM (REIS, 2017). Para o desenvolvimento de uma forma de controle ao qual pudesse realizar diversas funções corriqueiras, através da coleta de estímulos nervosos, para demonstrar o poder provindo dessa interação. Proporcionando resultados notórios, explicitados no decurso do desenvolvimento do projeto de iniciação científica “Interação Cerebro-Computador: Uma nova fronteira para a interação Homem-Máquina”. Não obstante, do epílogo retratado, exprimindo a aquisição de conhecimento, experiência, para a formação de ensino obtido durante a execução da proposta.

Neste projeto de pesquisa, é proposta um avanço no âmbito de ensino multidisciplinar proposto pela área de estudo do BCI pretendendo o desenvolvimento, de modo a explorar uma interação capaz duas áreas distintas. Através de uma investigação que vislumbra a aquisição de sinais no sistema nervoso para mimificá-los em um dispositivo criado com a intenção de entusiásmo pessoas que possuem debilidades físicas a recuperar, de certa forma, o restabelecimento dos movimentos perdidos. Direcionando-se cada vez mais a complementação das duas áreas de ensino que, trabalham com as interações humanas com as máquinas, interessa-se proporcionar esperança.

### 1.3 Integração social

Com o entendimento da relevância que um aparelho da tecnologia BCI propicia para uma pessoa debilitada, foi possível o levantamento de informações que podem ajudar a compreender como essas pessoas estão organizadas no mundo e principalmente no Brasil. No entanto, apesar da magnitude da questão, faltam tanto consciência como informação científica sobre as questões relativas à deficiência. Não há consenso sobre definições e pouca informação comparável internacionalmente sobre a incidência, distribuição e tendências da deficiência. Há escassos documentos com compilação e análise do modo em que os países desenvolvem políticas e respostas para abordar as necessidades das pessoas com deficiência.

Os dados sobre todos os aspectos da deficiência e seus fatores contextuais são importantes para se construir um quadro completo da deficiência e da funcionalidade. Sem informações sobre como os problemas particulares de saúde em interação com as barreiras ambientais e os elementos facilitadores afetam as pessoas nas suas vidas cotidianas, é difícil determinar o escopo da deficiência.

Segundo o relatório mundial sobre Deficiência, publicado pela Organização Mundial de Saúde (OMS), mais de um bilhão de pessoas em todo o mundo convivem com alguma forma de deficiência, dentro os quais cerca de 200 milhões experimentam dificuldade funcionais consideráveis. Este importante tratado internacional reforçou a nossa compreensão da deficiência

como uma prioridade de direitos humanos e de desenvolvimento econômico e social. De acordo com o Censo de 2010, do Instituto Brasileiro de Geografia Estatística (IBGE), quase 23,9% da população brasileira (45,6 milhões) é composta por pessoas que possuem algum tipo de deficiência.

Figura 1 – População PcDs Brasil

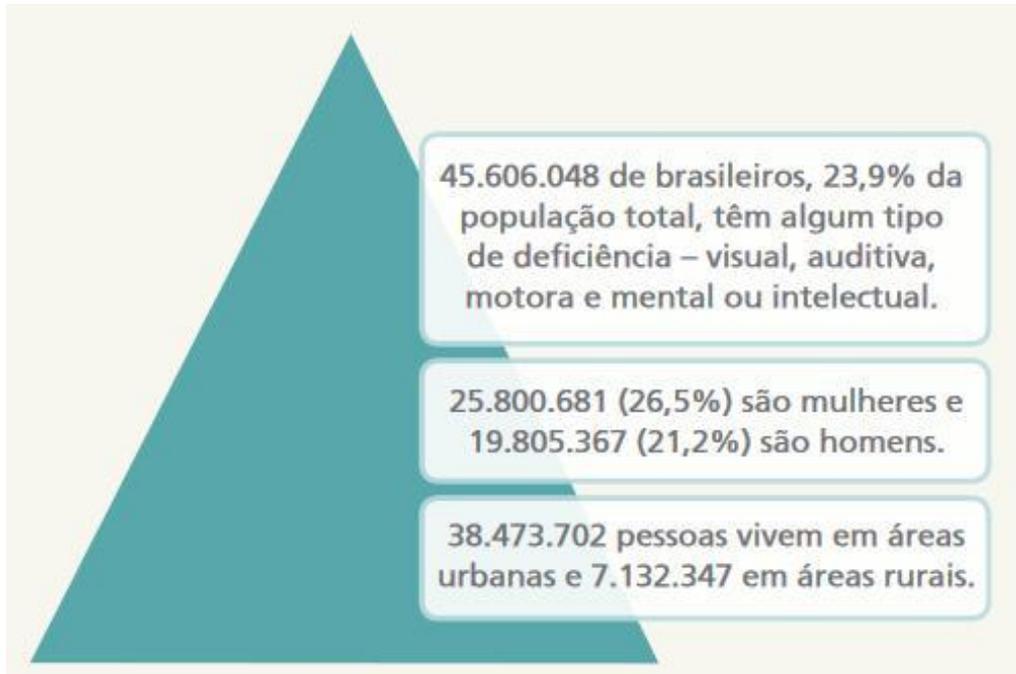
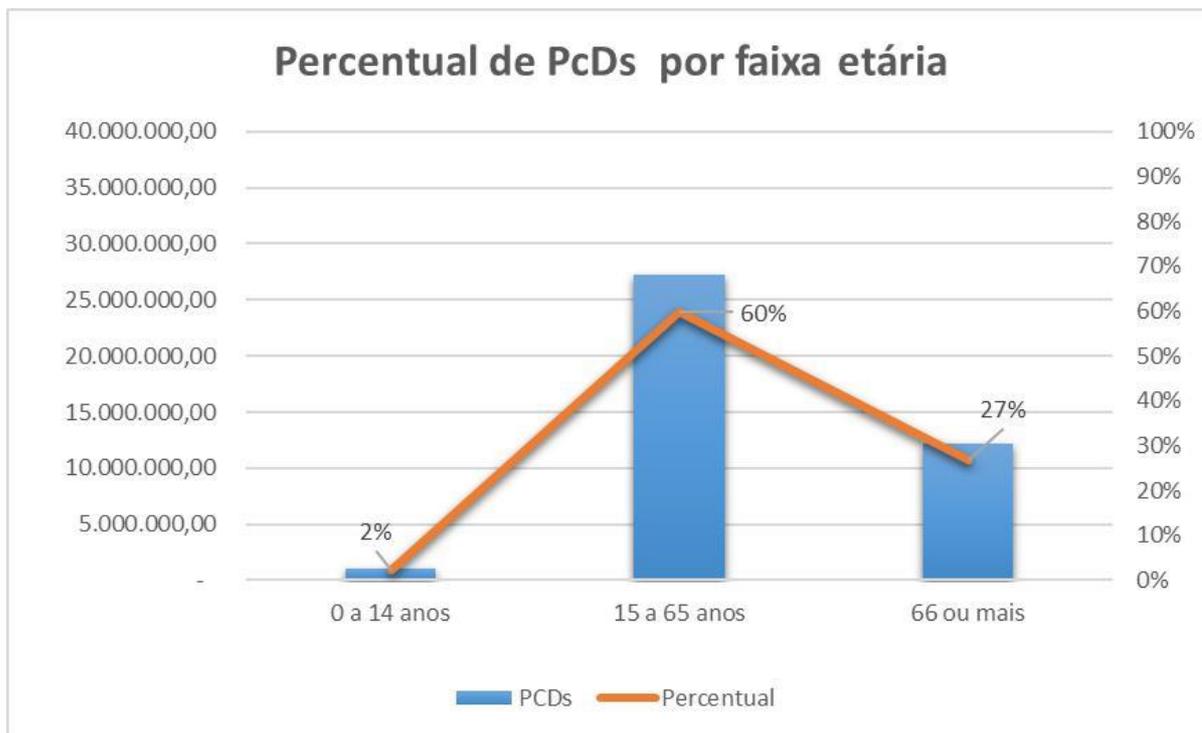


Imagem retirada do relatório do Censo de 2010 publicado pelo IBGE

Os dados do censo mostram que a deficiência atinge as pessoas em qualquer idade, algumas pessoas nascem com ela, outras a adquirem ao longo da vida. O contingente populacional que tem pelo menos uma das deficiências investigadas, revela que sua prevalência é bastante alta na população brasileira e está na faixa de idade ativa no mercado de trabalho da população brasileira. Muitas pessoas com deficiência não têm acesso igualitário à assistência médica, educação, e oportunidades de emprego, não recebem os serviços correspondentes à deficiência de que precisam, e sofrem exclusão das atividades da vida cotidiana (IBGE, 2010).

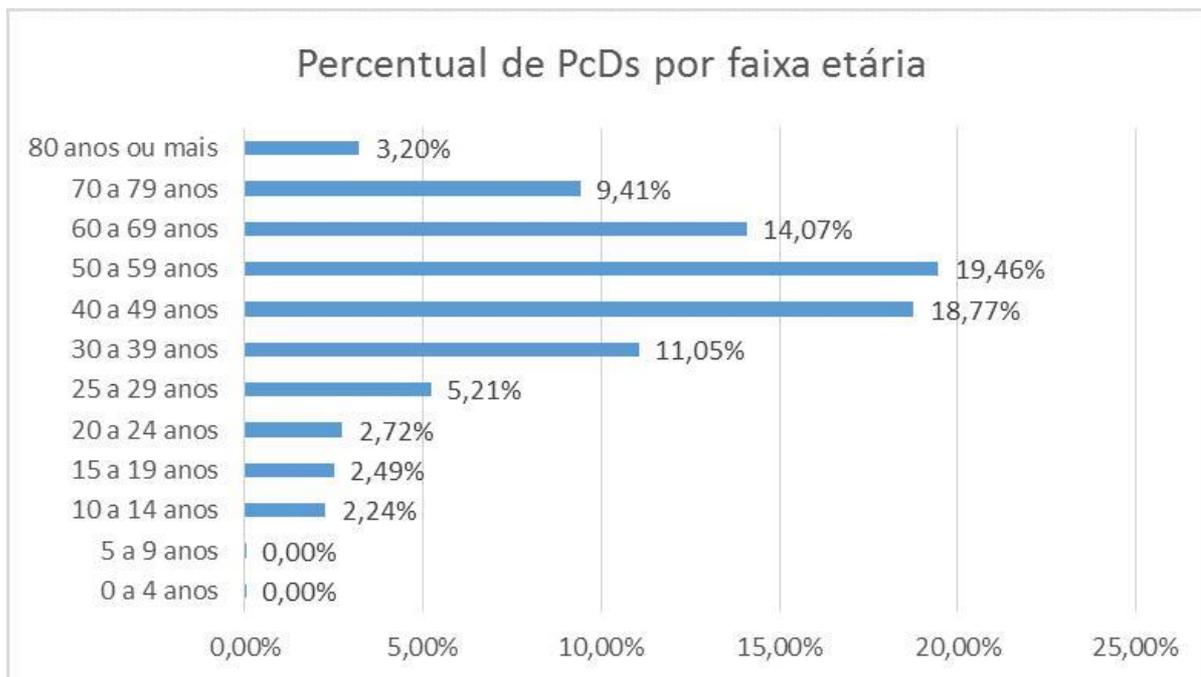
Figura 2 – População em idade ativa



Elaborado pelo autor com base no Censo de 2010

O segmento das pessoas com deficiência tende a ser composto por pessoas mais velhas do que o das pessoas sem deficiência, refletindo o processo de envelhecimento da população brasileira com deficiência. Está previsto que nos próximos anos a incidência aumentará, devido ao envelhecimento da população, risco maior de deficiência na população de mais idade, bem como ao aumento global de doenças crônicas tais como diabetes, doenças cardiovasculares, câncer e distúrbios mentais (IBGE, 2010). De acordo com o Relatório Mundial sobre a Deficiência, a deficiência faz parte da condição humana. Quase todas as pessoas terão uma deficiência temporária ou permanente em algum momento de suas vidas, e aqueles que prolongarem suas vidas na fase do envelhecimento enfrentarão dificuldades cada vez maiores com a funcionalidade de seus corpos.

Figura 3 – População por faixa etária

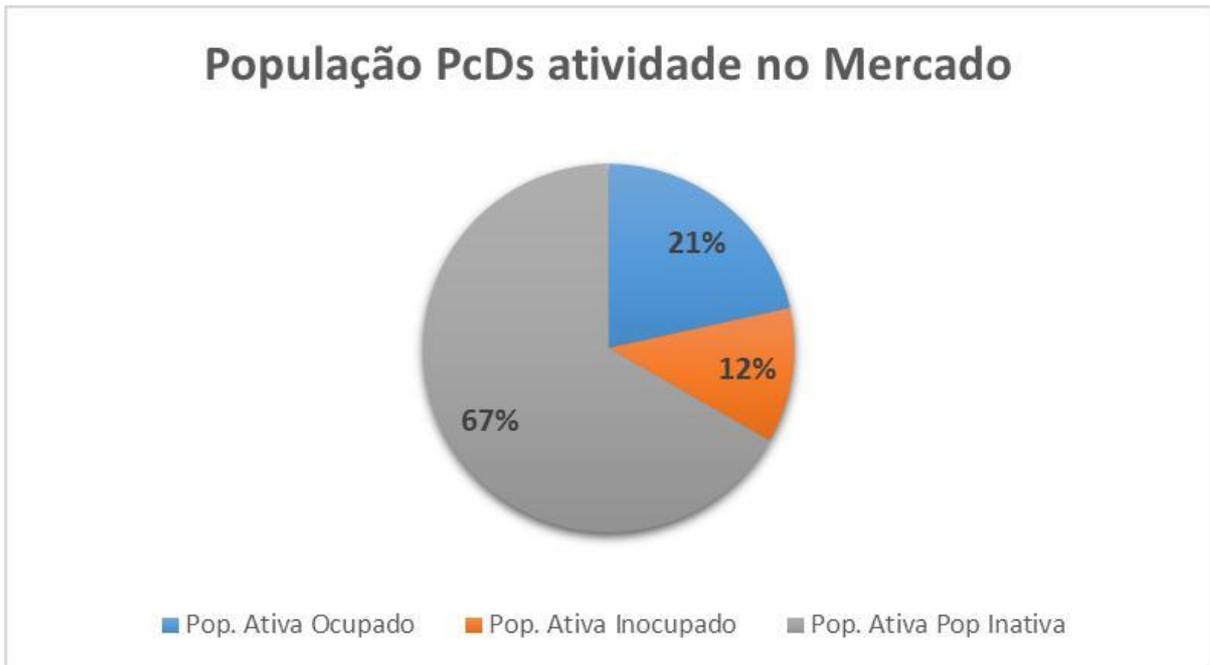


Elaborado pelo autor com base no Censo de 2010

Em todo o mundo, as pessoas com deficiência apresentam piores perspectivas de saúde, níveis mais baixos de escolaridade, participação econômica menor, e taxas de pobreza mais elevadas em comparação às pessoas sem deficiência. Em parte, isto se deve ao fato das pessoas com deficiência enfrentarem barreiras no acesso a serviços que muitos de nós consideramos garantidos há muito, como saúde, educação, emprego, transporte e informação (OMS, 2011).

Assim, a deficiência tem uma importante questão de desenvolvimento com cada vez mais evidências de que pessoas com deficiência experimentam piores resultados socioeconômicos e pobreza do que as pessoas não deficientes. Da faixa etária populacional considerada em idade ativa no mercado de trabalho brasileiro, 21% da população PcDs está empregada enquanto 12% está ociosa no mercado. Um grande fator responsável por parte do número de desempregados, é mediante a falta de amparo médico para essas pessoas.

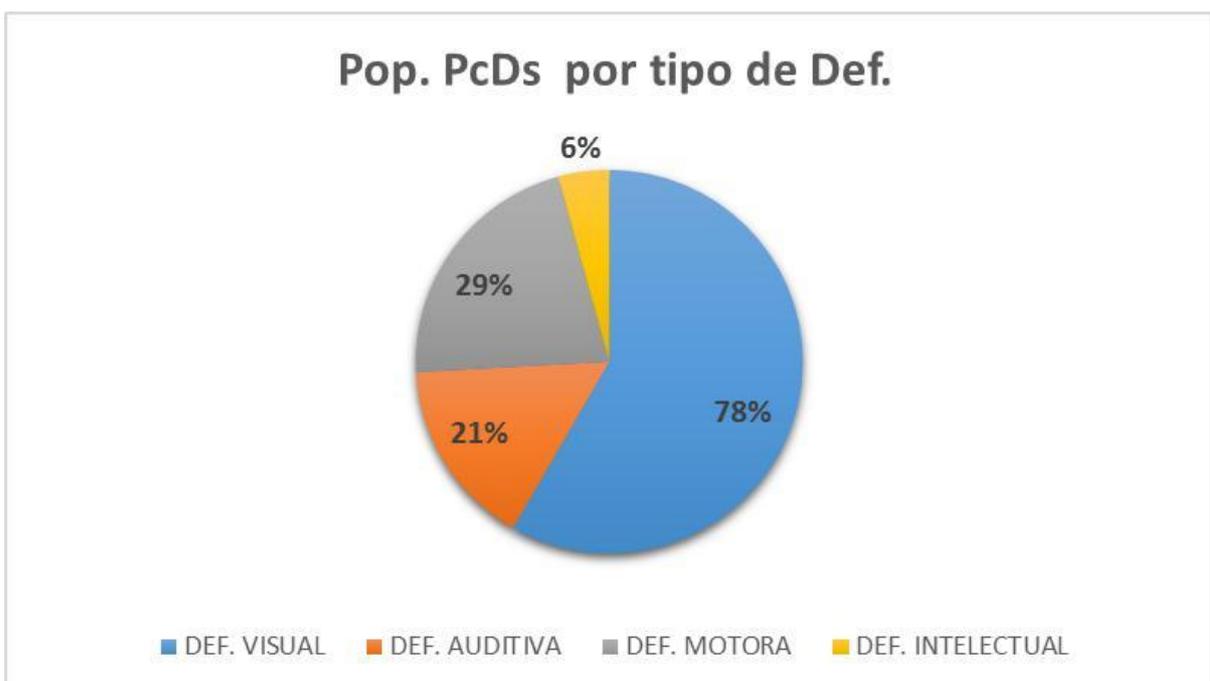
Figura 4 – População ativa no mercado



Elaborado pelo autor com base no Censo de 2010

Dentre o total de pessoas com PcDs no Brasil, 29% têm deficiência física ou motora, 78% apresentam problemas para enxergar, 21% possui deficiência auditiva e 6% apresentam deficiência intelectual.

Figura 5 – População por tipo de deficiência

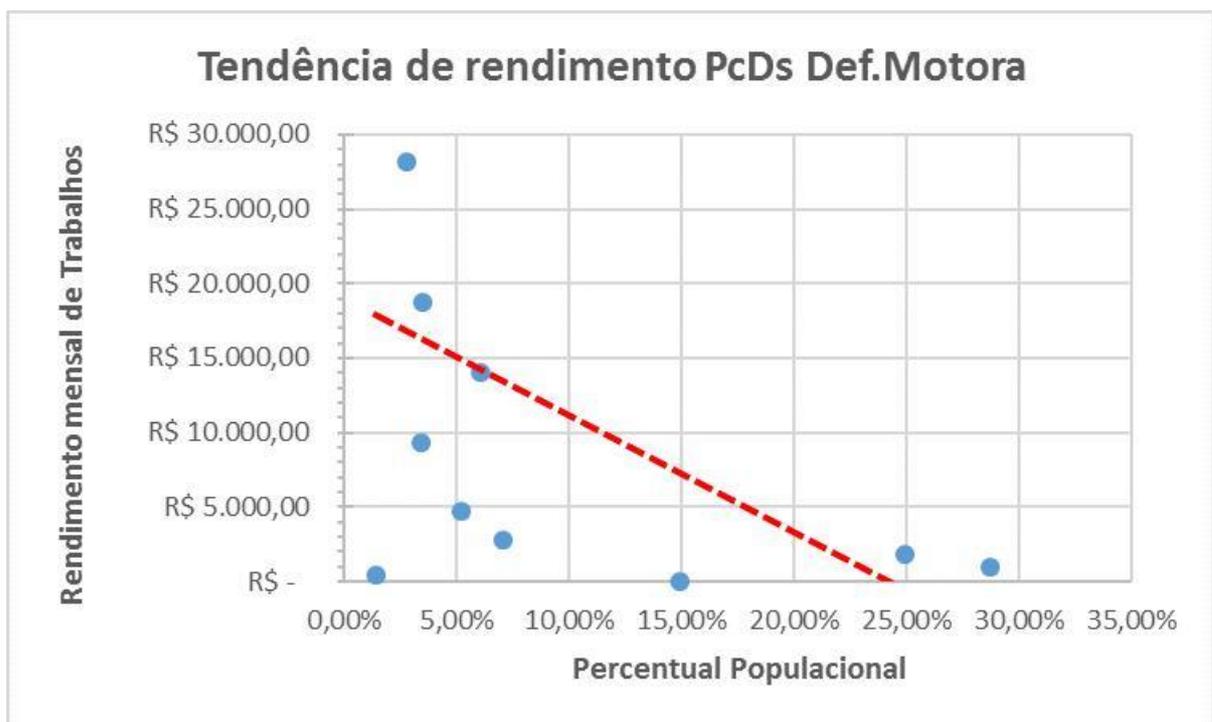


Elaborado pelo autor com base no Censo de 2010

Mediante um dos objetivos da pesquisa, serem as pessoas portadoras de deficiências

motoras, será conduzido o enfoque na análise dessa população agora. Dentre a segunda maior quantidade de pessoas com PcDs, mais de 13,2 milhões de pessoas afirmou ter algum grau de deficiência motora, o que equivale a 7% dos brasileiros. A deficiência motora severa foi declarada por mais de 4,4 milhões de pessoas. Destas, mais de 734,4 mil disseram não conseguir caminhar ou subir escadas de modo algum e mais de 3,6 milhões informaram ter grande dificuldade de locomoção.

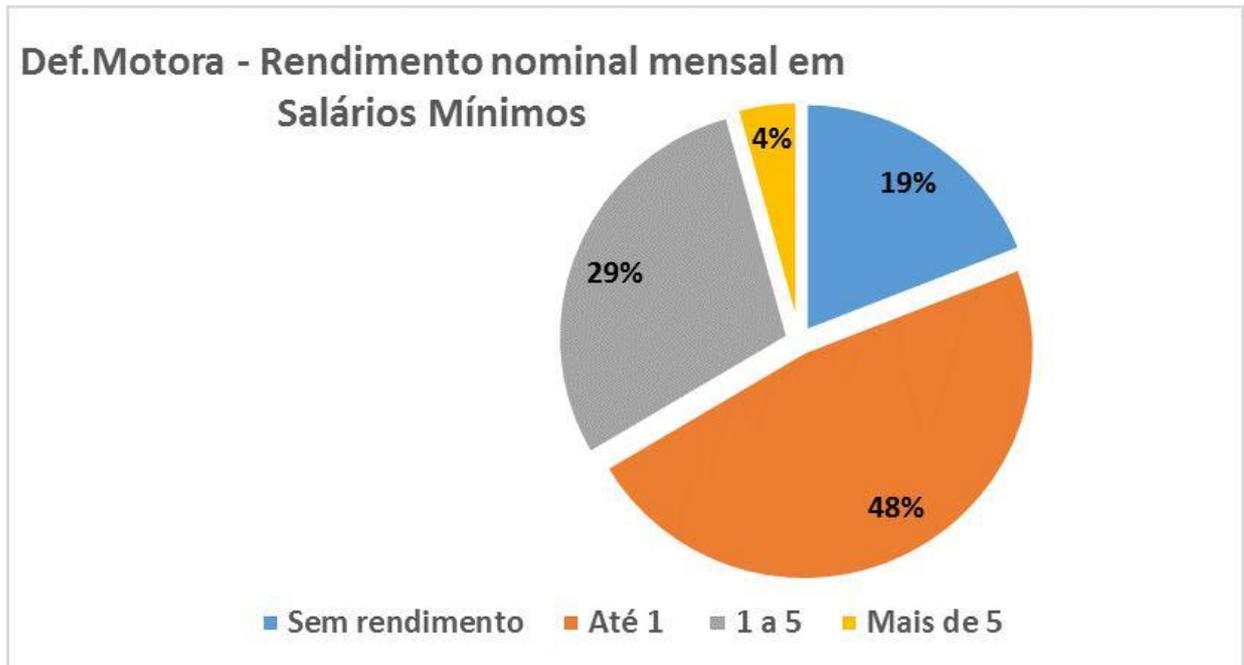
Figura 6 – Tendência de rendimento da população



Elaborado pelo autor com base no Censo de 2010

As pessoas com deficiência têm maior probabilidade de ficarem desempregadas e geralmente ganham menos, mesmo quando empregadas. Os resultados tanto em termos de emprego quanto de renda parecem piorar com a gravidade da deficiência. Dentre as pessoas empregadas, foi observado que 53% da população (aproximadamente 7 milhões de pessoas) ganha em torno de 1/2 a 2 salários mínimos (IBGE, 2010).

Figura 7 – Rendimento nominal da população



Elaborado pelo autor com base no Censo de 2010

É mais difícil para as pessoas com deficiência se beneficiarem do desenvolvimento e sair da pobreza devido à discriminação no trabalho, acesso limitado ao transporte, falta de acesso aos recursos para promover o auto-emprego e atividades que garantam sua subsistência. As pessoas com deficiência podem enfrentar custos extras resultantes da deficiência, tais como os custos associados ao tratamento médico ou dispositivos assistivos, ou a necessidade de apoio e assistência pessoal, assim, costumam requerer mais recursos para obter os mesmos resultados finais que pessoas não deficientes (OMS, 2011).

#### 1.4 Benefícios das tecnologias assistivas

Um dispositivo de tecnologia assistiva pode ser definido com “qualquer item, parte de equipamento, ou produto, adquirido no comércio ou adaptado ou modificado, usado para aumentar, manter ou melhorar a capacidade funcional de pessoas com deficiência” (OMS, 2011).

Em alguns países, dispositivos assistivos são parte integrante da assistência médica e fornecidos pelo sistema nacional de saúde. Em outros, tecnologias assistivas são fornecidas pelos governos através dos serviços de reabilitação, de reabilitação vocacional ou de agências de educação especial, companhias de seguros e organizações filantrópicas e não governamentais.

As tecnologias assistivas são capazes de transformar a vida dos PcDs, são itens que possibilitam uma reintegração social para essas pessoas. Elas proporcionam uma mudança radical, através de uma mudança na qualidade de vida da PcDs. Para pessoas com deficiências

resultantes de lesões cerebrais no Reino Unido, tecnologias como assistentes pessoais digitais e outras simples, como cartazes, foram intimamente associadas com independência (OMS, 2011).

Em um estudo com nigerianos deficientes auditivos, o fornecimento de próteses auditivas foi associado a aumento da funcionalidade e da participação e satisfação do usuário. Dispositivos assistivos também foram apontados como redutores da deficiência e podem substituir ou complementar os serviços de apoio, possivelmente, com redução dos custos de assistência (OMS, 2011).

Nos Estados Unidos, dados colhidos durante 15 anos através de uma pesquisa nacional de assistência a longo prazo mostraram que o maior uso de tecnologia foi associado à diminuição no relato de deficiência entre pessoas com 65 anos de idade ou mais. Outra pesquisa, também nos Estados Unidos, mostrou que usuários de tecnologias assistivas a como auxiliares de locomoção e equipamentos de cuidado pessoal, relataram menor necessidade de serviços de apoio.

Está mais que claro que a tecnologia assistiva propicia uma mudança significativa no convívio das pessoas com PcDs. Assim, existem vários dispositivos assistivos no mercado. No mercado de próteses por exemplo existem vários níveis tecnológicos para promover a assistência humana. Desde um aparelho simplesmente cosmético, para um cuja tecnologia possa replicar movimentos humanos. No entanto, esse alto nível tecnológico está ausente em um mercado tão amplo de pessoas deficientes. Mediante a altos custos de produção, uma prótese biônica é acessível a uma pequena parcela da população PcDs. Segundo a Associação Brasileira de Ortopedia Técnica (Abotec) menos de 3% dos deficientes físicos brasileiros conseguem ter acesso à tecnologia biônica (GARCIA, 2009).

Na atualidade, diversas empresas e laboratórios investem tempo e esforços no estudo de técnicas de interações homem-máquina mais fluentes. Nesta corrida de superação de limites existentes, foram criados dispositivos biônicos cuja capacidade de interação apresentam-se como fantasia, devida tamanha capacidade tecnológica. Tais modelos de interação foram bem desenvolvidos em termos de performance para maximizar o uso dos movimentos humanos, sendo o mais simples, seguro e agradável o possível.

Estudos recentes feitos por participantes da OMS, demonstram que os pacientes com acesso à tecnologia da interface cérebro-computador se recuperam mais rapidamente de traumas neurais sérios, possibilitam um amparo físico através de tecnologias e maquinários que atuem junto ao organismo humano introduzidos em estudos na área biônica, na prevenção de doenças neurais, na transformação da qualidade de vida das pessoas, entre outros aspectos.

Essa área inova a cada dia no meio acadêmico, encaminhando muitas expectativas no avanço tecnológico para relações humanas com máquinas e para a nova era de economia da saúde. Exigindo das tecnologias emergentes ajudem nos resultados, reduzem os custos e aumente a relação de custo-eficácia. Fomentando a criação de desenvolvimento o qual terá o potencial de impactar bilhões de pacientes em todo o mundo.

O custo da reabilitação pode ser um obstáculo para as pessoas com deficiência, não apenas no Brasil, mas tanto em países de alta como de baixa renda. Mesmo quando há financiamento dos governos, seguradoras ou ONGs, ele não é capaz de liquidar parte satisfatória das despesas

para tornar a reabilitação acessível.

As pessoas com deficiência têm menor renda, sendo que com frequência, não estão empregadas no mercado de trabalho mesmo estando em idade ativa, como demonstrado na pesquisa de mercado. Logo, essas pessoas têm menor probabilidade de ter planos de saúde cobertos pela ocupação ou seguro-saúde particular por adesão.

Por essas pessoas apresentarem uma limitação financeira e cobertura pública de saúde inadequada. O acesso à reabilitação também pode estar limitado, comprometendo sua atividade e participação na sociedade, e abrangendo a desagregação da sociedade de PcDs. A falta de recursos financeiros para tecnologias assistivas é um obstáculo importante para muitos.

Não há dúvidas de que há uma série de dispositivos que realizam estas abordagens, contudo, esses braços apresentam elevadas despesas para aquisição. Como apresentado na análise de mercado a grande maioria da população brasileira não é capaz de adquirir um modelo convencional, muito menos, o mais avançado. O desenvolvimento dessa tecnologia é bem delimitado por depender de altos níveis de recursos, para que possa ser formulada a comunicação.

Figura 8 – Mercado de próteses no Brasil

Próteses braço	Qualidade	Preço	Condições de Pagamento	Localização	Atendimento	Serviços aos clientes
Prótese de Silicone	Cosmético, prótese feita de silicone, plástico, produto personalizável, braço ou mão	R\$ 450,00	Parcelado com desconto a acessibilidade	Brasil	Local	Personalizado
Prótese mecânica	Fechamento e abertura das mãos voluntária por sistema de molas, personalizada, feita de plástico, silicone e aço.	R\$ 2.500,00	Parcelado com desconto a acessibilidade	Brasil	Local	Personalizado
Bebionic3	Mão biônica, com reconhecimento bioelétrico, feita de metal e fibra de carbono	R\$ 92.000,00	Parcelado com descontos a planos de saúde	Importado Alemanha	Local Telefone E-mail	Especializado
iLimb	Mão biônica, com reconhecimento bioelétrico e controlada por celular, possui bluetooth, feita de fibra de carbono, metal e silicone.	R\$ 285.000,00	Parcelado com descontos a planos de saúde	Importado EUA	Local Telefone E-mail	Especializado
Michelangelo	Mão biônica, com os melhores materiais possíveis de concepção, melhor reconhecimento bioelétrico	R\$ 425.000,00	Parcelado com descontos a planos de saúde	Importado Alemanha	Local Telefone E-mail	Especializado

Elaborado pelo autor com base em fontes de terceiros

Dessa forma, esse projeto de pesquisa entra nesse vasto mercado no qual interações mais aperfeiçoadas já atuam a anos, para promover um impacto social demonstrando novos modelos de relacionamento e inclusão que venham agrandar de forma acessível e ao mesmo tempo facilitar a vida do ser humano. A deficiência não deve ser vista como algo puramente médico nem, como algo puramente social, quebrando barreiras comportamentais e ambientais que impedem sua participação plena e eficaz na sociedade de forma igualitária.

## 2 O Braço Mecânico Antropomórfico

### 2.1 Propósitos para concepção na transformação de valor da Interação Homem-Máquina

O desenvolvimento de pesquisas na área do BCI, não existe apenas para a busca de formas mais convenientes para uma interação homem-máquina. Existe um amplo número de pessoas que apresentam alguma condição de deficiência fisiológica, o desenvolvimento do BCI pode ser considerado uma forma de melhoria para a qualidade de vida desses indivíduos. Possibilitando um extenso cenário de implementação através da integração de um sistema BCI, como, por exemplo, uma aplicação de computador ou uma neuroprótese, unicamente por intenções humanas tal como refletida pelos sinais cerebrais adequados.

A grande motivação do emprego da técnica tem como objetivo melhorar a interface de relação com o funcionamento do cérebro. Conforme citado anteriormente no capítulo um, cada vez que pensamos, movemos, sentimos ou lembramos de algo, os neurônios estão em atividade produzindo pequenos sinais elétricos, capazes de serem capturados por dispositivos elétricos específicos quando transmitidos através da membrana neural. Podem ser detectados, interpretados e utilizados pelos pesquisadores, para interagir com o maquinismo de uma prótese; para “decodificar” estados cerebrais macroscópicos em tempo real, tais como: a atenção, motivação, aprendizado, plasticidade, memória, emoção, etc; e possibilitar otimizar e melhorar o desempenho humano conseguindo reabilitar mecanismos neurais perdidos.

O desenvolvimento de tal dispositivo é um projeto de pesquisa altamente interdisciplinar, que reúne a investigação científica de muitos campos diferentes desde a psicologia até neurofisiologia, física, engenharia, matemática e ciência da computação. Assim, concentra-se grande parte na análise de dados e da ciência da computação para o desenvolvimento da interação BCI. O dispositivo, alvo da pesquisa “Uma nova fronteira para a Interação Homem-Máquina” (Myo), expôs uma grande competência para desenvolvimento utilizando técnicas do BCI, um âmbito cerne em pesquisas de inovação tecnológica na modernidade. Essa área inova a cada dia no meio acadêmico, encaminhando muitas expectativas no avanço tecnológico e para a medicina.

Dada a empregabilidade da área de estudo provinda pelo BCI, ela está sujeita a pesquisas para o desenvolvimento de uma forma de controle no qual é possível realizar diversas funções corriqueiras, através da coleta de estímulos nervosos para demonstrar o poder provindo dessa interação. Após a conclusão com sucesso de uma pesquisa anterior realizada na ESPM (REIS, 2017), novas possibilidades foram levantadas de modo a aprofundar a pesquisa e abranger o estudo do potencial da interação BCI. O dispositivo alvo da pesquisa, apresentou um extenso potencial de progresso para esse âmbito de estudo junto a neurociência. Proporcionando resultados notórios, explicitados no decurso do desenvolvimento do projeto de iniciação científica da vigência anterior.

Assim, nesta iniciação científica, foi proposta uma evolução no âmbito de ensino multidisciplinar proposto pela área de estudo do BCI. Possibilitando o desenvolvimento a explorar uma interação capaz de explorar o potencial do cérebro humano. Através de uma investigação que vislumbra a aquisição de sinais no sistema nervoso para mimificá-los em um dispositivo

criado com a intenção de entusiasmar pessoas que possuem debilidades físicas a recuperar, de certa forma, o restabelecimento dos movimentos perdidos. Direcionando-se cada vez mais a complementação das duas áreas.

## 2.2 Lógica de concepção

Alcançando o discernimento dos processos executados pelo dispositivo BCI, trabalhado no projeto de iniciação científica, junto ao entendimento do processo biológico que advém do corpo humano através do estudo da neurociência. Foi proposto estudos com o objetivo de alcançar um novo nível de interação capaz de suprir a expectativa das pessoas que mais precisam de amparo. Assim, algumas etapas apresentaram diversa relevância para o desenvolvimento da prova de conceito:

- 1) A etapa de coleta, alusiva ao tratamento de sinais biológicos, na conversão dos sinais coletados, o processamento de sinais no cérebro, no recolhimento da taxa de amostras do processo biológico. Etapa fundamental para a elaboração de novas técnicas para captar novos gestos, tornando-se funções inéditas para implementação.
- 2) A etapa de testes, alusiva as técnicas utilizadas pelo aparelho na elaboração de algoritmos os quais descrevem os gestos. Podendo então, acrescentar a compreensão da técnica, sua verificação e a reprodução. Em outros modelos ou aparelhos, para uma melhor compreensão da técnica empregue.
- 3) A expectativa de aplicação de técnicas da bioeletricidade, no intuito de mimificar movimentos humanos por intermédio do aperfeiçoamento de um dispositivo com capacidade de atuação na área.
- 4) A etapa de prosseguimento da interação a partir do processamento de sinais em uma aplicação mobile.
- 5) A etapa de desenvolvimento de um exemplar capaz de retribuir o avanço obtido na forma de um prova de conceito.

## 2.3 A concepção antropomórfica

No intuito de realizar um projeto de mimificação dos movimentos humanos e, ao mesmo tempo, desvendar o meio das implicações médicas no âmbito do BCI. A proposta apresenta uma trajetória de desenvolvimento no qual seja possível demonstrar um impacto social através de um protótipo robotizado de um braço humano. Na expectativa que este projeto possa impactar de forma significativa para as pessoas as quais necessitam de um auxílio, de uma esperança, uma motivação para conseguirem realizar atividades impossibilitadas por revierem de suas debilitações.

Assim, para promover melhorias através do auxílio propiciado pela cibernética e pela robótica será desenvolvido um estudo o qual possa conceber um protótipo cibernético capaz de causar tamanha repercussão expressiva. Na atualidade, há um repositório de amostras desenvolvido e disponibilizado para o incentivo a pesquisas nas áreas da robótica e mecatrônica, é utilizado por estudantes em diversas partes do mundo, para a obtenção de conhecimento na área.

Por exemplo, uma das empresas que é responsável por essa disponibilização de amostras é a francesa InMoov (<http://inmoov.fr/>). Utilizando esta amostra como embasamento é possível demonstrar a aplicabilidade do estudo realizado em conjunto a multidisciplinaridade obtida pela ciência da medicina, querendo propor a mimificação de movimentos humanos para um exemplo real. Sendo assim, imprescindível a implementação do braço mecânico antropomórfico.

Os modelos em 3D apresentados nas figuras 8 e 9, representam os moldes originados para o desenvolvimento e manufatura do projeto do braço mecânico antropomórfico:

Figura 9 – Mão do protótipo

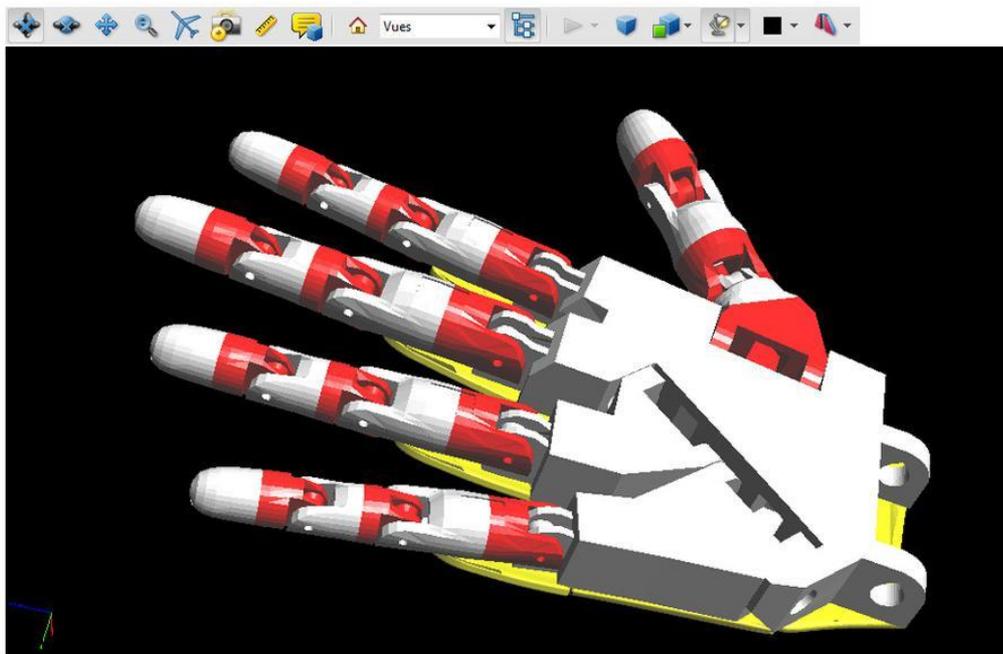


Imagem retirada do site: <http://inmoov.fr>

Figura 10 – Braço do Protótipo

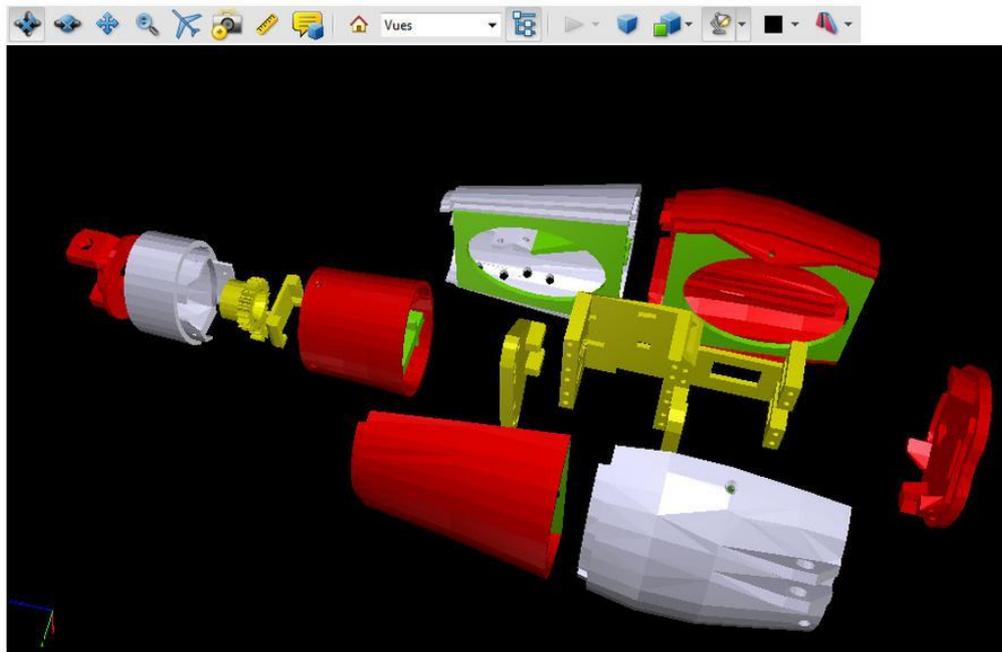


Imagem retirada do site: <http://inmoov.fr>

## 2.4 Resoluções científicas

Após as investigações realizadas no projeto de pesquisa “Interação Cerebro-Computador: Uma nova fronteira para a Interação Homem-Máquina”. Por executar e elaborar conexões por meio da vigência do BCI, evidenciou-se que essa relação dispõe de um potencial para oferecer como uma tecnologia assistiva. Através da capacidade de oferecer assistência a causa nobre de cuidados a saúde como meios de reabilitação aos tipos de deficiências.

Mediante a grande abrangência do âmbito BCI, existem grandes possibilidades de pesquisas para esta área. Além da mimificação dos movimentos humanos pelo braço. Há a possibilidade de atingir mais modelos de implementação explorando outras possibilidades de estudos como a coleta de sinais diretamente pelo cérebro ou o aperfeiçoamento de um humanoide, integralizado com restante do corpo do projeto utilizado no braço, atingindo caminhos para o desenvolvimento de um organismo ciborgue.

“Para alguns Deficientes, a reabilitação ou o uso de tecnologia assistivas, é essencial para torná-los capazes de participar da vida educacional, do mercado de trabalho e da vida civil. Para permitir que pessoas com deficiência alcancem e mantenham o máximo de independência, sua mais completa capacidade física, mental, social e vocacional, além de total inclusão e participação em todos os aspectos da vida. Em todos os casos, a reabilitação deve ajudar a capacitar a pessoa com deficiência e sua família” (OMS, 2011).

Tecnologias assistivas, quando adequadas ao usuário e seu ambiente, têm-se mostrado ferramentas poderosas para aumentar a independência e melhorar a participação. Uma pesquisa

feita em Uganda com pessoas com mobilidade reduzida concluiu que tecnologias assistivas para mobilidade criaram mais possibilidades de participação na comunidade, especialmente em educação e empregabilidade (OMS, 2011).

Há muito tempo a reabilitação de pessoas deficientes carece de uma estrutura conceitual unificadora. Através de ações como as propostas nessa pesquisa é possível criar ambientes facilitadores para desenvolver serviços de suporte e reabilitação, garantir uma adequada proteção social, criar políticas e programas de inclusão para o benefício das pessoas com deficiência e da comunidade como um todo.

Por exemplo, com os objetivos desta pesquisa concluídos, as barreiras ao fornecimento de serviços de reabilitação atuais, serão atingidas, por uma conscientização social do impacto provido pelos frutos do projeto realizado. Por meio de uma reflexão sobre a condição de vida dessas pessoas e o impacto dessa mudança na condição de vida da sociedade como um todo. Impacto causado no sistema de oferta de tecnologias assistivas. Através da expansão e descentralização da oferta de serviços, aumento do uso e da disponibilidade da tecnologia dos dispositivos assistivos e principalmente a expansão dos programas de pesquisa na área para maior benefício da sociedade e saúde. Realizados pela concepção de um braço mecânico acessível a grande maioria da população PcDs.

Assim, como planos futuros, resultantes da implementação deste projeto de pesquisa, é pretendida uma constatação de uma prova de conceito (PoC) para o projeto com os aprendizados obtidos não apenas pelas etapas de elaboração presentes no plano de execução. Mas principalmente com a aquisição do conhecimento obtido durante as etapas do processo de implementação desta pesquisa. Já que, a tecnologia se transforma e muda concomitantemente a novas pesquisas de inovação que surgem no mercado. No objetivo de realizar um PoC moderno e atual para a época em que for entregue, assim, buscando uma parceira com algum órgão ou instituição responsável pelo auxílio as pessoas com PcDs, com o objetivo de começar a implementar o protótipo em modelos reais. Empregando uma mudança significativa para as pessoas as quais esse projeto se destina.

## 2.5 Estrutura metodológica

Para a execução do projeto de pesquisa, é indispensável a realização de pesquisas bibliográficas para a formulação da base do projeto e a utilização do processo científico para a elaboração e efetivação do projeto em si. Ambas as metodologias foram cruciais para desenvolver o relatório final, já que, a utilização do processo científico é frequentemente utilizada para um maior entendimento da obra e a construção do projeto se tornar mais facilmente executável.

Para a realização das pesquisas bibliográficas, inquirições são necessárias para o entendimento da obra e das técnicas de estudo a serem utilizadas. Desta forma é requerido os estudos das obras, Neurociências, desvendando o sistema nervoso (Mark F. Bear) e o livro de Processamento Digital de Sinais (John G. Proakis). Documentação do SDK e Scripts de referência da API, dos

eletrônicos que serão utilizados no projeto. Além de toda pesquisa requerida, da mesma forma é crucial que haja uma comprovação dos estudos.

Para a realização e comprovação destes estudos, é necessária uma coleta de dados amostral do experimento e a colocação de um método, para a comprovação do estudo realizado. O processo científico a ser realizado consiste no passo a passo de algumas etapas para a construção do relatório final:

- 1) Observação, estudo, tipicamente realizadas durante experimentos, desenhados para testar uma hipótese particular;
- 2) Replicação, independente da observação ser experimental ou clínica, é essencial que ela possa ser replicada antes de ser aceita por outros pesquisadores;
- 3) Interpretação, no momento antes de acreditar que a observação está correta, é necessária uma interpretação a qual depende do conhecimento e concepções percebidas a respeito do projeto. Assim nem sempre as interpretações resistem ao teste do tempo, muitas vezes grandes descobertas são feitas quando velhas interpretações são reinterpretadas sob uma nova luz de pesquisa.
- 4) Verificação, etapa para comprovar a observação realizada a respeito do experimento, aceita que a observação realizada é um fato.

A etapa de observação será realizada com o estudo do processamento de sinais. Realizando um estudo de gráficos e funções que geram a análise dos impulsos nervosos, capítulo 3.

A etapa de replicação vem após ao estudo de sua plataforma de desenvolvimento. Etapa na qual serão necessários vários testes para a confirmação da integração do braço mecânico com os dados coletados pelo processamento de sinais, capítulo 4.

A etapa de interpretação consiste na elaboração de softwares para testar a observação feita, ou seja, softwares que sejam capazes de fazer uma interação com um sistema simples com o braço mecânico a partir do processamento de sinais.

Na etapa final de verificação, foi feita uma reflexão sobre o trabalho abrindo uma discussão sobre os resultados obtidos a partir do desenvolvimento do projeto de iniciação científica, para concluir se foi possível obter os resultados desejados e se foi possível contribuir para o universo dos PcDs com deficiências motoras. Também sobre o aprendizado obtido com os estudos realizados pela iniciação e o que este possibilitou ao curso de Sistemas de Informação, junto as possibilidades para novos estudos formulados a partir deste e se essa foi uma boa escolha como área de pesquisa.

### 3 Fundamentos da Eletromiografia

A inovação da área do BCI condiz com sua forma de apreensão de sinais bioelétricos do sistema nervoso (SN), os interpretando, os classificando e os transformando em comandos determinísticos para máquinas. Existem diversas técnicas de capturar sinais bioelétricos, essas técnicas divergem em relação à área da qual os sinais são extraídos. Logo: 1) quando os sinais são capturados diretamente do sistema nervoso central (cérebro), estes sinais são sinais de um eletroencefalograma (EEG); 2) quando os sinais são obtidos do sistema cardíaco, estes sinais são sinais de um eletrocardiograma (ECG); 3) quando os sinais são obtidos do sistema somático, vindos basicamente dos músculos, estes sinais são sinais de um eletromiografia (EMG) (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002).

Nesta iniciação científica, a análise bioelétrica é utilizada com a aplicação na área da biomecânica, já que nesta área o registro da atividade eletromiografia nos permite a investigação de quais músculos são utilizados em determinado movimento. No sentido de servir como uma ferramenta indicadora de fenômenos, como o nível de ativação muscular durante a execução do movimento, a intensidade e duração da solicitação muscular e a identificação de inferências relativas à fadiga muscular e ruídos na coleta do sinal. Os sinais coletados na análise da eletro-miografia utilizada neste trabalho são capturados do sistema somático, antebraço, por questões de acessibilidade e praticidade de estudo. Mediante o estudo utilizando a análise bioelétrica, no anexo do texto há uma seção de eletroestática introduzindo alguns termos utilizados neste capítulo.

#### 3.1 Anatomia e fisiologia dos sinais bioelétricos musculares

O EMG é uma técnica valiosa para estudar o movimento humano, avaliar os mecanismos que envolvem a fisiologia neuromuscular e diagnosticar distúrbios neuromusculares. O estudo e análise do sinal de eletromiografia, permite a identificação de eventos que ocorrem ao longo do tempo com padrões específicos de frequência, registrando os potenciais elétricos gerados nas fibras musculares a partir da estimulação de unidades motoras. No entanto, existem muitas armadilhas potenciais no uso de EMG como uma ferramenta.

Figura 11 – Características arquitetônicas e anatômicas das fibras musculares

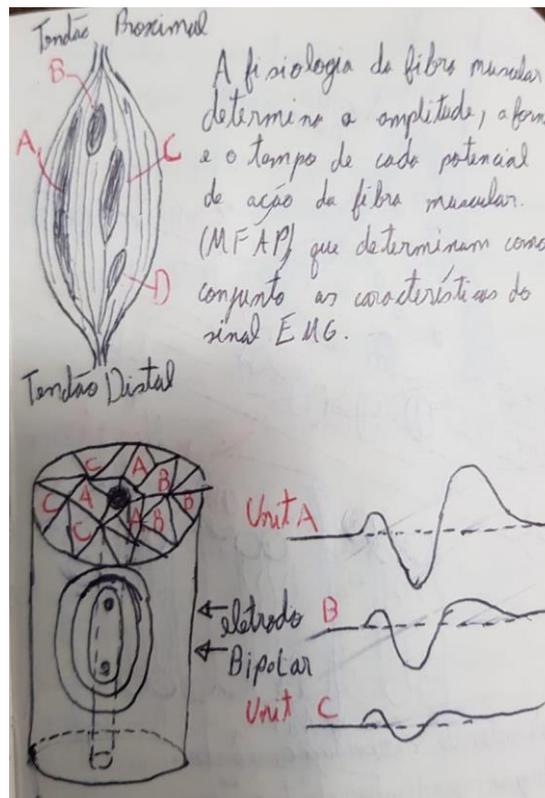


Imagem elaborada pelo autor

Embora os pesquisadores frequentemente avaliem a eletromiografia usando técnicas tradicionais de processamento de sinais, o sinal EMG tem origens fisiológicas em fibras individuais ou fibras musculares do grupo. As características anatômicas das fibras individuais, as características arquitetônicas do músculo inteiro e as origens fisiológicas dos potenciais de ação são fundamentais para entender como gravar, analisar e interpretar o sinal EMG (KAMEN; GABRIEL, 2010).

Já que a eletromiografia trabalha com a aquisição de sinais bioelétricos dos músculos, as características anatômicas salientes destes órgãos afetam diretamente o sinal eletromiográfico. Variações no comprimento da fibra muscular, composição do tipo de fibra, particionamento muscular e variações na distribuição dos receptores sensoriais são características anatômicas e arquitetônicas que diferem dentre os diversos músculos do corpo humano e até entre indivíduos. Sendo características essenciais para garantir a gravação e interpretação do EMG adequada.

### 3.1.1 Anatomia e fisiologia

O músculo é um tecido constantemente banhado em um meio iônico. O gradiente de voltagem surge das diferentes concentrações de sódio ( $\text{Na}^+$ ), potássio ( $\text{K}^+$ ) e cloreto ( $\text{Cl}^-$ ) e outros ânions através da membrana. Como todas as células vivas, o músculo rodeia-se de uma membrana o sarcolema. Em intervalos regulares, o sistema tubular transversal (túbulos-T) interrompe a membrana. Os túbulos-T servem como estruturas importantes para transportar o

potencial de ação profundamente transversalmente às mio-fibrilas para ativar totalmente todas as porções da fibra muscular. Diferenças nas concentrações iônicas produzem gradientes de tensão através do sarcolema. Esses gradientes de tensão são responsáveis pelo potencial de membrana em repouso que varia em fibras musculares de contração lenta e rápida.

Figura 12 – A produção de um potencial de ação na fibra muscular

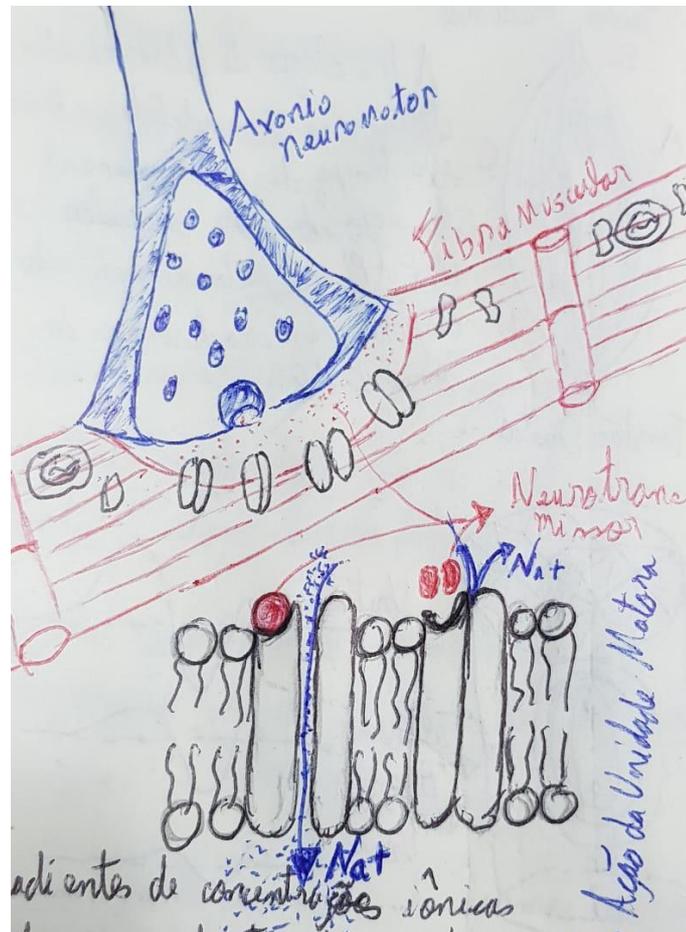


Imagem elaborada pelo autor

As fibras musculares são tecidos excitáveis. Sob condições de repouso, existe um gra-diente de voltagem através da membrana da fibra muscular de tal modo que o interior da fibra fica a cerca de  $-90\text{mV}$  em relação ao exterior. Através das unidades motoras conectadas nas fibras musculares, a mensagem elétrica para iniciar a contração muscular é transmitida através dos túbulos-T da fibra muscular, ocasionando na despolarização da membrana. Quando a fibra muscular é despolarizada em cerca de  $+10\text{mV}$  ou mais, o potencial da membrana reage de forma estereotipada e previsível, produzindo uma resposta chamada Potencial de Ação da Fibra Muscular (PAFM).

### 3.1.2 Potencial de ação

A fisiologia da fibra muscular determina a amplitude, a forma e o tempo de cada PAFM, que determinam como conjunto as características do sinal EMG. Fases específicas do potencial

de ação foram definidas e algumas características do EMG foram interpretadas usando estas fases:

Figura 13 – Potencial de ação

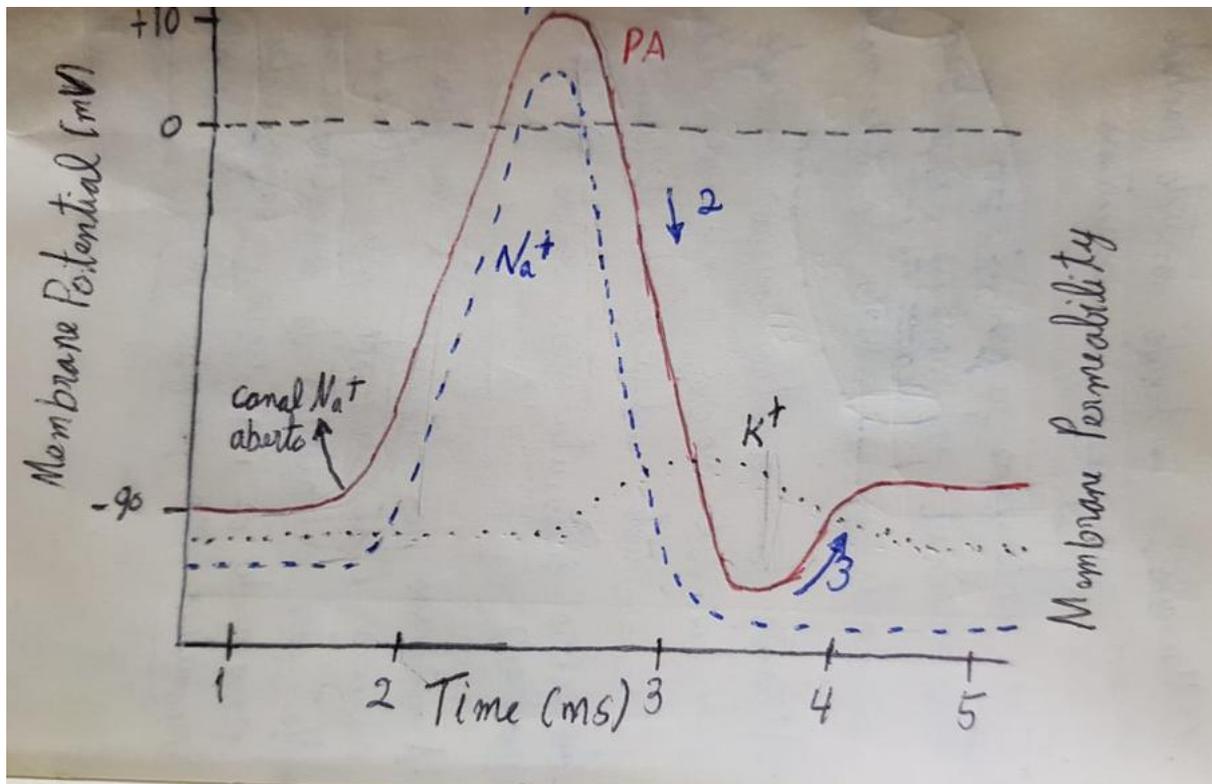


Imagem elaborada pelo autor

#### Pico principal

- A permeabilidade do  $\text{Na}^+$  e do  $\text{K}^+$  aumenta a inversão da polaridade da célula em cerca de 10 mV positivos, e sua vazão acaba resultando no retorno do potencial de membrana ao seu estado de repouso

#### Onda terminal

- Produzido pela terminação do potencial de ação na junção do tendão do músculo. Pós-potencial (pós-onda) - Limita a frequência dos PAFMs
- Reflete a fase negativa do potencial de ação da fibra muscular, devido à repolarização do sistema túbulo-T, dificultando a quantificação da duração da PAFM. Assim, a passagem alta filtrando o sinal EMG nas frequências altas deprimirá a aparência do pós-onda.

Como o potencial de ação é propagado ao longo da fibra muscular, ele procede a uma taxa medida como a Velocidade de Condução (VC). Esta velocidade de condução da fibra muscular é afetada por concentrações iônicas, temperatura, comprimento e diâmetro da fibra muscular, tipo

de fibra, fadiga, várias patologias neuromusculares e outros fatores, como hipóxia e idade. A temperatura da fibra muscular pode afetar as características de VC e frequência do potencial de ação e, por fim, influenciar as características de frequência do sinal EMG.

### 3.1.3 Unidade motora

A Unidade Motora (UM) é a unidade fundamental de controle no sistema neuromuscular. Como as unidades motoras são compostas por um único motoneurônio e um número de fibras musculares, não conseguimos ativar uma única fibra. Em vez disso, ativamos grupos de fibras musculares através da unidade motora. Os músculos variam em número e organização de unidades motoras. As características da unidade do motor podem variar consideravelmente, tipo de fibra, organização da unidade motora e grupos de fibra.

Figura 14 – Unidades motoras produzindo potenciais de ação

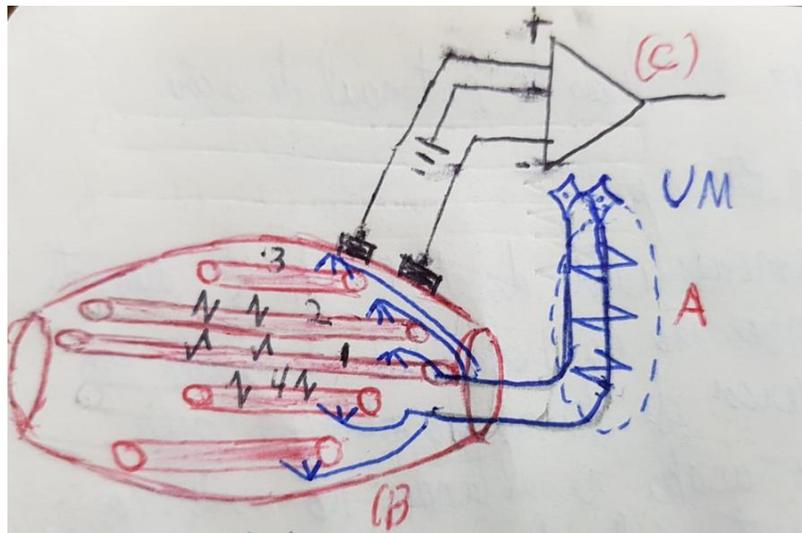


Imagem elaborada pelo autor

Uma vez que múltiplas fibras musculares, são inervadas por um único motoneurônio, o disparo de um motoneurônio resulta na descarga quase simultânea de muitas fibras musculares. O processo de registro dos PAUM começa com a geração de PAs no motoneurônio. Os PAs do motoneurônio chegam nas fibras musculares resultando na produção do PAFM. A atividade somada de todas essas fibras musculares culmina na geração de um potencial de ação da unidade motora (PAUM). O somatório temporal e espacial dos PAUMs de cada unidade motora, registrado pelos eletrodos e amplificadores colocados no músculo, dá origem a análise do EMG. A amplitude do PAUM é determinada pelo local de gravação do PA na fibra muscular, tanto temporal (taxa de disparo), quanto espacialmente (características da membrana da fibra muscular) e o local que os eletrodos estão distribuídos.

A dificuldade de determinar quais UMs devem estar envolvidas em um movimento específico requer que o sistema nervoso ative as unidades motoras de maneira lógica e organizada. A ordem de ativação da unidade motora é determinada pelo princípio de tamanho, de acordo

com o qual as unidades motoras pequenas são ativadas com forças baixas e unidades motoras maiores são ativadas à medida que as necessidades de força aumentam. O processo de ativação de unidades motoras eletricamente é denominado recrutamento, e UMs são desativadas (ou retiradas de recrutamento) na ordem oposta, as menores unidades motoras permanecem ativas nas forças musculares mais baixas. As UMs variam a frequência dos potenciais de ação (taxa de disparo) em um processo denominado codificação de taxa. Padrões de disparo não-lineares, como disparos duplos, podem causar grandes mudanças na força muscular. Pares de UMs também podem disparar simultaneamente sincronizando as unidades motoras.

No domínio da frequência, as mudanças ocorridas no espectro do potencial de ação no sinal eletromiográfico já permite identificar e quantificar a mediana ou media da frequência de sinal de um determinado movimento, mesmo sendo tão sensíveis as mudanças de recrutamento, captações, das unidades motoras de diferentes usuários. Por conseguinte, uma vez que o sinal eletromiográfico possua uma função estacionária na distribuição das frequências nos intervalos de interesse providos por movimentos já pré-programados. Torna-se possível criar uma captação dos potenciais de ação e traduzi-los em um código de máquina.

## 3.2 Bioeletricidade

A unidade básica utilizada para a representação da análise do EMG é o Volt, uma unidade apresentada por conceitos de física na eletroestática. Apesar de ser um conceito comumente utilizado para estudar circuitos elétricos, torna-se possível interpretar os fenômenos de bioeletricidade que ocorrem no corpo humano. Sendo assim importante compreender alguns conceitos elétricos para registrar a análise eletromiográfica, sua instrumentação e os métodos utilizados para processar o sinal resultante da compreensão biofísica do sinal.

### 3.2.1 Potencial elétrico

Quando uma carga elétrica é colocada em algum ponto no espaço, ela cria um estado de tensão elétrica em sua vizinhança geral, chamado campo elétrico. Se outra carga muito menor é colocada no campo elétrico, a primeira carga exerce uma força eletroestática na segunda como resultado do campo. A magnitude do campo elétrico naquele espaço é então a força por unidade de carga proporcional a distância entre elas (anexo A.1).

Dessa forma o campo elétrico é um tipo de força em que as cargas elétricas geram ao seu redor. Tratando-se de uma grandeza vetorial, ou seja, possui módulo, direção e sentido no qual as cargas elétricas que se aproximam (elétrons, prótons ou íons) estão sujeitas às forças de interação, seja de atração ou de repulsão. Determinar essa força entre as duas cargas em função da distância, movendo-se em uma direção em uma relação à outra em pontos diferentes no espaço, equivale a mapear o campo elétrico em torno da carga estacionária (anexo A.2).

Porque existem essas forças movendo uma carga dentro do campo elétrico requer a existência de um trabalho (força aplicada sobre uma distância) aplicado na carga. A energia

potencial elétrica é uma habilidade dependente da posição para executar o trabalho. A relação entre energia potencial elétrica e trabalho da origem a definição do Volt como uma unidade de medida, mas a força entre as duas cargas é a base da definição (anexo A.3).

Os conceitos desenvolvidos até o momento são utilizados para auxiliar o cálculo da diferença de potencial elétrico na fibra muscular representado como um dipolo (um sistema constituído de duas cargas separadas por uma distância), durante as fases de despolarização e repolarização do potencial de ação. Assim, as gravações eletromiográficas exigem um mínimo de dois eletrodos, pois está sendo medida a diferença de potencial elétrico entre dois pontos no músculo. Como as cargas associadas ao potencial de ação muscular são da ordem de nano-coulombs (nC), a diferença resultante no potencial elétrico pode ser obtida em microvolts (mV or  $10^{-6}V$ ) ou milivolts ( $mV = 10^{-3}V$ ). Também é mais comum referir-se à diferença de potencial elétrico entre os dois eletrodos como atividade elétrica muscular, que é medida em microvolts ou milivolts.

### 3.2.2 Condução volumétrica

Para registrar o potencial de ação da fibra muscular (PAFM) através de um meio de fluidos celular e tecidos, é utilizado um dos tópicos mais fundamentais da análise do EMG. A Condução de Volumétrica, a transmissão de campos elétricos ou magnéticos de uma fonte de corrente elétrica através do tecido biológico para sensores de medição. A distribuição de condutividade dos diferentes tecidos através dos quais os campos são transmitidos para o eletrodo, explica como o tamanho e a forma do potencial resultante dependem da localização do registro (BROWN, 1984).

O termo “condução volumétrica” refere-se aos efeitos complexos da medição de potenciais elétricos a uma distância de seus geradores de fonte. Os potenciais de campo próximo referem-se àqueles registrados em relativa proximidade com o detector, enquanto os potenciais de campo distante referem-se àqueles registrados a uma distância considerável, como é mais comum nos potenciais evocados. Um modelo direto e indireto de condução de volume pode ser trabalhado para auxiliar no melhor entendimento de como os efeitos de condução de volume podem afetar a forma de um potencial de ação registrado (SEWARD, 2007).

De fato, todas as formas de ondas de condução nervosas motoras e sensoriais são substancialmente impactadas por efeitos condutivos de volume. A configuração de gravação dos estudos sensoriais (isto é, se eles são bipolares ou referenciais) também afeta o tamanho e a morfologia dos sinais registrados. Além disso, o potencial de ação do motor composto, na verdade, representa um composto de atividade de campo próximo e distante. A morfologia de ambas as descargas espontâneas e os próprios potenciais da unidade motora avaliados durante a análise do EMG, são em parte, causados pelos efeitos complexos da condução volumétrica (SEWARD, 2007).

O PAFM viaja em velocidade constante ao longo da fibra muscular, mantendo sua forma à medida que se propaga enquanto viaja até o eletrodo. Assim, é possível tratar as constantes fases

de despolarização e repolarização como fases estacionárias em relação ao eletrodo posicionado em cima da fibra muscular. Afinal, como as cargas positivas e negativas estão ligadas por eventos físicos, a um evento eletroquímico decorrente do PA, as mudanças na forma do PAFM são representadas imediatamente ao longo da fibra muscular. A carga mais próxima domina o potencial líquido, sendo registrada pelo eletrodo e correspondendo à amplitude do PAFM em microvolts (KAMEN; GABRIEL, 2010).

Como apresentado anteriormente no tópico 3.1.2, o potencial de ação é registrado através de três fases, o pico principal, a onda terminal e o pós-potencial. Essas três fases são diretamente relacionadas a três fases de eletronegatividades diferentes, um Tripolo (+ - +) (DUMITRU, 2000; GEDDES; BAKER., 1968b). Para entender como surgem as diferenças no formato PAFM, o Tripolo consiste em um sistema constituído de três fases iguais e opostas em que o potencial líquido é determinado pela diferença entre as distâncias radiais entre cada carga e o eletrodo.

Figura 15 – Processo de registro de fases do PA

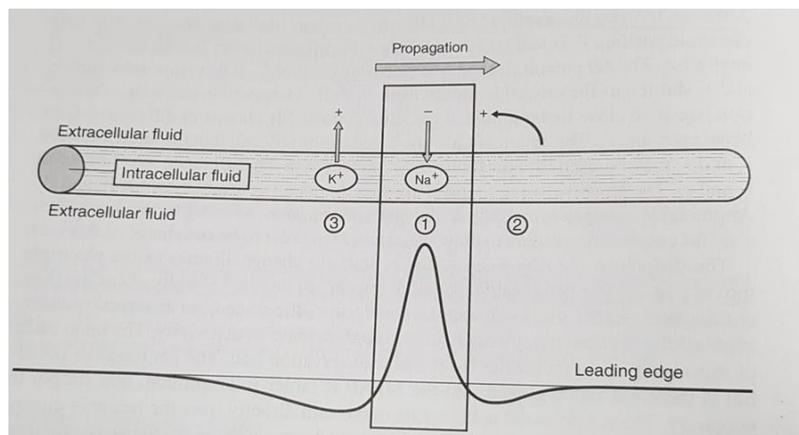


Imagem retirada do livro Essentials of Electromyography

O primeiro ponto de despolarização, ocorre quando os íons  $\text{Na}^+$  penetram na fibra muscular e deixam para trás uma negatividade relativamente forte no espaço extracelular. Fica claro que devido ao pico principal proporcionado pelos íons, essa negatividade deixada para trás é referida como um redutor de corrente, assim, o eletrodo coletando os dados do evento de despolarização, registra um potencial negativo.

No entanto, o redutor de corrente atual é tão forte que atrai íons positivos da área da membrana na frente do evento de despolarização. Assim, a área a frente promove uma fonte de corrente fraca, que fornece os íons positivos atraídos para o redutor de corrente atual. O eletrodo colocado na frente do evento de despolarização, agora registraria uma leve positividade no potencial (anexo A.5).

Por fim, o íon positivo deixa a área da membrana avançada, e a diferença de carga através da membrana diminui, o que leva à despolarização passiva da fibra muscular. O ímpeto mediado pelo canal de íons positivos ( $\text{K}^+$ ) fora da fibra muscular dá origem ao evento de repolarização e é uma fonte de corrente forte. Novamente, o eletrodo colocado diretamente sobre o evento de repolarização registraria uma grande positividade.

Assim, à medida que a PAFM se propaga ao longo da fibra muscular em direção ao eletrodo, a borda inicial (fonte de corrente fraca) é detectada primeiro, seguida pela fase de despolarização (dissipador de corrente) e depois pela fase de repolarização (fonte de corrente forte).

Os conceitos envolvidos na condução de volume se estendem ao registro dos potenciais de ação da unidade motora (PAUMs), mas a fibra única é usada para entender os princípios básicos. E o PAUM também é trifásico porque é a soma linear de toda a ativação de um grande número de unidades motoras é dada simultaneamente. A forma de onda trifásica ainda é aparente na despolarização e repolarização das unidades motoras recrutadas. O potencial evocado é logicamente denominado potencial de ação concentrado (ou onda-M). É também chamado de potencial de ação composto do músculo (PACM) devido à soma linear de todos os PAUMs constituintes. O grande número de fibras musculares envolvidas na resposta evocada resulta em um potencial elétrico que é de vários milivolts em magnitude.

### 3.2.3 A fibra muscular como um circuito elétrico

Em eletrofisiologia e biofísica, as fibras musculares são representadas como cabos elétricos com isolamento poroso, de tal forma que a corrente é capaz de vazar para a área circundante. Assim, a fibra muscular é basicamente um longo tubo cilíndrico de fluido condutor (mio plasma) que é circundado por uma membrana. O potencial elétrico depende da resistência ao fluxo de corrente nas direções axial e radial ao longo da fibra muscular.

A incorporação de um resistor e um capacitor no mesmo circuito tem aplicações fisio-lógicas e físicas importantes para EMG. Por exemplo, a relação entre a força eletromotriz, o fluxo de corrente através do resistor para o capacitor e o potencial resultante através das placas formam o básico para a compreensão das propriedades físicas das fibras musculares. Além disso, é importante para os conceitos de processamento de sinais relacionados à filtragem do sinal eletromiográfico (anexo A.8).

Figura 16 – O conceito de circuito elétrico na fibra muscular

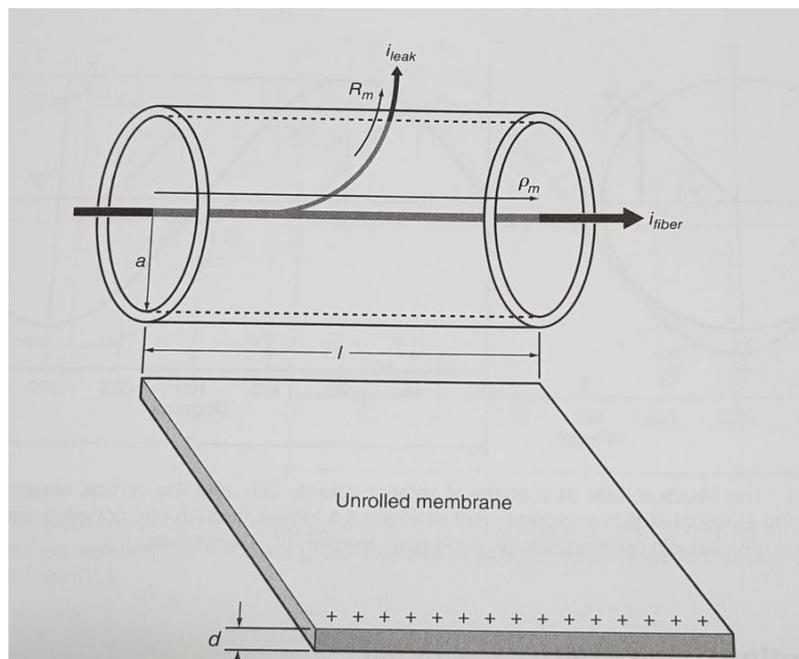


Imagem retirada do livro Essentials of Electromyography

A resistência ( $R$ ) ao fluxo axial da corrente ( $i_{\text{fiber}}$ ) depende da resistividade do mio plasma ( $\rho_m$ ). A resistência ao fluxo radial da corrente de fuga ( $i_{\text{leak}}$ ) depende da resistência por unidade de área da membrana ( $R_m$ ). A membrana também tem uma função capacitiva porque as cargas de sinal oposto saem nos dois lados da membrana, negativa no interior e positiva no exterior. Analogamente à situação com o capacitor de placa, a carga por unidade de área dividida pela diferença de potencial é a capacitância da membrana por unidade de área ( $C_m$ ) (KAMEN; GABRIEL, 2010).

O sinal eletromiográfico é finalmente alimentado por um amplificador que amplia a tensão relativamente pequena para um nível que pode ser medido. Um circuito elétrico altera o conteúdo de frequência do sinal eletromiográfico de entrada para minimizar (filtrar) o ruído do ambiente ao redor ou de outras fontes antes que ele seja realmente armazenado no computador para posterior análise. O circuito elétrico também é importante para entender as propriedades físicas dos nervos e das fibras musculares relacionadas ao fluxo de corrente e potencial elétrico.

### 3.3 Instrumentação do EMG

Após a introdução dos conceitos base da bioeletricidade para a compreensão da aquisição do fenômeno do potencial de ação, é possível obter uma compreensão mais profunda da instrumentação EMG, que é mais bem entendida do ponto de vista dos circuitos elétricos. Afinal, em um típico EMG experimental, os sinais são coletados por eletrodos, enviados para um amplificador e depois convertidos em um sinal analógico-digital. Neste tópico e sub tópicos, serão explicados as coletas pelos tipos de eletrodos e a importância do amplificador no processo de conversão para um sinal digital.

### 3.3.1 Eletrodos

Existem dois tipos básicos de eletrodos, o de superfície e o invasivo. Os eletrodos de superfície são colocados sobre a pele diretamente sobre o músculo, enquanto os eletrodos invasivos são inseridos através da pele diretamente no músculo. Ambos os tipos de eletrodos são feitos de metais condutores e desempenham a mesma função.

A função básica de um eletrodo é converter o potencial elétrico gerado pelo músculo em um sinal elétrico que é conduzido através de fios para o amplificador, um processo denominado transdução de sinal. Como explicado no tópico 3.2.2, o potencial de ação da fibra muscular gera correntes extracelulares que se estendem da membrana ao eletrodo na superfície do tecido da pele. À medida que o potencial se propaga ao longo da fibra muscular, as correntes elétricas dos fenômenos eletroquímicos fluem através dos fluidos extracelulares. Resultando em correntes elétricas no eletrodo, conduzidas pela condutância capacitiva através da interface eletrólito-metal nos contatos do eletrodo.

Figura 17 – Eletrodo de superfície

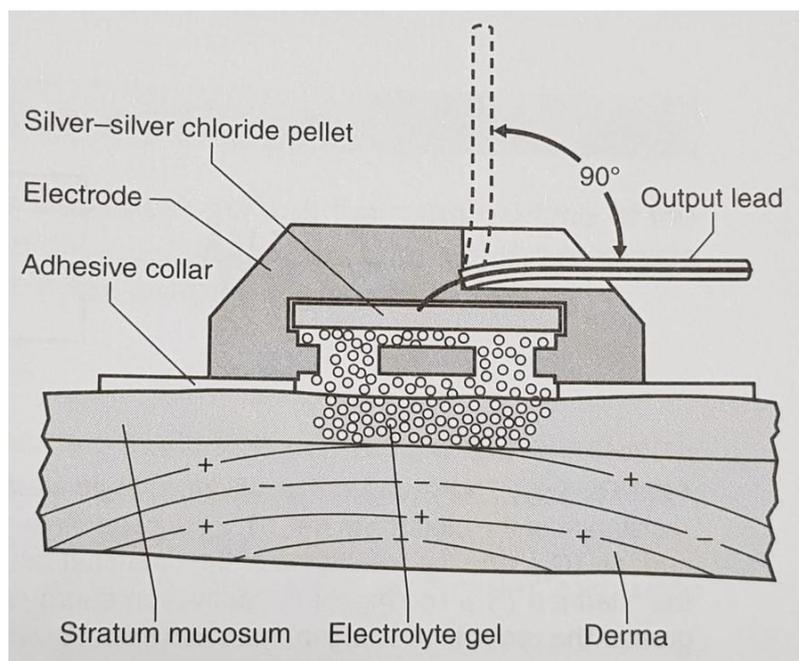


Imagem retirada do livro *Essentials of Electromyography*

As minúsculas correntes nos condutores do eletrodo são então detectadas pelo amplificador e aumentadas para uma magnitude que é grande o suficiente para ser registrada. Portanto, o eletrodo é um dispositivo que converte os potenciais iônicos gerados pelos músculos em potenciais eletrônicos que podem ser medidos pelo amplificador (LOEB; GANS., 1986).

Gravações de superfície e internas são às duas formas básicas de registrar a atividade elétrica muscular. As duas metodologias estão associadas a diferentes tipos de eletrodos de registro, cada um com suas próprias vantagens e desvantagens. As propriedades físicas dos eletrodos têm sérias consequências para a determinação da atividade muscular, pois podem

induzir uma queda de tensão dependente da frequência, o que significa que podem alterar o conteúdo de amplitude e frequência do sinal EMG. Assim, os eletrodos também podem atuar como filtro (GEDDES; BAKER., 1968b).

A vantagem geral de todos os eletrodos de superfície é que eles são não-invasivos e fáceis de aplicar. Seu uso é, no entanto, limitado a músculos superficiais que são grandes o suficiente para suportar a montagem do eletrodo na superfície da pele. É difícil isolar a atividade de apenas um músculo usando a detecção de EMG na superfície. Todo o membro pode ser visto como um volume de tecido condutivo. A atividade elétrica dos músculos em qualquer lugar dentro do volume do membro pode ser conduzida através do tecido intermediário para alcançar o eletrodo a alguma distância na superfície da pele (DUMITRU, 2000).

### 3.3.1.1 Eletrodos de superfície (Passivos)

Os eletrodos de superfície são constituídos de uma placa metálica simples condutora, quadrada ou circular. Antes de o eletrodo ser aplicado na pele, a pele é levemente desgastada por um gel eletrolítico para remover óleos e camadas de pele morta que contêm apenas baixos níveis de eletrólitos necessários para a condução. O gel eletrolítico é então aplicado à superfície do eletrodo e esfregado na pele para que seja absorvido no estrato musculoso para fazer contato com a derme, onde pode servir para diminuir a resistência de gravação através da pele (KAMEN; GABRIEL, 2010). A segunda função principal do gel eletrolítico é manter um caminho condutor entre a superfície do metal e a pele, formando uma ponte eletrolítica. Constituído a interface eletrodo-eletrólito.

A reação eletroquímica entre o gel eletrólito e a superfície metálica do eletrodo se estabiliza (isto é, atinge o equilíbrio), e uma diferença de potencial cria uma camada de potencial elétrico. Assim, o gel fora da superfície do eletrodo obtém uma diferença de potencial em relação ao meio circundante. A diferença de potencial entre o eletrólito na superfície do eletrodo e o meio circundante é chamado de potencial de meia-célula (COOPER, 1963).

Uma característica de projeto comum da maioria dos eletrodos de superfície inclui uma superfície de gravação que é embutida longe da pele. Este tipo de eletrodo também é conhecido como eletrodo flutuante. A superfície de gravação de metal é geralmente embutida dentro de um invólucro de plástico, e toda a unidade é presa à superfície da pele com dois colares de adesivo de eletrodo (GEDDES; BAKER., 1968a). O eletrodo flutuante pertence à classe geral dos chamados eletrodos passivos porque não há componentes eletrônicos adicionais associados à própria unidade. O gel eletrólito é o único mecanismo de transdução de sinal.

### 3.3.1.2 Eletrodos de superfície (Ativos)

Eletrodos ativos incorporam um pré-amplificador dentro do pequeno gabinete que abriga a superfície de gravação de metal. A superfície de gravação de metal, em seguida, faz contato direto com a pele. A magnitude do sinal EMG é aumentada “na” superfície da pele por uma

unidade amplificadora. Desde que a pele esteja completamente limpa, de modo que os eletrólitos naturais presentes na derme possam conduzir o sinal, o gel eletrolítico não é necessário para facilitar a transdução do sinal.

A interação eletroquímica complexa entre a superfície de gravação de metal e o gel eletrolítico é eliminada (ROY et al., 2007). No entanto, a vantagem adicional dos eletrodos ativos é que a intensidade do sinal EMG resultante é grande em comparação com o ruído ambiental circundante (JOHNSON et al., 1977). Tanto o tamanho quanto a configuração dos eletrodos ativos são necessariamente fixados para acomodar as dimensões físicas da unidade de pré-amplificação. Os eletrodos ativos são, portanto, mais restritivos que os eletrodos passivos em relação ao tamanho e localização do músculo que pode ser gravado.

### 3.3.1.3 Configuração de eletrodos

A configuração dos eletrodos para eletromiografia refere-se ao número de superfícies de registro e sua disposição em relação às superfícies muscular, tendinite e óssea. As duas configurações de eletrodos mais comuns para eletrodos de superfície são arranjos monopolares e bipolares. Em ambos os casos, existem duas superfícies de detecção e um eletrodo de aterramento. Configurações de eletrodos mais complexas podem ser vistas como uma extensão natural do caso bipolar.

Para realizar uma configuração monopolar: o primeiro eletrodo é colocado como o ponto gravação ativa do sinal (G1); o segundo é utilizado como referência do sinal (G2) para determinar a diferença de potencial utilizada pelos amplificadores; o terceiro eletrodo solo (G3), é empregue como aterramento (ground). Dessa forma, o G1 é colocado no músculo, o G2 em um local eletricamente neutro como um tendão e por fim o G3 é colocado em uma superfície óssea. Se os potenciais evocados estiverem sendo registrados, o solo geralmente está entre o estimulador e o G1. Eletrodos nesta configuração são referidos como monopolar porque apenas um eletrodo é usado para registrar a atividade muscular (KAMEN; GABRIEL, 2010).

As gravações bipolares são definidas de forma semelhante para EMG de superfície e de permanência. Uma configuração bipolar tem eletrodos G1 e G2 colocados sobre o músculo. Os sinais dos eletrodos G1 e G2 são alimentados em um amplificador que inverte a entrada G2. O solo é colocado em um local neutro, como uma proeminência óssea, geralmente perto de G1 e G2. Essa configuração básica aproveita ao máximo os circuitos amplificadores projetados para minimizar os sinais indesejados de interferência de campos eletromagnéticos no ambiente ao redor. O amplificador consegue isso subtraindo G2 do G1.

O impacto prático é que um sistema de detecção bipolar age como um filtro de pente permitindo que algumas frequências no sinal EMG passem, mas não outras. Se a distância inter-eletrodo e a velocidade de condução muscular são conhecidas, as frequências presentes no sinal EMG podem ser calculadas (LINDSTROM; MAGNUSSON, 1977).

#### 3.3.1.4 Seletividade

A seletividade refere-se à capacidade de registrar atividade muscular significativa a partir de um volume local de tecido, em vez de uma conversa cruzada das fibras musculares vizinhas. A distância entre eletrodos é o principal fator que afeta a seletividade local para gravações EMG de superfície. A seletividade não pode ser melhorada diminuindo a área de superfície do eletrodo, o que só aumenta a impedância e resulta em maior contaminação de ruído no sinal.

A distância intereletrodo para eletrodos de superfície é uma consideração importante, pois afeta tanto o conteúdo de amplitude e frequência do sinal EMG. E deve ficar evidente que o oposto é verdadeiro para distâncias intereletrodos mais curtas, resultando em sinais EMG de menor amplitude com componentes de alta frequência (KAMEN; GABRIEL, 2010).

Uma regra geral é que os eletrodos podem detectar atividade elétrica “significativa” a partir de um volume esférico de tecido muscular com um raio igual à distância entre eletrodos (P.A. et al., 1978). Isso é chamado de área de captação do eletrodo. volume de detecção. Para uma distância inter-eletrodo fixa, o volume de detecção é o mesmo, independente do tamanho do músculo.

#### 3.3.2 Amplificadores

Os valores do EMG podem variar muito, dependendo de fatores já apresentados até então como o tamanho do músculo, o tipo de concentração e de outras diferenças metodológicas e técnicas de coleta. Concentrações isométricas máximas podem gerar amplitudes no potencial, pico-a-pico (P-P), de 5mV para o EMG de superfície. No entanto, essas voltagens registradas ainda são relativamente pequenas e requerem instrumentação especial para registrá-las(WINTER, 2005).

Assim, no objetivo de melhorar a aquisição do sinal para que este possa ser enviado para um osciloscópio ou para um computador, o ponto principal de um amplificador é aumentar a magnitude do sinal coletado com um alto nível de fidelidade. Um amplificador constitui-se de alguns componentes essenciais como o ganho diferencial, a impedância de entrada, taxa de rejeição de modo comum e a resposta de frequência do amplificador em relação aos sinais adquiridos.

O amplificador diferencial pode ser concebido como dois amplificadores separados ligados a um terra e uma saída comuns. O seu objetivo principal é subtrair o modo comum (sinal de ruído) e amplificar a diferença (sinal biológico). Pode parecer contra intuitiva no começo, mas o fundamental é que o G1 e o G2 não detectem exatamente o mesmo sinal biológico. Um sinal presente em ambos os eletrodos simultaneamente é denominado modo comum (60Hz) e estará presente na linha de base dos dois, sendo considerado como ruído. O sinal de EMG em G2 é atrasado em relação a G1 pelo tempo (Dt) levado para se propagar ao longo do músculo entre às duas superfícies de registro. A entrada G2 é invocada para que os componentes positivos

e negativos do modo comum se anulem, deixando para trás apenas o sinal de diferença que é biológico no original. O sinal de diferença é então multiplicado por alguma magnitude definida pelo amplificador.

No entanto, a magnitude total do amplificador depende de alguns elementos resistivos e capacitivos dentro do circuito elétrico do aparelho, afinal, o amplificador e o músculo formam um circuito quando conectados por eletrodos e seus conectores de fio associados. Infelizmente, o amplificador puxa corrente para o circuito em virtude de estar conectado aos dois pontos, através dos quais, a tensão está sendo medida. Isso diminui a diferença de potencial entre os eletrodos de registro e, finalmente, a tensão registrada pelo amplificador é menor que a magnitude real. O efeito é formalmente conhecido como carregamento no circuito. Para complicar ainda mais, uma certa quantidade de tensão é perdida através do eletrodo devido às suas próprias propriedades de impedância intrínseca. A magnitude original da atividade elétrica gerada pelo músculo é, portanto, reduzida mesmo antes de atingir o amplificador.

Isto devido ao acoplamento capacitivo entre o amplificador e os condutores de entrada e qualquer radiação eletromagnética. A indução eletrostática de energia é gerada no corpo a partir de fios próximos a coleta ou equipamentos elétricos, sendo a fonte prevalente de radiação eletromagnética. O ruído da linha de alimentação está presente em ambos os eletrodos simultaneamente. E é facilmente observada como o componente de frequência na linha de base do sinal de EMG de superfície (sEMG) quando o músculo está relaxado, registrado como ruído de 60Hz.

Lembrando que a impedância ( $Z$ ) é uma forma de resistência dependente da frequência ao fluxo de corrente alternada, os amplificadores são capazes de alterar o conteúdo de frequência original do sinal de entrada antes de ser digitalizado pelo computador por meio dos circuitos analógicos presentes nele. Ao alterar o conteúdo da frequência, o amplificador trabalha como um filtro para o sinal coletado. Como o sinal antes dele é digitalizado pelo computador, ele é chamado de filtro anti-aliasing (redução de serrilhamento do sinal).

### 3.4 Quantização do sinal

A interface do computador envolve a conversão do sinal EMG analógico em uma forma de onda digital. Então, um programa de computador pode ser escrito para processar o sinal digital de uma maneira significativa que permita a sua medição. A interface do computador é capaz de corrigir a interpretação do sinal através de uma boa filtragem, que é capaz de se igualar a um osciloscópio. Já que, se os dados foram coletados corretamente, erros no pós-processamento podem ser corrigidos. No entanto, se o sinal EMG não tiver sido amostrado digitalmente na taxa correta ou se sua resolução vertical não tiver sido definida corretamente, os erros não serão tão facilmente corrigidos e os dados poderão ter que ser coletados novamente.

O processo inicia com o sinal analógico do EMG, sendo enviado do amplificador, para o computador onde é digitalizado. O computador usa o relógio interno para enviar um comando que abre um circuito de amostragem e retenção para o sinal. Assim, um capacitor no circuito da

placa é utilizado para manter o sinal analógico enquanto o computador atribui a ele um valor digital enquanto o circuito está aberto. O software no computador é então utilizado para controlar e especificar uma frequência de amostragem do sinal usado para amostrar o sinal analógico. A taxa de amostragem é dada em Hertz (amostras por segundo). Assim, a conversão digital possui diversos níveis de representação para o sinal analógico, apresentado representações obtidas com uma taxa de amostragem mais alta ou baixa.

O processo de atribuir um valor digital a um sinal analógico é denominado quantização. Através da placa de conversa analógico-digital (A / D), é atribuído um valor digital de tensão, no qual esse processo divide um intervalo de tensão definido em diferentes níveis (resolução). O computador então utiliza do sistema binário para representar a amplitude de tensão em um sistema de numeração de base 2. O sistema de base 2 constitui de 1 ou 0 como um único dígito binário, ou bit para abreviar. Assim, a resolução das placas A/D é, em última instância, determinada por um fator de  $2^n$ , onde "n" é o número de bits.

Os sinais são então amplificados para maximizar a faixa de tensão da placa A / D. Se a amplificação for muito pequena, a forma de onda pode ser representada por apenas alguns níveis de tensão. Com a amplificação excessiva, os valores extremos não receberão nenhum valor de tensão, de modo que os máximos e mínimos sejam perdidos. Pode-se obter uma resolução ótima da forma de onda selecionando um nível de amplificação tal que a forma de onda ocupe uma média da faixa de tensão A / D.

## 4 Desenvolvimento da Interação

A partir do entendimento da coleta de sinais e seu tratamento é dado início a etapa de construção do braço mecânico. Consistindo em três etapas de montagem: a impressão de peças; preparação e aquisição de equipamentos; e por fim, a etapa de montagem e testes. Além da composição do braço mecânico foi construído um aplicativo no intuito de servir como uma interface para o usuário receber um feedback do aparelho Myo e automação do braço.

### 4.1 A montagem do braço mecânico antropomórfico

No decorrer do desenvolvimento desta iniciação científica, o processo de concepção do braço mecânico foi o que mais demandou tempo do projeto. Afinal, diferente do último projeto de iniciação científica apresentada, esse projeto trata-se de um trabalho mais experimental. Necessitando de mais tempo gasto na prototipação do projeto por este se tratar de um experimento mais técnico, e assim, foi requerido um trabalho muito mais hábil na manipulação das peças e concepção do braço. Necessitando de uma série de retrabalhos e impressões até atingir um ponto ideal de qualidade em relação à montagem do braço. Dessa forma o projeto foi dividido em três grandes etapas. A impressão das peças utilizando uma impressora 3D, a preparação das peças para etapa de montagem, aquisição de equipamentos e por fim a composição do braço. Cada uma das etapas apresentou desafios e peculiaridade próprias, sendo retratadas nos subtópicos a seguir.

#### 4.1.1 Impressão das peças

Para a impressão das peças empregadas no projeto, utilizou-se de uma impressora 3D para produzir os componentes necessários para a montagem dos mecanismos do braço. Essas máquinas lidam com a manipulação de insumos, usualmente plástico, para a produção de objetos trabalhados em programas de modelagem 3D, como ilustrado na figura 18. Elas permitem que qualquer pessoa possa criar, experimentar e compartilhar soluções, mesmo sem muito conhecimento prévio. Possibilitando a criação de uma solução mais barata para tecnologias até então inacessíveis como o braço desenvolvido neste projeto.

Figura 18 – Impressora 3D Makerbot Replicator+



Imagem retirada do site: makerbot.com

Essa foi uma das etapas a qual demandou bastante tempo na supervisão de cada conjunto de impressão, já que, cada peça apresenta características individuais para sua produção. Dentre essas particularidades estão, a densidade da peça, tipo de preenchimento, utilização de suportes e a preparação da base de impressão. Por ser tratar de um dos primeiros trabalhos utilizando uma impressora 3D, foi necessário estudo e aprendizado no preparo cada peça para que sua estrutura seja bem fabricada na ESPM e também para a utilização dos equipamentos da impressora.

Durante a primeira etapa da montagem para a impressão das peças utilizadas no braço, foi demanda bastante dedicação e tempo. Afinal, cada peça é única possuindo suas devidas particularidades de impressão. Intermitentemente, durante o desenvolvimento do projeto, foi necessário tempo para o aprendizado e testes para manipular com a impressora 3D. O quadro 1, demonstra os gastos estimados para cada impressão em relação aos objetos impressos por gasto de material e tempo de produção.

Quadro 1 – Relação de gastos de material e tempo para a impressão de cada parte do braço

Objeto	Impressões	Gramas	Lb	Tempo Estimado
Palma e Polegar	Print1	89.2	0.2	7:06:00
Dedos	Print2	48.54	0.11	4:24:00
Antebraço Superior	Print3	74.29	0.16	6:03:00
Antebraço Inferior	Print4	102.16	0.23	8:28:00
Parafusos e Suportes	Print5	48.01	0.11	3:37:00
Engrenagens	Print6	102.27	0.23	7:41:00
Pulso	Print7	85.59	0.19	6:51:00
<b>Total</b>		<b>550.06</b>	<b>1.23</b>	<b>20:10:00</b>

Tabela elaborada pelo autor

Para a impressão 3D foi utilizado o filamento plástico poliácido láctico (PLA) que possibilita a construção de peças rígidas e com certa flexibilidade. É um polímero constituído por moléculas de ácido láctico, com propriedades semelhantes as do tereftalato de polietileno (PET)

que é utilizado para fabricar envases, mas que também é biodegradável. Degrada-se facilmente em água e dióxido de carbono. O processo de impressão foi dividido em conjuntos de produção, os quais apresentam características estruturais em comum para sua fabricação. A figura 19 ilustra alguns exemplos desses grupos citados no quadro 1.

Figura 19 – Exemplos de impressão

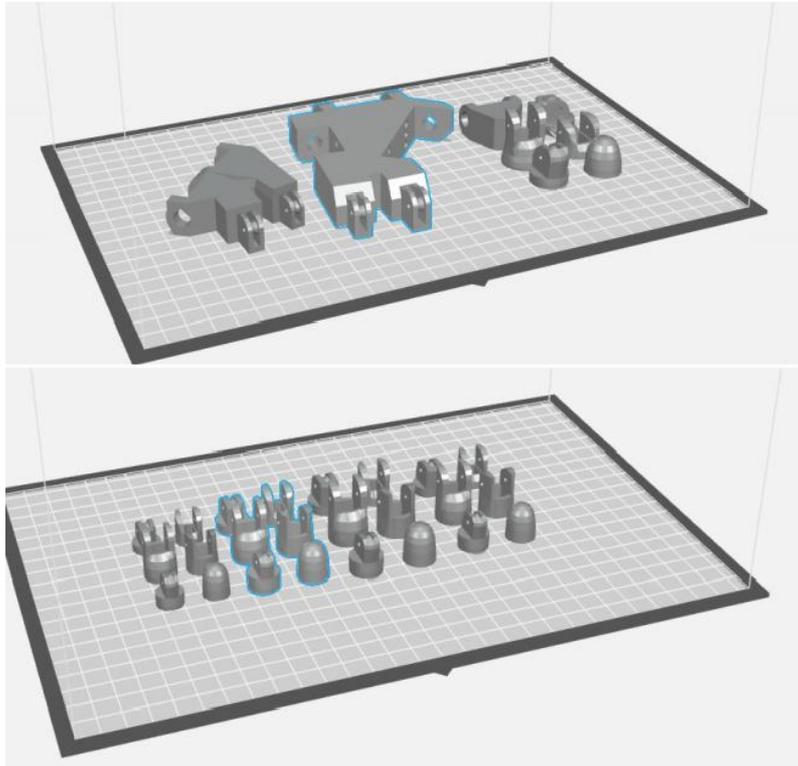


Imagem elaborada pelo autor

No decorrer do processo de impressão algumas peças apresentaram defeitos ou problemas ocasionados por uma escassa experiência com as técnicas de impressão. O que ocasionou em diversas reimpressões até alcançar um nível adequado de fabricação do protótipo. Outro empecilho o qual prolongou a etapa de impressão foram eventuais problemas com a impressora, já que, ela é uma impressora compartilhada com outros estudantes e por muitos não apresentarem o devido cuidado com o processo de impressão, avariou consideravelmente o aparelho impossibilitando a produção de peças por um longo período. Não obstante a esses empecilhos para o processo de fabricação do braço, após algumas levadas as peças foram devidamente impressas.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Algumas considerações durante a etapa de produção são os tamanhos dos objetos como largura, altura, profundidade e proporção, para que elas não apresentassem defeitos no momento que a máquina produzisse as peças. Garantindo melhor qualidade e acabamento possível a etapa de manipulação e montagem do braço.

Figura 20 – O processo de impressão e seus desafios

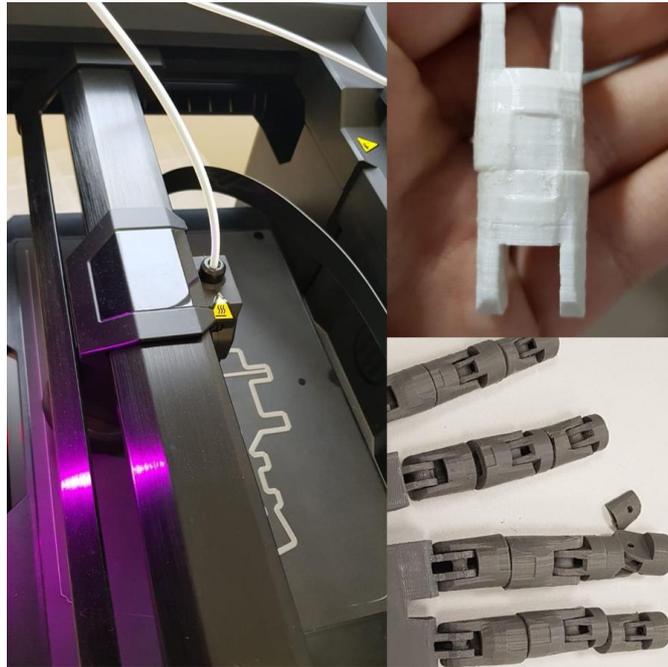


Imagem elaborada pelo autor

A partir do processo de impressão das peças utilizadas na montagem do braço, é dada continuidade na próxima etapa de produção do braço, a partir da apreensão das peças e na busca para aquisição de novos materiais necessários na construção mecânica utilizada no protótipo descrito no próximo tópico.

#### 4.1.2 Captação de peças

Com a maioria das peças impressas, o próximo passo foi separar e encontrar alguns materiais necessários para a montagem do braço, como algumas ferramentas, parafusos, molas, colas e outros apetrechos dos quais muitos não eram fáceis de se encontrar. O projeto também apresentou eventuais necessidades de trocas de equipamentos os quais não eram adequados para o projeto e novas demandas. Além dos insumos e instrumentos utilizados no processo de montagem, foi feita a aquisição de equipamentos eletrônicos para automação do protótipo.

O primeiro desafio deste processo refere-se a aquisição de parafusos compatíveis as peças impressas, desde o diâmetro de abertura dos buracos, comprimento, o tipo e cabeça do parafuso. Sem a utilização de parafusos adequados a montagem do braço torna-se irregular e fere diretamente a integridade do funcionamento do braço, o que ocasionalmente, pode acarretar a deterioração de seu funcionamento. Assim, o maior contratempo desta etapa deu-se na escassez de peças compatíveis aos mecanismos. Proporcionando uma fadiga apreensão de equipamentos que se adequassem as necessidades do projeto.

O segundo desafio consiste na integração e articulação do projeto na criação de tendões controlados pelos motores da prótese. Para a construção desse mecanismo foi necessário encontrar e adquirir uma linha a qual apresentasse uma boa resistência e flexibilidade para sustentar o

torque do motor em relação à força necessária para efetuar os movimentos dos dedos. No caso do protótipo o material que se adequou melhor ao circuito criado foi uma linha de pesca trançada de cem libras. Com um material adequado de modo a suportar a atuação do motor, ainda falta representação da tensão presente nos tendões de modo a manter estável a posição dos dedos conforme seu relaxamento. Assim, para a criação da tensão adequada aos fios do braço foi utilizada a implementação de molas para tencionar a linha conforme a rotação dos motores.<sup>2</sup>

Para a automação do braço foram adquiridos motores de alta voltagem e torque capazes de dar uma devida movimentação aos dedos mecânicos do projeto. Junto aos motores foi adquirido um Arduino capaz de controlar os diversos servos de forma compacta e eficiente ao projeto.

Figura 21 – Desafios para a montagem

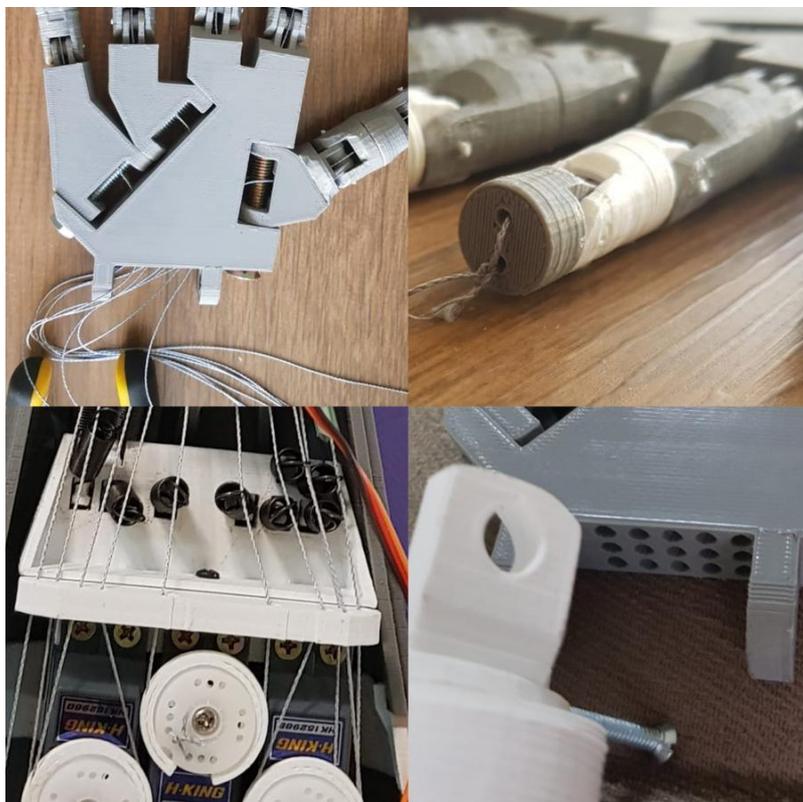


Imagem elaborada pelo autor

A partir da aquisição dos materiais necessários para possibilitar a automação do braço, é dado início a montagem do protótipo. As etapas envolvidas neste processo são descritos no próximo tópico.

<sup>2</sup> Além dos materiais citados, também foram necessários alguns insumos básicos para a produção da obra. Por mais que não seja necessário dar destaque a estes itens, eles foram fundamentais para a montagem. Principalmente no quesito de ferramentas para conseguir manipular com as peças, para deixá-las prontas para o braço. Afinal, além do processo de impressão das peças, elas necessitam de um acabamento para garantir uma melhor funcionalidade.

### 4.1.3 Montagem do braço

Com todas as peças impressas, trabalhadas e adquiridas foi dado início ao processo de montagem do braço mecânico. A primeira etapa no processo de montagem do protótipo é a construção do antebraço.

Figura 22 – Primeira etapa



Imagem elaborada pelo autor

Esta peça é classificada como o alicerce do projeto, por alojar todo o sistema eletrônico, fundamentais para a construção dos movimentos da mão, o sistema de tensionamento muscular feito pelas molas e estrutura suporte “muscular” para todo o peso e mecanismos do braço.

Figura 23 – Componentes do antebraço



Imagem elaborada pelo Autor

Durante o processo de montagem do antebraço, grande parte dos insumos foram fixados

com o devido cuidado para não travar nenhum procedimento de tensionamento ou torque dos motores, sendo necessário bastante cautela com o posicionamento das molas de forma que estejam de acordo com os respectivos tendões e motores. Por meio desta primeira etapa de construção, institui-se a fundação da atividade “muscular” realizada pelo antebraço através de seus componentes eletrônicos. A ideia de um movimento “muscular” é possibilitada através da distensão dos fios no movimento de torque motores até a ponta de cada dedo, e assim, sendo capaz de simular os movimentos de relaxamento e pressão similar a mão biológica.

Figura 24 – Componentes da mão mecânica



Imagem elaborada pelo autor

Com os componentes do antebraço prontos, a próxima etapa foi montar os membros da mão. A mão mecânica constitui-se de pequenas engrenagens responsáveis pela criação de movimentos dos dedos. As engrenagens do projeto possibilitam noventa graus de liberdade para a movimentação de cada dedo, sendo o suficiente para o abrir e fechar da mão. No entanto, o que possibilita a atuação mecânica no movimento “muscular” do protótipo são as linhas (tendões) que conectam cada uma das engrenagens presentes na mão ao movimento de rotação dos motores presentes no antebraço.

Figura 25 – Graus de liberdade dos dedos

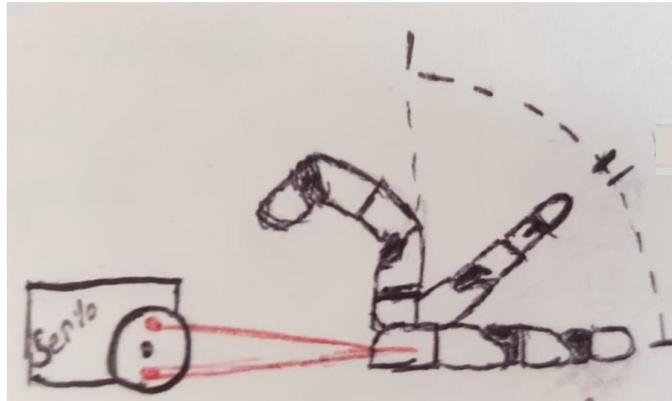


Imagem elaborada pelo autor

A próxima etapa de construção dos componentes do braço constitui-se dos membros do carpo e o pulso do protótipo. Apesar dessas peças não constituírem o movimento principal do braço, elas ainda representam importantes graus de liberdade no movimento da “musculatura” do projeto. São responsáveis pela rotação e conexão de todas as partes envolvidas no movimento da mão. O equipamento presente nessa região são um motor para compor a rotação do pulso e mais um suporte para o mecanismo de tensionamento dos tendões. Esses componentes coordenam o movimento ocasionado no antebraço com o movimento que ocorre na mão sujeita a grande parte do atrito e resistência do protótipo. De tal maneira que, sem o auxílio das peças presentes nessa região, a atividade do braço e seus mecanismos podem ocasionar em uma ruptura dentre as peças da mão.

Figura 26 – Processo de montagem do braço

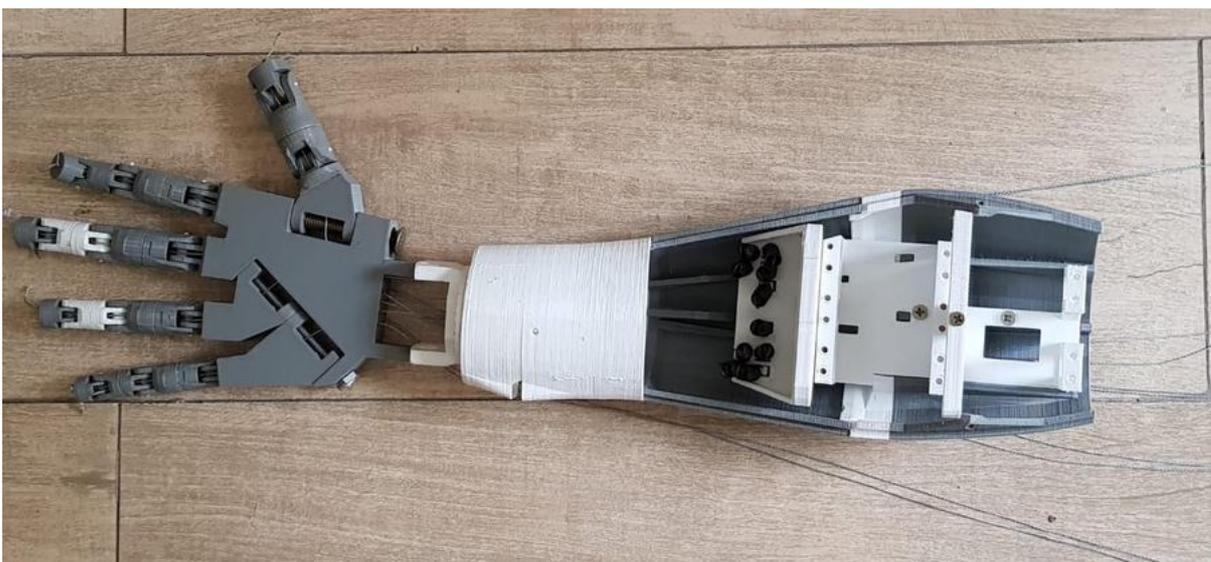


Imagem elaborada pelo autor

Por fim, finalizando o processo de montagem do braço, foi dada maior atenção para a composição e funcionamento de cada componente presente na armação do projeto, não apenas por essas peças apresentarem maior grau de complexidade para a montagem do projeto por possuírem um movimento delicado. Dessa forma, para que as peças desfrutem de menos atrito nos movimentos mecânicos, foi necessário um re-acabamento nas peças impressas, substituir alguns insumos utilizados na organização do braço e re-imprimir algumas peças para obter um movimento mais apurado.

Além das inconveniências envolvidas no fim do processo de montagem o processo mais desafiador esteve presente na armação dos tendões. Afinal, se estes não ficarem bem aloca-dos dentro de cada engrenagem desenvolvida para criar o deslocamento e ligação das peças isto significaria em um processo de remontagem do braço mecânico.

Figura 27 – O Braço Mecânico Antropomórfico



Imagem elaborada pelo autor

Ou seja, devido a cada um dos componentes presentes na montagem do projeto estarem

conectados pelos tendões, as possibilidades de manutenção no protótipo tornam-se limitadas. Se alguma das linhas romper torna-se extremamente difícil reparar o protótipo, por todas elas estarem presas a cada um dos mecanismos. O atrito proporcionado nas linhas pelas peças impressas as quais mantêm o tencionamento do projeto também prejudicam a possibilidade de um funcionamento prolongado para o protótipo. Esses problemas e outros são destacados no capítulo de conclusão deste projeto, como possíveis soluções para próximos desenvolvimentos. Todos os problemas relatados foram obtidos durante experimentações e testes que ocorreram durante o processo de montagem, apesar de não estarem descritos todos os testes realizados o foco deste relatório deu-se pela montagem do equipamento.

## 4.2 O desenvolvimento da interação do braço mecânico

Durante o desenvolvimento da interação criada na iniciação científica Interação Cérebro-Computador, não foi viável alcançar todos os objetivos idealizados até então. Uma vez que, naquela época já havia o interesse de desenvolver o braço mecânico em futuras pesquisas. Desde então, devido ao interesse e a busca por novos recursos para a produção do braço, a realização deste projeto possibilitou um aprofundamento nas ideias já estudadas e contempladas. Com o objetivo de aperfeiçoar e consolidar o progresso na pesquisa precedente a este trabalho.

### 4.2.1 A interação BCI

O Myo é um dispositivo que apresenta grande parte do seu poder através da transformação de uma interação com o usuário, utilizando-se de técnicas de processamento de sinais para criar uma interação através da interface cérebro-computador (BCI - Brain Computer Interface). Um dispositivo utilizado para medir o potencial elétrico gerado durante as contrações musculares, permite com que os usuários possam interagir com uma máquina através de uma interação mais natural e intuitiva. Através de um extenso conjunto de eletrodos ele é capaz de realizar uma captação mais apurada das contrações musculares, por se tratar de um bracelete, ou seja, ele está fazendo um registro seletivo, como apresentado no capítulo 3.

Figura 28 – O bracelete Myo



Imagem retirada do site: [learn.adafruit.com/myo](http://learn.adafruit.com/myo)

A partir da seletividade do bracelete, ele é capaz de registrar a atividade muscular de forma significativa a partir de um volume local de tecido em vez de uma conversa cruzada das fibras musculares vizinhas. Ou seja, por ele se tratar de um conjunto eletrodos ocupando todo o entorno do músculo por meio de um espaçamento efetivo na distância radial entre a fibra muscular e a superfície de detecção ele é capaz de realizar uma análise (volumétrica) de um conjunto de músculos inteiro, na hora de registrar um movimento.

No entanto, o bracelete é capaz apenas de realizar a coleta da condução volumétrica do músculo. De modo a realizar o processamento destes dados e transformá-los em uma análise deve ser necessário que as informações sejam transmitidas para outro aparelho, o qual, cuidará do registro do sinal (quantização). Deste modo, a transmissão é feita através da tecnologia de comunicação sem fio Bluetooth Low Energy (BLE), uma tecnologia de que permite que dispositivos se interliguem de maneira rápida e simples, proposto a fornecer um consumo e custos de energia consideravelmente reduzidos. A partir da comunicação criada com o bracelete, torna-se possível desenvolver uma interface gráfica de modo a realizar a análise do EMG:

Figura 29 – Aplicação desenvolvida para adquirir os dados do EMG

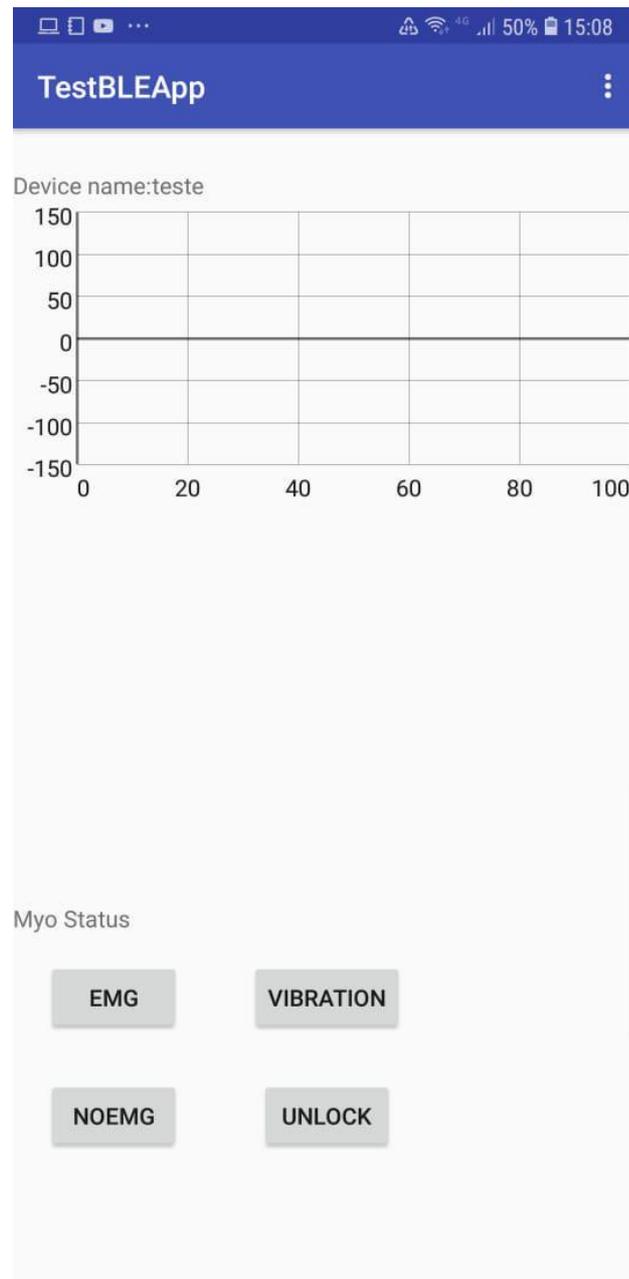


Imagem elaborada pelo autor

#### 4.2.2 Desenvolvimento

O primeiro passo para o desenvolvimento de uma interação com um dispositivo BLE é estabelecer uma comunicação com ele, mais especificamente, conectar-se aos serviços disponíveis pelo aparelho atuando como um cliente GATT (nome de atributo genérico).

Para conectar-se com o provedor de serviços GATT no dispositivo é necessário utilizar-se de um método atuador de forma a averiguar uma conexão estável entre aparelhos. Esse perfil trata-se de uma especificação geral para enviar e receber pequenos dados, conhecidos como “características”, no link estabelecido pelos aparelhos.



Figura 31 – Leitura do EMG

```

//SETBYTEREADER
ByteReader emg_br = new ByteReader();
emg_br.setByteData(emg_data);

final String callback_msg = String.format("emg %5d,%5d,%5d,%5d,%5d,%5d,%5d,%5d\n" +
    "    %5d,%5d,%5d,%5d,%5d,%5d,%5d,%5d",
    emg_br.getBytes(), emg_br.getBytes(), emg_br.getBytes(), emg_br.getBytes(),
    emg_br.getBytes(), emg_br.getBytes(), emg_br.getBytes(), emg_br.getBytes(),
    emg_br.getBytes(), emg_br.getBytes(), emg_br.getBytes(), emg_br.getBytes(),
    emg_br.getBytes(), emg_br.getBytes(), emg_br.getBytes(), emg_br.getBytes());

//COMEÇA A LEITURA DO EMG_0_ID
emg_br = new ByteReader();
emg_br.setByteData(emg_data);
for (int emgInputIndex = 0; emgInputIndex < 16; emgInputIndex++) {
    emgDatas[emgInputIndex] = emg_br.getBytes();
}

mHandler.post(new Runnable() {
    @Override
    public void run() {
        dataView.setText(callback_msg);

        for (int inputIndex = 0; inputIndex < 8; inputIndex++) {
            dataList1[inputIndex][0] = emgDatas[0 + inputIndex];
            dataList2[inputIndex][0] = emgDatas[7 + inputIndex];
        }
    }
}

```

Imagem elaborada pelo autor

A partir do algoritmo demonstrado na figura 31 é possível efetuar a leitura da característica do EMG disponibilizada pelo serviço do aparelho. Quando há a alteração nos padrões de concentração isométrica no músculo, dando início a atividade muscular, o aparelho começa a registrar a atividade e o cliente desenvolvido pela aplicação é acionado para fazer a leitura da atividade muscular. De forma a favorecer essa leitura, foi desenvolvido um descritor (call-back\_msg) para disponibilizar uma descrição legível, correspondente a literatura descrita no capítulo 3.

Figura 32 – Comunicação mapeada

```
//Define o BLE Callback
@Override
public void onLeScan(BluetoothDevice device, int rssi, byte[] scanRecord) {
    if(deviceName.equals(device.getName())){
        mBluetoothAdapter.stopLeScan( callback: this);

        //Tenta conectar GATT
        HashMap<String, View> views = new HashMap<>();
        //Seta GraphView
        // views.put("graph", graph);

        showDevice.setText(deviceName.toString());

        mSeries = new LineGraphSeries<>();
        graph.addSeries(mSeries);

        mMyoCallback = new MyoGattCallback(mHandler, emgDataText, views, mSeries);
        mBluetoothGatt = device.connectGatt( context: this, autoConnect: false, mMyoCalll
        mMyoCallback.setBluetoothGatt(mBluetoothGatt);
    }
}
```

Imagem elaborada pelo autor

Com a comunicação mapeada com o dispositivo periférico o método demonstrado na figura 32 define a leitura de informações coletada pelas características. Através da matriz de dados utilizada pelo descritor foi desenvolvida uma série para a leitura dos dados providos pelo aparelho. Essa série da origem ao gráfico demonstrado na figura 29, possibilitando uma análise do sinal coletada por meio do usuário utilizado no experimento.

As características são o ponto principal de interação com o periférico BLE essenciais para a comunicação de dados entre dispositivos. Mas além de serem empregues na leitura de informações, elas também podem ser utilizadas para enviar dados de volta ao periférico BLE já que também é possível gravar dados em uma característica. Através da implementação da interface (figura 32) utiliza-se de quatro inputs para enviar comandos de controle gravados em uma característica personalizada, um serviço tipo UART (Receptor-transmissor Assíncrono Universal) para controlar parametros de conteudo disponibilizados pelo periférico como também acionar funções do aparelho.

Figura 33 – Input de controle do aparelho

```
//Sets the EMG streaming mode for a Myo
public byte[] sendEmgOnly() {
    byte command_data = (byte) 0x01;
    byte payload_data = (byte) 3;
    byte emg_mode = (byte) 0x02;
    byte imu_mode = (byte) 0x00;
    byte class_mode = (byte) 0x00;
    send_bytes_data =
        new byte[]{command_data, payload_data, emg_mode, imu_mode, class_mode};

    return send_bytes_data;
}
```

Imagem elaborada pelo autor

O algoritmo demonstrado na figura 33 ilustra a manipulação de uma característica para enviar um comando de controle de conteúdo do EMG para acionar a função de coleta do aparelho a qual elimina ruídos provocados pelo amplificador do aparelho na coleta do sinal.

#### 4.2.3 Resultados da interação criada

Apesar dessa interação memorar sua predecessora, a interface desenvolvida para este trabalho atingiu um elevado nível de complexidade e desenvolvimento maior ao longo do tempo. Já que, a partir dos resultados obtidos no término da pesquisa precedente, tornou-se conclusivo que através do uso exclusivo da plataforma de desenvolvimento do Myo não seria possível atingir todo o potencial da interação BCI.

Dessa forma, com o objetivo de suprir certas limitações no uso deste aparelho, no desenvolvimento deste projeto foi produzido um “workaround” para trabalhar diretamente com os sinais obtidos pelo bracelete. O “workaround” desenvolvido é demonstrado no tópico anterior onde a partir de uma comunicação direta com o aparelho busca-se seus serviços específicos ao invés de utilizar-se de uma API (Interface de Programação de Aplicativos) disponibilizada pelos criadores do bracelete para o desenvolvimento de softwares utilizando o Myo. Essa técnica de desenvolvimento trata-se de uma comunicação de alto nível com o aparelho (aproximando-se mais ao da linguagem de máquina) de forma a extrair o essencial da análise eletromiográfica.

Como resultado, a investigação trabalhada no desenvolvimento desse aplicativo trata-se de uma análise mais apurada do processamento de sinal, contribuindo em uma melhor compreensão do processo de coleta e aquisição de sinais. Por meio da interface desenvolvida, ilustrada na figura 34, utiliza-se das técnicas de processamento de sinais descritas no capítulo 3 para tratar os sinais obtidos na comunicação direta com o aparelho, a qual dispõe dos dados brutos da coleta do sinal. Facilitando a comparação entre indícios do comportamento muscular para uma análise.

Figura 34 – Análise do EMG

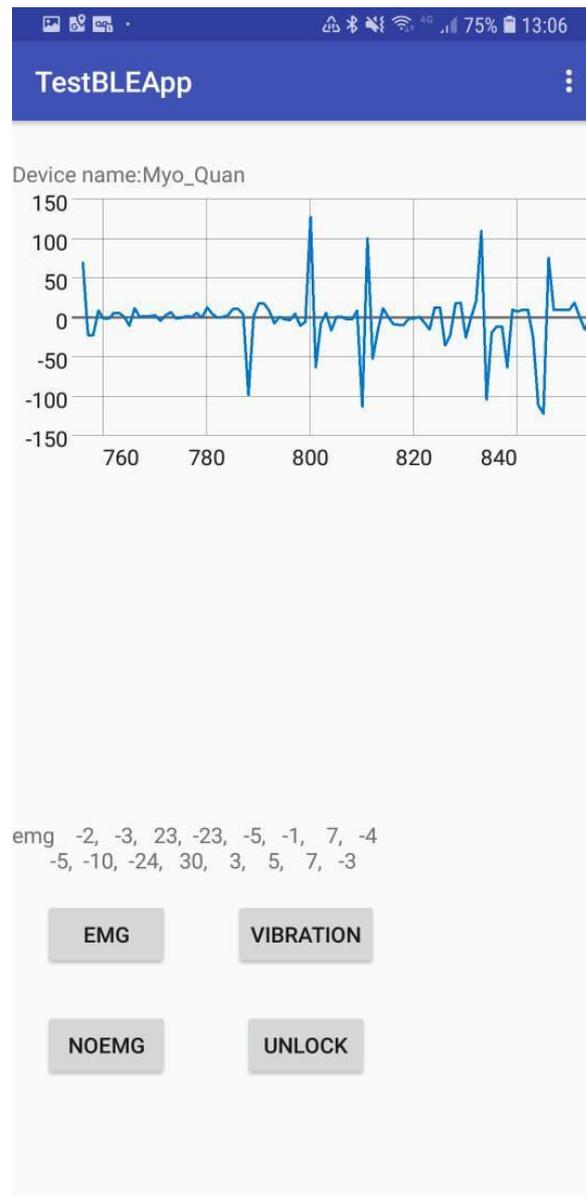


Imagem elaborada pelo autor

No entanto, houve uma carência no estudo do processamento de sinais. Visto que essa análise depende de inúmeras técnicas e formulações, seu aprendizado necessita de mais esforço e tempo para processar a complexidade dada análise do EMG. O que será melhor empregue por meio do uso de métodos de Deep Learning e Machine Learning, técnicas de outra grande área de estudo proveniente da área da Inteligência Artificial. O que prolongaria muito o estudo desta iniciação científica e sendo melhor elaborado em um possível futuro mestrado do autor. Assim, para suprir essa necessidade foi utilizada a própria biblioteca do aparelho para realizar a identificação dos dados obtidos na coleta eletromiográfica. Possibilidades futuras e desafios encontrados durante o desenvolvimento desse projeto são melhor destacados no capítulo de conclusão da obra.

## 5 Conclusão

Por meio do estudo realizado na construção de uma prova de conceito neste projeto, chega-se na conclusão do desenvolvimento dessa iniciação científica. Contemplando a elaboração e o apuramento do aprendizado obtido. Discutindo os resultados do desenvolvimento apresentado no capítulo anterior, retratando os problemas e desafios encontrados na pesquisa. Por fim, apresentando algumas considerações finais do projeto desenvolvido e possibilidades de estudos futuros na área.

### 5.1 Da prática à experiência denotada

No objetivo de finalizar com o desenvolvimento deste projeto de iniciação científica de forma satisfatória e de modo a discutir sobre o conhecimento obtido, a proposta trabalhada, a interação desenvolvida, as impressões sobre o assunto, por fim, abordar novas possibilidades de trabalho. As possibilidades ocasionadas pelo acabamento da obra marcando o fascinante estudo sobre a Interação BCI, estudos da neurociência e seu desenvolvimento.

Mediante essa área de estudo também sobrevém uma competência que incentiva um empenho multidisciplinar expandindo o âmbito de conhecimento tradicional da ciência da com-putação, por intermédio da medicina. Relacionados a capacidade de desenvolvimento envolvendo estes assuntos, faculta na preparação prática para a assimilação de uma prova de conceito a qual possa despertar a clareza e consenso de um entendimento explorando a comunicação de áreas tão distintas.

Assim, por meio do estudo sobre a eletromiografia, pode-se notar um avanço na compre-ensão de comportamento e tratamento de ruídos para trabalhar em análises dos sinais sinápticos obtidos no corpo humano. Investigando as técnicas utilizadas no processamento de sinais que provem a concepção do estudo das tecnologias atuais. Através do aprendizado obtido sobre o comportamento neuromuscular, na formação e coleta de um estímulo nervoso durante a ativação do músculo, este trabalho possibilitou a imaginação de um novo modelo de negócio em buscando suprir uma necessidade física tendendo manter ou melhorar a capacidade funcional de pessoas com deficiência gesticular e interagir com o meio ambiente por meio da área de estudo do BCI técnicas e interações mais fluentes.

Com o objetivo de alcançar uma interação de alto nível entre o usuário e uma prótese mecânica, mais intuitiva e amigável para uma uma interação mais produtiva buscando replicar o potencial de manipulação de computadores por meio de um “pensamento” (raciocínio lógico). O know-how para o desenvolvimento utilizando o dispositivo BCI empregado, promoveu mudanças para a composição de um trabalho confrontando a forma tradicional de implementação de um sistema. Oportunizando um surpreendente aprendizado no âmbito da neurociência, os quais despertaram possibilidades de pesquisa para a continuidade da formação acadêmica futura, sendo assunto do terceiro tópico deste capítulo.

Por outro lado, surgiram empecilhos no objetivo de alcançar uma interação de alto nível por meio do âmbito de conhecimento multidisciplinar da área, vistos na inevitabilidade na

busca e utilização de novas técnicas e soluções para o desenvolvimento da interação. Dado que, essa área inova a cada dia no meio acadêmico encaminhando novas competências excepcionais ações fundamentais ao progresso do estudo. Assim, o estudo contemplado neste trabalho possibilita uma oportunidade de evoluir essa competência e continuar avançando no âmbito de ensino multidisciplinar dentre muitas expectativas na vanguarda de estudo tecnológico e da medicina junto a evolução de novos estudos feitos pelo pesquisador na área.

## 5.2 Considerações finais

Durante o desenvolvimento do projeto de iniciação científica, foi averiguado certos infortúnios em relação à construção do braço e no desenvolvimento do aplicativo, conforme relatado nos subtópicos do capítulo 4. Provendo certa extenuação com a finalização da obra. Este tópico, discorre algumas atenuações para os eventuais rigores decorrentes da construção dessa prova de conceito.

A partir dos resultados obtidos em testes realizados durante a montagem e a partir de testes de funcionamento dos componentes utilizados no braço, verificaram-se algumas adversidades encontradas no protótipo desenvolvido. Devido à junção inerente das peças no ciclo de montagem, o protótipo tornou-se irreparável. Cada um dos mecanismos presentes nele estão conectados de forma que em uma iminente deterioração do braço irá inutilizar todo o instrumento criado. Claro que, por este ser apenas um PoC abre a possibilidade de futuras melhorias para o protótipo para a concepção de um modelo melhor, e de acordo com eventuais necessidades do mercado. Assim, conforme foi sendo identificando certos empecilhos na parte mecânica limitou a atuação do projeto, tornando a movimentação escassa, limitando a atuação entre os dispositivos desenvolvidos. Como na falha de no desenvolvimento de novos gestos para a automação mecânica. No entanto, por se tratar de uma prova de conceito, os resultados da automação trabalhada neste relatório foram satisfatórios.

Em relação ao desenvolvimento utilizando o dispositivo BCI no final do ano passado, infelizmente, o Myo teve suas vendas e suporte encerrados. O que prejudica bastante a sua utilização em novos projetos. Apesar de ser um produto voltado para um uso comercial na apresentação de diversos negócios como palestras, eventos e feiras deu um incrível suporte para desenvolvedores criarem funções no uso médico e para a automação. Mostrando que de fato as possibilidades de desenvolvimento desse produto contribuíram para inúmeros estudos na área do BCI. Portanto, aqui também há espaço para a contribuição na busca de novos dispositivos.

Dada a descontinuidade do bracelete, para estudos futuros, a etapa do estudo de coleta e tratamento do sinal biológico deveria ser re-construída utilizando outros aparelhos disponíveis no mercado. Felizmente, algumas plataformas de hardware livre como a do Arduino estão desenvolvendo novas soluções e possibilidades de prototipação para a área, sendo algo para atenção. A tecnologia move o mundo e inevitavelmente a busca por novos conhecimentos darão origem a possibilidades de estudo sem a necessidade de ficarmos atrelados a ela.

### 5.3 Trabalhos futuros

Este trabalho em específico teve duas características tanto quanto marcantes, muitas vezes como distintas aos olhos de um pesquisador. A mais óbvia sendo a da busca pelo conhecimento, o lado científico, tal qual a busca de uma necessidade, dando uma oportunidade mais comercial para a questão. Assim, esta pesquisa não serviu apenas para motivar a investigação na área do BCI, mas, na verdade, possibilitou a formação de uma aspiração empreendedora. Buscando suprir e fornecer questões e adversidades encontradas no dia-a-dia através de novas tecnologias.

A importância dada na busca por novas tecnologias e soluções, mostrou como o estudo proposto beneficiaria diretamente um grande número de pessoas na resolução deste projeto. Por mais que se trate apenas de um estudo na extensa área da medicina como também na tecnologia da informação. Esse anseio na aplicabilidade em atuações reais mantém-se firme e eventuais novas possibilidades de aprendizado e conhecimento na área quanto a busca por novas pesquisas. Através de novos investimentos no estudo apresentado, será possível aperfeiçoar o desenvolvimento deste PoC, e eventualmente, torna-lo em um produto pronto para o uso comercial visando sanar o problema discutido na apresentação deste projeto.

Em relação a possíveis continuações de pesquisa, o estudo realizado neste trabalho ainda possui grande potencial de evolução. Contudo, para uma continuidade no progresso da pesquisa no âmbito do BCI primordial um aprofundamento na áreas de inteligencia artificial almejando incorporar suas técnicas nas metodologias de tratamento e processamento de sinais. Assim, em um futuro próximo é pretende-se dar início a um projeto de pós-graduação visando sanar dificuldades encontradas até então como continuar a busca por novos estudos e pesquisas.gmai

### Referências

- BEAR, M. F.; CONNORS, B. W.; PARADISO, M. A. Neurociência, desvendando o sistema nervoso. Artmed, n. 2, 2002.
- BROWN, W. The physiological and technical basis of electromyography. Boston: Butterworths, 1984.
- COOPER, R. Electrodes. American Journal of EEG Technology, n. 3, p. 91 – 101, 1963.
- DUMITRU, D. Physiologic basis of potentials recorded in electromyography. Muscle & Nerve, n. 23, p. 1667 – 1685, 2000.
- GARCIA, V. Próteses no Brasil são para poucos. 2009. Disponível em: <https://www.deficienteciente.com.br/proteses-no-brasil-sao-para-poucos.html>. Acesso em: 28/10/2017.
- GEDDES, L.; BAKER., L. Principles of applied biomedical instrumentation. New York: Wiley, 1968a.
- GEDDES, L.; BAKER., L. Principles of biomedical instrumentation. New York: Wiley., 1968b.
- IBGE. Censo Demográfico 2010. IBGE, Rio de Janeiro, 2010.
- JOHNSON, S. et al. Miniature skin-mounted preamplifier for measurement of surface electrodes on amplitude area and duration of the compound muscle action potential. Medical and, n. 15, p. 710 – 711, 1977.
- KAMEN, G.; GABRIEL, D. A. Essentials of Electromyography. 2010.
- LINDSTROM, L.; MAGNUSSON, R. Interpretation of myoelectric power spectra: a model and its applications. Proceedings of the IEEE, n. 65, p. 653 – 662, 1977.
- LOEB, G.; GANS., C. Electromyography for experimentalists. Chicago: University of Chicago Press, 1986.
- OMS. Relatório Mundial sobre a Deficiência 2011. Banco Mundial, 2011.
- P.A., L. et al. Influences of electrode geometry on bipolar recordings of the surface electromyogram. Medical and Biological Engineering and Computing, n. 16, p. 651 – 660, 1978.
- REIS, I. D. Interface Cérebro Computador: Uma nova fronteira para a interação Homem-Máquina. 2017. 103 p. Tese (Sistemas de Informação) — ESPM.
- ROY, S. et al. Electro-mechanical stability of surface EMG sensors. Medical and Biological Engineering and Computing, n. 45, p. 447 – 457, 2007.
- SEWARD, B. R. Introduction to Volume Conduction. Department of Neurology, Beth Israel Deaconess Medical CenterHarvard Medical SchoolBoston, 2007.
- WINTER, D. Biomechanics and motor control of human movement. Hoboken, NJ: Wiley, v. 3, 2005.

Anexos

## ANEXO A – Eletroestática

### A.1 Carga elétrica

A unidade coulomb é um número específico de cargas elementares. Um coulomb de carga negativa equivale a  $6.25 \cdot 10^{-18}$  elétrons. Da mesma forma, um coulomb de carga positiva representa  $6.25 \cdot 10^{-18}$  prótons. Levando em consideração a magnitude das duas cargas e a distância radial entre elas, de forma a permitir a conversão entre unidades e conceitos elétricos e mecânicos. A força entre duas cargas ( $Q$ ) e a distância radial entre as duas cargas ( $r$ ) e a constante de proporcionalidade de modo que podem ser expressas na unidade mais familiar de newtons ( $k=9.0 \cdot 10^9 \text{ Nm}^2/\text{C}^2$ ):

$$F = kQq/r^2 \quad (\text{A.1})$$

### A.2 Campos elétricos

Quando uma carga elétrica é colocada em algum ponto no espaço, ela cria um estado de tensão elétrica em sua vizinhança geral, chamado campo elétrico ( $E$ ). Se outra carga muito menor é colocada no campo elétrico, a primeira carga ativa uma força eletrostática no segundo como resultado do campo. A magnitude do campo elétrico ( $E$ ) é então a força por unidade de carga naquele ponto em particular, e é altamente dependente da distância radial entre as duas cargas.

$$E = F/q \quad (\text{A.2})$$

### A.3 Energia potencial elétrica

A energia potencial de uma carga depende de sua localização dentro do campo elétrico. Deve sempre haver um ponto de referência em que a energia potencial é zero.

A diferença de energia potencial elétrica entre dois pontos é medida em volts ( $V$ ), sendo a unidade fundamental de medição de amplitude em EMG.

A quantidade de trabalho ( $W$ ), é feita na carga pelo campo elétrico quando é movido da posição  $A$  para  $B$  dentro do campo elétrico. A trigonometria deve ser usada para encontrar o componente vetorial de força que está na mesma direção do deslocamento.

$$W = Fd \cos(\theta) \quad (\text{A.3})$$

A magnitude da energia potencial elétrica na segunda posição ( $B$ ) é igual ao valor negativo do trabalho realizado pelo campo elétrico. A diferença de potencial normalizada é igual ao valor negativo de trabalho por encargo unitário necessário para assumir a carga entre esses dois pontos. A definição normalizada da diferença de potencial elétrico em termos de joules por coulomb dá origem a uma nova unidade, volt ( $V$ ).

#### A.4 Capacitância

Qualquer material condutor pode ser visto como um reservatório ou fonte de carga elétrica. Se um fio condutor estiver conectado ao reservatório, a carga elétrica fluirá dele. Um item que pode armazenar carga elétrica é chamado de capacitor. Os capacitores conectados em paralelo recebem uma carga direta da bateria, de modo que é igual à carga total armazenada pelos capacitores. A diferença de potencial entre os três capacitores quando eles estão totalmente carregados é igual à da bateria.

Uma bateria é um dispositivo eletroquímico que mantém uma diferença de potencial (V) entre dois terminais. O terminal negativo (catodo) é o coletor de baixo potencial, e o terminal positivo (ânodo) é a fonte de alto potencial. A diferença de potencial entre os dois terminais resulta em um campo elétrico dentro do fio condutor que causa o fluxo de elétrons quando o interruptor é fechado para completar o circuito. A diferença de potencial no terminal é a força eletromotriz da bateria. A unidade de medida ainda é volts.

Como a carga entre os capacitores conectados em série deve ser induzida, cada placa tem a mesma carga. Se a carga permanecer a mesma, mas a área sobre a qual ela é distribuída for aumentada, o potencial elétrico geral diminuirá.

Para um arranjo em série, cada capacitor representa uma área de superfície adicional sobre a qual distribuir a mesma carga. Consequentemente, há uma diminuição sucessiva no potencial elétrico associado a cada capacitor na série. A soma das diferenças de potencial entre os três capacitores é igual à diferença de potencial fornecida pela bateria. A relação de capacitância (

$$C = Q/V \tag{A.4}$$

) pode ser usada para substituir V.

#### A.5 Corrente elétrica

Corrente elétrica ( $i$ ) é o fluxo de cargas semelhantes através de uma área de superfície definida. Cargas negativas movendo para a esquerda são equivalentes a cargas positivas se movendo para a direita, na direção do campo elétrico ( $E$ ). Por convenção, a direção do fluxo da corrente elétrica é designada como a direção na qual as cargas positivas estão livres para se mover. A quantidade de carga ( $DQ$ ) que passa pela área ( $S$ ) em um determinado intervalo de tempo ( $Dt$ ) é a corrente média. No entanto, a taxa em que os fluxos de carga variam no tempo, portanto a corrente instantânea deve ser definida como o limite do diferencial.

$$i = DQ/Dt \tag{A.5}$$

## A.6 Resistência

A quantidade de carga que flui ( $i$ ) por área de unidade ( $S$ ) é referida como densidade de corrente ( $J$ ). A relação de corrente é baseada no número de carregadores que se deslocam através de uma seção do condutor. Se a corrente é dividida pela área da seção transversal do condutor, então a densidade de corrente é  $J = i / A$ , onde as unidades são amperes (A) por metro quadrado ( $m^2$ ).

Quando a diferença de potencial é constante como fornecida por uma bateria, a densidade de corrente é proporcional ao campo elétrico:  $J = \sigma E$ . O recíproco da condutividade é a resistividade ( $\rho$ ) do material ao fluxo de cargas.

A relação entre a diferença de potencial e a densidade de corrente revela os diferentes fatores que governam o fluxo de cargas:  $\Delta V = \rho i l / A$ , onde ( $\rho / \sigma$ ) é a resistividade do material para o fluxo de cargas (ie, corrente,  $i$ ) que também é regulado pelo comprimento ( $l$ ) e pela área da seção transversal ( $A$ ) dos fios. Todos os três fatores juntos descrevem a resistência ( $R$ ) do condutor:

$$R = (\rho l / A) \quad (A.6)$$

Substituir a resistência ( $R$ ) pela diferença de potencial dá a relação mais familiar associada à lei de Ohm:  $\Delta V = iR$ . Se a resistência for constante, então o condutor obedecerá a lei de Ohm, na qual o fluxo de cargas é diretamente proporcional à diferença de potencial aplicada ao condutor. A resistência de um condutor é dada por

$$R = \Delta V / i \quad (A.7)$$

. A unidade de resistência é volts por ampere: um volt por um ampere é definido como um ohm ( $\Omega$ ).

## A.7 Energia elétrica

Para manter um fluxo constante de corrente ( $i$ ), a taxa na qual a bateria trabalha nas cargas para aumentar sua energia potencial através dos terminais deve ser igual à taxa na qual as cargas executam o trabalho no resistor e perdem a energia potencial. A taxa de trabalho é chamada de energia, e a taxa na qual a energia elétrica é fornecida ao circuito pela fonte (bateria) também é chamada de energia. A unidade de energia é de watts (W).

Se vários resistores estiverem conectados em série, as cargas experimentam uma queda de potencial em cada resistor. A soma de cada queda potencial deve ser igual à tensão total que conduz as cargas através do resistor (conservação de energia).

Como a mesma quantidade de corrente também deve passar por cada resistor em sucessão, quando os resistores são conectados em paralelo, a mesma diferença de potencial é aplicada em cada resistor.

A diferença de potencial entre os resistores em paralelo é, portanto, igual à aplicada pela bateria. No entanto, a corrente da fonte se divide em diferentes ramificações. A divisão resulta em menos corrente entrando em cada resistor individual do que deixando a bateria. Como a cobrança deve ser conservada, a corrente que entra na ramificação deve ser a mesma daquela que sai da ramificação.

#### A.8 Resistores e capacitores em um circuito

Quando a chave é fechada em um circuito RC, a quantidade de carga  $q(t)$  e corrente  $i(t)$  nas placas do capacitor em função do tempo é baseada em atingir o equilíbrio estático entre a diferença de potencial através da bateria e do capacitor ( $e=Vc$ )

$$q_t = Ce(1 - e^{-t/RC}) \quad (\text{A.8})$$

Se um capacitor totalmente carregado for descarregado através de um resistor, o capacitor serve como uma fonte não renovável. A equação que descreve tanto a carga  $q(t)$  quanto a corrente  $i(t)$  nas placas do capacitor em função do tempo baseiam-se na ausência de uma bateria ( $e = 0$ ).

$$q_t = Qe^{-t/RC} \quad (\text{A.9})$$