



SISTEMA ADAPTATIVO DE RECONEXÃO NEURAL

Trabalho de Conclusão de Curso

Engenharia da Computação

Marcos Gabriel Queiroz Bezerra
Orientador: Prof. Dr. Sergio Campello
Co-Orientador: Prof. Dr. Fernando Buarque



**Universidade de Pernambuco
Escola Politécnica de Pernambuco
Graduação em Engenharia de Computação**

**MARCOS GABRIEL QUEIROZ
BEZERRA**

**SISTEMA ADAPTATIVO DE
RECONEXÃO NEURAL**

Monografia apresentada como requisito parcial para obtenção do diploma de Bacharel em Engenharia de Computação pela Escola Politécnica de Pernambuco – Universidade de Pernambuco.

Recife, Dezembro de 2016.

Declaro que revisei o Trabalho de Conclusão de Curso sob o título “SISTEMA ADAPTATIVO DE RECONEXÃO NEURAL”, e que estou de acordo com a entrega do mesmo.

Recife

____/____/____

Prof. Dr. Sérgio Campello Oliveira

Dedico este trabalho à minha família e minha namorada.

Agradecimentos

Agradeço, em primeiro lugar, à Deus por tudo que passei até chegar aqui. Agradeço a minha família por toda e qualquer contribuição nesta jornada. Ao meu pai por brigar comigo todos dias para o término do curso e a minha mãe por todo apoio.

Agradeço a minha namorada Michele por ter suportado tudo ao meu lado e ter acreditado até o fim, por estar sempre comigo e não me deixar desistir nos meus momentos difíceis. Agradeço à sua mãe pelas críticas e apêlo para o termino.

Aos meus amigos do curso, aos amigos de dominó, aos amigos da vida, à todos por também terem contribuído de qualquer forma, cada um do jeito nessa jornada.

Em especial agradeço a estes, à meu amigo Leonidas por ter trazido esta ideia, ter dado todo suporte, apoio e críticas que precisei e todo conhecimento de pudemos trocar. Também, à minha “pupila” Bárbara pelos auxílios no projeto e apoio. E, Rafaela, pelo apoio, suporte e contribuição com conhecimentos. Agradeço a todos estes pelos momentos corridos, desesperos, atenção e apoio.

Por fim, gostaria de agradecer BASTANTE à meu orientador e co-orientador, Sergio Campello por toda essa jornada que contribuiu bastante para meu crescimento pessoal e acadêmico, à paciência extrema e a tudo relacionado entre professor e aluno. Não menos importante, à meu co-orientador Fernando Buarque por toda contribuição já citada. Agradeço bastante a estes professores, hoje amigos, toda crítica e elogios feitos.

Resumo

Atualmente, a comunidade científica vem buscando novos meios na tentativa de solucionar o problema de lesão medular. No atual estado da arte, diversas pesquisas vem sendo desenvolvidas, cujo objetivo é a recuperação de pacientes com injúria medular incapacitante, e, no entanto o progresso no tratamento deste tipo de problema é lento, devido a grande complexidade da medula espinhal. Desta forma, este trabalho propõe-se a desenvolver um protótipo de *hardware* capaz de auxiliar na reconecção dos tratos motores da medula que sofreram lesão modular. O dispositivo proposto é composto por: um bloco de interface, matriz de relés de estado sólido, uma memória auxiliar e um microcontrolador. Os relés de estado sólido são capazes de fornecer roteamento para auxiliar na reconexão dos tratos medulares. O microcontrolador tem o objetivo de gravar dados na memória e também na comunicação com um computador pessoal (*Personal Computer*, PC). Este trabalho também propõe o uso de captação de contração muscular que serão interpretados como biofeedback ao sistema para realizar a reconfiguração da matriz de relés de estado sólido, caso necessario. Algoritmos inteligentes serão usados como ferramenta para processar novas rotas de conexão dos relés. Desta forma, como resultados, espera-se a possibilidade de captação e estimulação de fibras nervosas medulares de forma funcional, elevando assim o estado da arte.

Palavras-chave: Lesão Medular, microagulhas, matriz de conexão, inteligência artificial.

Abstract

Nowdays, the scientific community has been seeking new means to solve the problem of spinal cord injury. In the current state of the art, several researches have been developed, whose objective is the recovery of patients with incapacitating spinal cord injury. However progress in treatment of this kind is slow, because of the great complexity of the spinal cord. In this way, this work proposes to develop a prototype of hardware capable of assisting in the reconnection of the motor tracts of the bone marrow that suffered modular injury. The proposed device consists of: an interface block, solid state relays matrix, an auxiliary memory and a microcontroller. Solid state relays are capable of providing auxiliary routing for reconnection of medullary tracts. The microcontroller aims to record data in memory and also in communication with a personal computer (PC). This work also proposes the use of muscular contraction capture that will be interpreted as biofeedback for the system to perform the reconfiguration of the solid state relay matrix, if necessary. Intelligent algorithms will be used as a tool to process new connection paths of the relays. As a result, the possibility of capturing and stimulating medullary nerve fibers in a functional way is expected, thus raising the state of the art.

Keywords: Spinal Cord Injury, microneedles, reconnection, solid state relays, SSR.

Sumário

Capítulo 1 Introdução	1
Capítulo 2 Medula Espinhal	2
2.1 Neurônio	3
2.1.1 Dendritos	5
2.1.2 Axônio	5
2.2 Lesão Medular	6
2.2.1 Tratamentos (Resoluções do problema)	6
Capítulo 3 Desenvolvimento	8
3.1 Introdução	8
3.2 Bloco de interface	9
3.3 Dispositivo de roteamento	11
3.4 Memória de armazenamento	14
3.5 Dispositivo de gravação	15
3.6 Comunicação com software	18
Capítulo 4 Testes e Simulação	19
Capítulo 5 Conclusão e Trabalhos Futuros	25
5.1 Trabalhos futuros	25
Bibliografia	26

Índice de Figuras

Figura 1.	Medula espinhal e seus tratos.....	2
Figura 2.	Neurônio motor.....	4
Figura 3.	Membrana axônica mostrando canal de sódio e canal de potássio e a bomba de sódio e potássio (com setas).....	5
Figura 4.	Segmento axônico mostrando os canais de sódio e potássio, sensíveis à tensão.....	5
Figura 5.	Diagrama de blocos do projeto.....	9
Figura 6.	Imagem meramente ilustrativa do bloco de interface.	11
Figura 7.	Ilustração do funcionamento do relé de estado sólido.....	13
Figura 8.	Ilustração do comportamento da memória EEPROM com o relé.	15
Figura 9.	PIC acessando a memória para ler o conteúdo.....	17
Figura 10.	PIC acessando a memória para escrever o conteúdo.....	17
Figura 11.	Simulação do dispositivo no <i>proteus</i>	21
Figura 12.	Sinal digital analido pelo osciloscópio no <i>proteus</i>	22
Figura 13.	Circuito de configuração da ativação das rotas na matriz.	23
Figura 14.	Matriz de conexões e terminais representando Array de microagulhas.	

Tabela de Símbolos e Siglas

EEPROM - *Electrically-Erasable Programmable Read-Only Memory*

EMG – Eletromiografia

LM – Lesão Medular

LED – *Light Emitting Diode*

MV - *miliVolts*

MW - *miliWatts*

NSCID – *National Spinal Cord Injury Database*

NSCISC - *National Spinal Cord Injury Statistical Center*

PC – *Personal Computer*

PIC – *Programmable Interface Controller*

TRM – Trauma Raquimedular

SSR – *Solid State Relay*

USB – *Universal Serial Bus*

Capítulo 1

Introdução

Segundo a definição do comitê internacional de padronização para classificação de injúrias medulares do Banco de Dados Nacional de Lesão Medular (NSCID), lesão medular (LM) é toda injúria acometida às estruturas contidas no canal medular (medula, cone medular e cauda equina), resultando em perda temporária ou permanente das funções motora, sensorial e/ou autônomas. O grau de deficiência resultante da LM é muito variável, dependendo da gravidade da lesão, do segmento medular acometido.

Dados estatísticos mostram que lesões medulares atingem aproximadamente 40 pessoas dentre um milhão de habitantes em todo mundo. Nos EUA essa taxa é de 12 mil novos casos por ano, de acordo com National Spinal Cord Injury Statistical Center (NSCISC). A incidência de traumatismo raquimedular (TRM) no Brasil é 10 mil novos casos por ano, segundo o órgão responsável (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2013).

De acordo com a Associação de Assistência à Criança Deficiente (AACD), cerca de 85% dos casos de lesão medular tem origem traumática, como acidentes automobilísticos, mergulhos inadequados e violência urbana. Os demais 15% tem origem biológica, como tumores e infecções (GREVE et al. 2006). A lesão traumática da medula espinhal, na maior parte dos casos, leva a deficiências de caráter irreversível. Tendo em vista a gravidade desses problemas, a comunidade científica tem se esforçado para encontrar meios aos quais possam contornar ou amenizar os danos causados por essa perda de função (MEYER et al., 2003; VICKY et al., 2007).

A LM é uma lesão de difícil tratamento, devido a dificuldade de crescimento do neurônios e a sua orientação correta na medula após o trauma. No entanto, dados da literatura demonstram que neurônios expostos a certas condições e substâncias podem apresentar capacidade de regeneração (BARROS et al., 2000). Outra abordagem que visa o tratamento desta condição é através da terapia celular, a qual utiliza células tronco cuja finalidade é a reconstituição neural da medula (ARAÚJO., 2013).

Na literatura também se encontram trabalhos que utilizam estímulos medulares. Tais pesquisas demonstram que existe uma relação entre estimulação neural e restauração funcional de vias nervosas, além de descreverem aspectos importantes (frequência de estimulação, tensão elétrica, corrente elétrica, materiais biocompatíveis) para a estimulação adequada de vias neurais (GAD et al., 2013).

No entanto, não foram encontrados correlatos na literatura de trabalhos que utilizem estímulos medulares exógenos associados à ferramentas de inteligência artificial. Desta forma e com base nas informações encontradas na literatura, este trabalho se propõe a desenvolver um descritivo das informações de um protótipo de hardware que terá como objetivo a reconexão medular. Este protótipo propõe-se a fazer reconexão dos tratos medulares que foram seccionadas devido à algum tipo lesão, em conjunto com uma matriz de conexões e também com uma memória que armazene informações da melhor distribuição dessa matriz. Terá ainda um sistema de recálculo das rotas utilizando via inteligência artificial.

Capítulo 2

Medula Espinhal

A medula espinhal é um órgão de formato cilíndrico onde ocorre a transmissão do impulso nervoso, seja ele gerado no cérebro e enviado para a periferia do corpo, ou captado por sensores no corpo e enviando as informação ao encéfalo. Apresenta uma massa de substância cinzenta no centro, sendo está formada basicamente por corpos de neurônios, e nas laterais apresenta coloração esbranquiçada, devido ao grande número de axônios. Na substância cinzenta, observa-se dois pares de projeções, sendo estes denominados cornos anteriores, composto por neurônios motores, e cornos posteriores, contendo células nervosas responsáveis pela informação sensorial. Assim, todas as fibras que deixam a medula, são fibras motoras, e todas que chegam a medula são fibras sensoriais (GREVE et al., 2001). Não obstante, pode-se resumir que a principal função da medula é promover a comunicação entre encéfalo e corpo e vice-versa (ADAMS et al., 1985).



Figura 1. Medula espinhal e seus tratos. Fonte:

<https://questoesdefisiocomentadas.files.wordpress.com/2014/12/2.jpg>

2.1 Neurônio

Neurônios são células altamente excitáveis que se comunicam entre si ou com células efetadoras (células musculares e secretoras), utilizando uma transmissão eletroquímica que causa modificações do potencial de membrana. A membrana celular separa dois ambientes que apresentam composições iônicas distintas, em que no meio intracelular (citoplasma) ocorre a predominância de íons de potássio (K^+), e no meio extracelular ocorre a predominância de íons sódio (Na^+). As cargas elétricas dentro e fora da célula são responsáveis pelo estabelecimento de um potencial elétrico de membrana. Na maioria dos neurônios, o potencial de membrana em repouso está em torno de -60 a -70mV (*milivolts*) de forma que o movimento destes íons através da membrana permite alterações deste potencial. A movimentação iônica ocorre através de canais iônicos e a favor do gradiente de concentração. Os canais iônicos são formados por proteínas e caracterizam-se pela seletividade e, alguns deles, pela capacidade de fechar e abrir dependendo da necessidade. A maioria dos neurônios possui três regiões responsáveis por funções especializadas: corpo celular, dendritos e axônio, conforme esquematizado na Figura 2

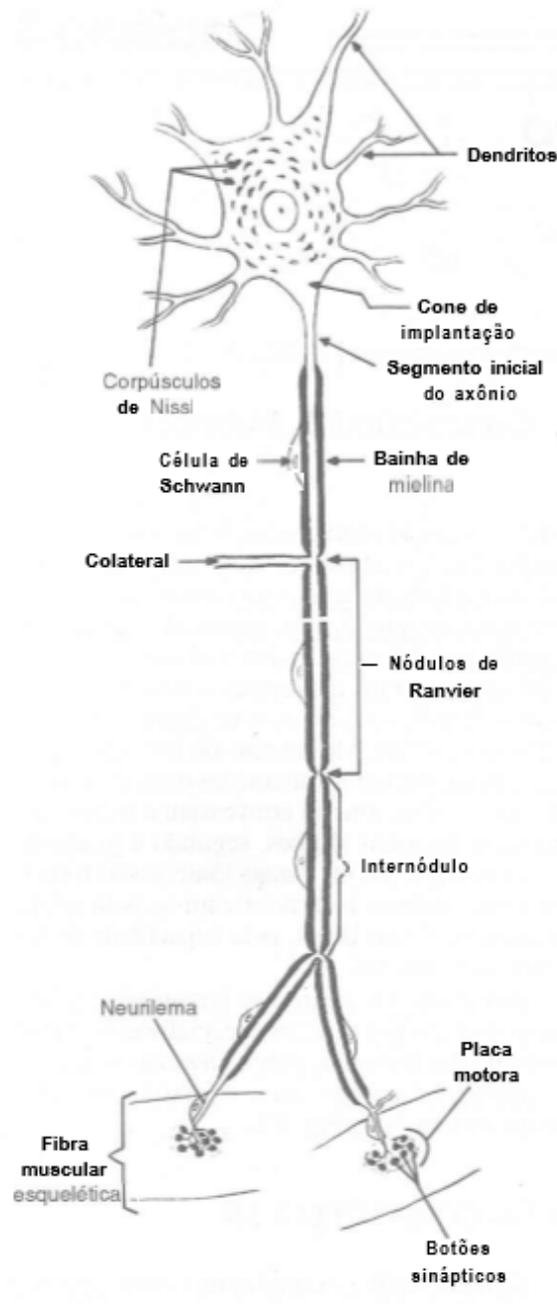


Figura 2. Neurônio motor. Fonte: (MACHADO, 2ed. 1994)

2.1.1 Dendritos

São prolongamentos responsáveis principalmente pelo recebimento de informações advindas de outras células nervosas, e transmitir essas informações ao corpo celular. Este, por sua vez, é o local onde encontra-se o material genético do neurônio responsável pela produção de neurotransmissores (substâncias utilizadas na transmissão sináptica).

2.1.2 Axônio

Os axônios carregam sinais do corpo celular até o destino final, podendo ser um músculo (tratos descendentes) ou cérebro (tratos ascendentes), por exemplo. Os axônios se ramificam no final fazendo conexões com muitas outras células nervosas ou não simultaneamente (Fontes, 2009).

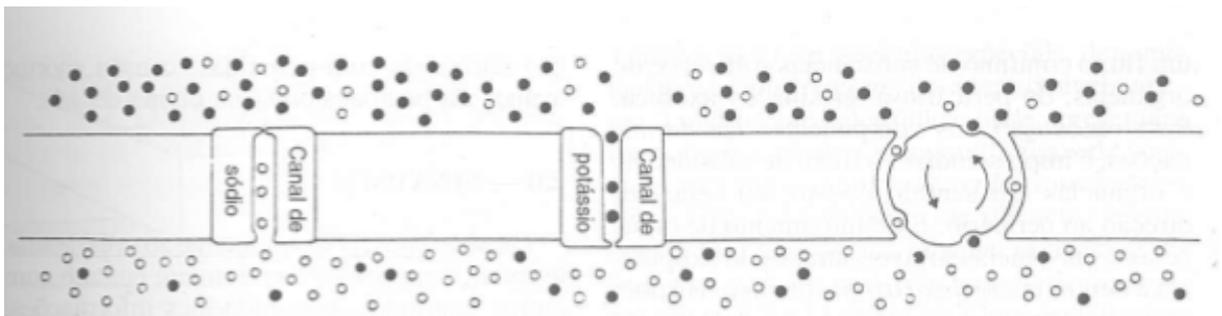


Figura 3. Membrana axônica mostrando canal de sódio e canal de potássio e a bomba de sódio e potássio (com setas). Fonte: (MACHADO, 2ed. 1994)

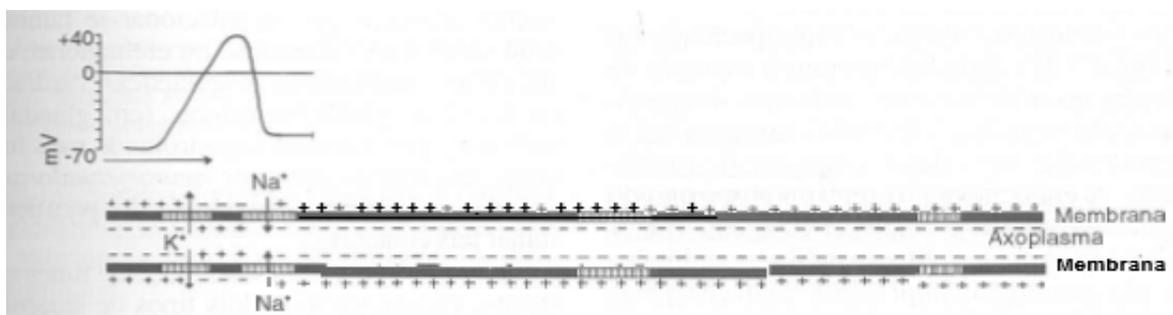


Figura 4. Segmento axônico mostrando os canais de sódio e potássio, sensíveis à tensão. Fonte: (MACHADO, 2ed. 1994)

2.2 Lesão Medular

A lesão medular é uma das formas mais graves entre as síndromes incapacitantes, constituindo-se em um verdadeiro desafio à reabilitação. Tal dificuldade decorre da importância da medula espinhal, que não é apenas uma via de comunicação entre as diversas partes do corpo e o cérebro, como também um centro regulador que controla importantes funções. (LIANZA In: LIANZA, 2001). O (TRM) é um insulto traumático da medula que pode resultar em alterações das funções motoras, sensoriais e autonômicas. (STAAS In: DeLIZA e GANS, 2002).

2.2.1 Tratamentos (Resoluções do problema)

Segundo Meyer e colaboradores (2003), observaram que neurônios expostos a certas condições e substâncias podem apresentar certa regeneração, corroborando os achados de BARROS et al., (2000). A terapia celular, que utiliza células tronco cuja finalidade é a reconstituição neural deste órgão (ARAÚJO., 2013). Células tronco são células capazes de autorrenovação e diferenciação em qualquer outro tipo celular, desde que seja corretamente influenciada pelo meio em que está localizada.

Existem evidências na literatura de que o uso de determinados fármacos, como por exemplo, a metilprednisolona, possa ser de grande valia no contexto da lesão medular (BARROS et al., 2000) No entanto, isoladamente não apresenta a capacidade de exercer a função de cura total da lesão (FITZMAURICE et al., 2011). Segundo Olby e Jeffrey (2007) existe uma grande dúvida de qual o tratamento mais adequado para esses pacientes, pois embora as células tronco possam se diferenciar em qualquer outro tipo de célula, elas não apresentam uma orientação correta em seu crescimento, implicando que, ao ser colocada no microambiente da medula, as células troncos não são capazes de encontrar os caminhos corretos para religação neural, tornando difícil um tratamento adequado.

No uso de estimulação elétrica exógena, Gad e colaboradores (2013) reforçaram e descreveram aspectos importantes (frequência de estimulação, tensão elétrica, corrente elétrica, materiais biocompatíveis) para a estimulação

adequada de vias neurais em ratos, cuja medulas foram lesionadas. Os autores concluem que é possível restaurar certos movimentos utilizando estimulação elétrica exógena. Contudo, foram encontrado poucos trabalhos na literatura que utilizem estímulos medulares exógenos, associados a conhecimentos de inteligência artificial.

Sendo assim, a pretensão deste trabalho é descrever um dispositivo de hardware que faça a leitura dos impulsos elétricos que provém do coto proximal da medula transseccionada, e por meio de relés de estado sólido, possam reconectar artificialmente as fibra medulares, construindo rotas para a reconexão medular.

Capítulo 3

Desenvolvimento

Neste capítulo será descrito todo o hardware e seu funcionamento, o procedimento de troca do meio bioquímico ao processo de roteamento do impulso, responsável por fazer a reconexão medular. A secção da parte superior da medula foi tomada como ascendente e a secção da parte inferior da medula foi tomada como descendente.

3.1 Introdução

A Figura 5 ilustra o diagrama de blocos de todo o projeto e suas seções. No decorrer do capítulo serão apresentadas cada uma dessas divisões do projeto. Será descrito todo o hardware utilizado para a solução do problema LM (lesão medular), assim como todo o processo relevante ao seu funcionamento. O hardware que será descrito está representado pelos blocos de interface, a matriz de conexões e a memória EEPROM. O processo de testes está representado pelo microcontrolador, eletromiografia e o PC (Computador pessoal). O objetivo do hardware é ser implantado na medula, após todos processos de testes e recalculamento da rota por meio dos biofeedbacks em conjunto com o uso de algoritmos inteligentes.

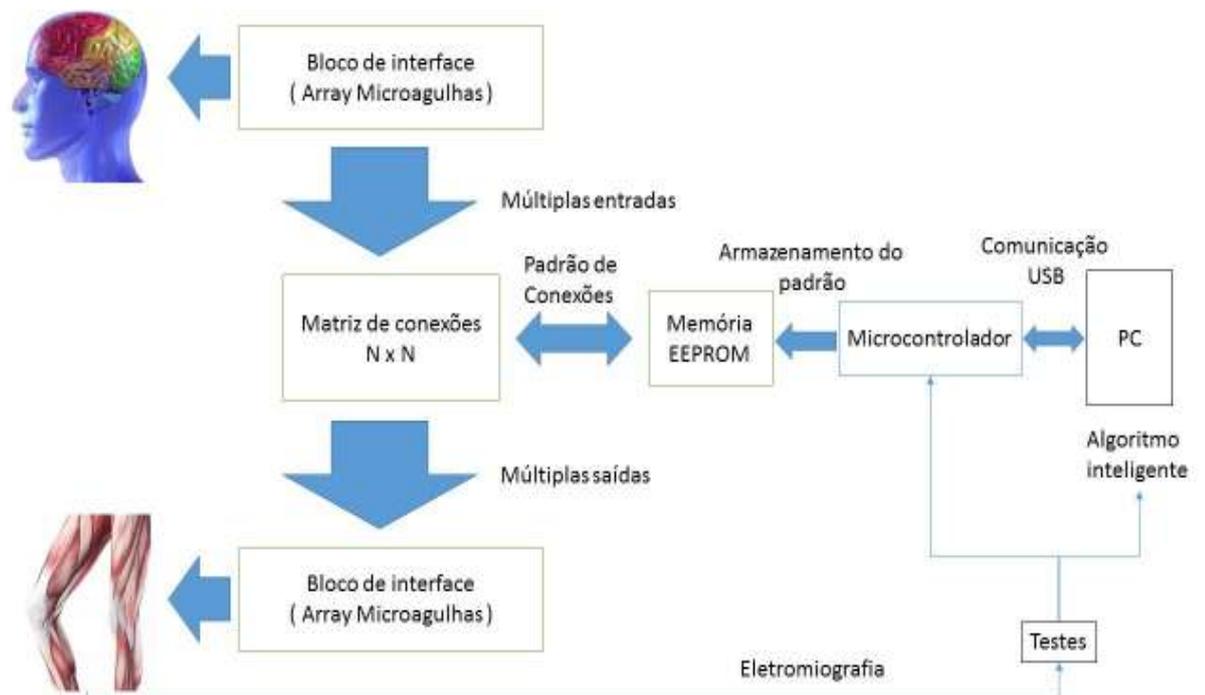


Figura 5. Diagrama de blocos do projeto.

3.2 Bloco de interface

O bloco de interface será o objeto que vai estar em contato com as partes ou secções da medula (secção superior e a inferior), de tal maneira que abranja uma maior área de contato para uma melhor resposta ao sistema. Tal bloco constituirá de um conjunto de microagulhas, que esteja disposto no mesmo formato da medula vista sob a perspectiva de um corte longitudinal. Haverá ainda uma interface de comunicação com o dispositivo de roteamento; linhas condutivas diretamente ligadas às microagulhas, envoltas por uma camada de elementos biocompatíveis.

O array de microagulhas deverá ser adaptado mediante a necessidade do problema, tendo em vista que a medula possui tamanhos diferentes ao longo de todo órgão, dificultando que haja um padrão que possa ser considerado configuração ideal de projeto. No entanto, é certo que os conjuntos de microagulhas deverão ser iguais tanto na parte superior como na parte inferior da medula lesionada.

Esta interface será responsável pela captação e conversão do estímulo nervoso do meio biológico para o meio elétrico e para o meio biológico novamente (i.e. realizando a reconexão medular). As microagulhas deverão captar o potencial elétrico contido na membrana do axônio ou seja, o potencial evocado (ou potencial de ação), como mostra a figura 6, e assim, conduzi-lo ao dispositivo eletrônico. Sendo assim, deverão ter uma solução iônica em sua constituição ou seja, na área de contato com o axônio, para que aconteça a conversão entre os meios e assim, possibilitar o processo de roteamento.

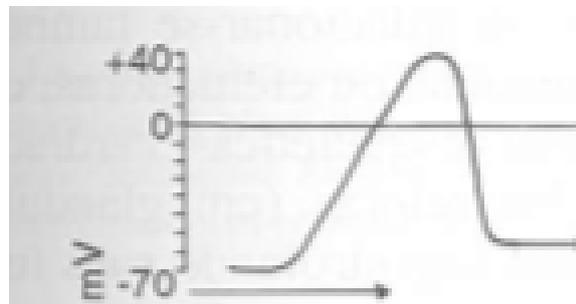


Figura 6. Potencial de ação.

Os arrays deverão ser introduzidos e conectados em ambas partes da secção medular, de maneira que todas agulhas estejam em contato com a medula. Os íons da solução presente nas microagulhas deverão estar em contato com os íons presente na membrana dos axônios, fazendo com que fechem o circuito elétrico e conduzam a corrente, formando o impulso elétrico e introduzindo-o ao sistema. Após a captação, o impulso é repassado para o sistema por meio de linhas condutivas envoltas de uma camada biocompatível.

Algumas empresas especializadas em construção de arrays de microagulhas, dão à liberdade de escolha em sua compra. A escolha do material vai da necessidade do projeto e há também a liberdade para escolha da configuração elétrica e de seu formato, tanto ao tamanho quanto à formação no Array (Microprobes, 2008).

Sabe-se que o procedimento levará a perda de energia que deverá ser corrigida no decorrer do impulso, dentro do dispositivo. No capítulo mais à frente, o

processo será abordado. A figura 6 ilustra uma hipótese de configuração do dispositivo.



Figura 7. Imagem meramente ilustrativa do bloco de interface.

3.3 Dispositivo de roteamento

Em todo o processo do impulso, desde a captação e conversão do modo biológico para o meio eletrônico, haverá perdas de energia. Tais perdas se dão principalmente devido ao material e componentes utilizados e são mais críticas na fase de captação e envio do estímulo pelas microagulhas.

Nesta parte do dispositivo ocorrerá a passagem do impulso e o roteamento das partes seccionadas da medula. Durante todo o processo haverá as perdas energéticas e antes de voltar ao meio biológico, o impulso deverá passar por amplificadores para então efetuar a sua função, pois caso contrário talvez não tenha tensão suficiente para efetivar a transmissão da informação.

Amplificadores serão utilizados para suprir as perdas energéticas decorrentes do sistema, baseando-se na necessidade com a qual o impulso deva retornar ao corpo. Os ganhos dos amplificadores serão baseado nos valores que o impulso deve assumir, ou seja, a faixa de operação que o potencial de ação naturalmente possui.

Os amplificadores deverão modular apenas a amplitude do pulso, aumentando a tensão sem alterar as características temporais do sinal.

Os impulsos, após captados e amplificados, serão direcionados aos circuitos de roteamentos. Esses são os circuitos responsáveis por direcionar o impulso ao seu devido destino através das agulhas descendentes. São os componentes da matriz de conexões que serão comandadas pela configuração que estarão armazenadas nas memórias EEPROM do sistema de modo a auxiliar o roteamento. Mais à frente será falado sobre a memória e sobre o armazenamento.

Estes dispositivos serão responsáveis por reconectar as duas partes da medula da melhor forma possível. Os circuitos escolhidos são os relés de estado sólido, que por definição, são dispositivos semicondutores que têm a função de comutar circuitos de potências elevadas a partir de sinais de pequenas intensidades.

Os relés de estado sólido, em sua maioria, derivam dos conhecidos opto-acopladores, acopladores ópticos ou “opto-couplers” que consistem em um emissor de luz (normalmente, um LED infravermelho) e um foto-sensor que pode ser um fototransistor, foto-DIAC, fotodiodo, ou quaisquer outros dispositivos sensíveis e excitáveis à luz.

Possuem características elétricas importantes dadas tanto pela velocidade de comutação quanto pelo isolamento das cargas de comutação e os sinais de controle. Desta maneira, os desgastes dos componentes são menores e possivelmente não haverá problemas de interferências na comutação. Além destas vantagens, por ser um dispositivo que será implantado no indivíduo, estará em contato com a temperatura corporal, e o mesmo, nestas condições possuem melhor performance (Sharp Inc. PC849).

A potência de operação dissipada pelo circuito integrado (CI), à 25°C corresponde a 150 mW (*miliWats*) e, dado aumento na temperatura ambiente, esse valor diminui gradualmente (Sharp Inc. PC849). Dada a temperatura corporal em 36°C com variação de 0,3°C para mais ou para menos, o valor da potência dissipada deverá diminuir e assim, melhorar o funcionamento do sistema. Sabe-se, porém, que o sistema ainda precisará de amplificadores em seu auxílio devido à perda energética.

Os impulsos devem chegar ao seu destino sem qualquer ruído no seu sinal e por isso, este circuito foi escolhido. Os relés servirão como um conjunto de rotas, onde cada rota será definida por cada relé e, um pequeno sinal de controle irá decidir qual das rotas estarão ativas ou não, permitindo a transmissão do impulso. Isto é, o controle será feito apenas pela excitação de fototransistores presente nos relés e deverão ficar ativos até que seja preciso mudar, em casos de mudança na configuração.

O relé de estado sólido, ou o CI escolhido para teste foi o PC849, por ser um CI com 4 relés em sua composição, contribuindo para a organização do projeto em sua construção. A figura 7, exemplifica o funcionamento do relé de estado sólido. O “AG” na imagem refere-se as microagulhas do sistema, e a rota em azul significa que são as rotas vindo da agulha ascendente para a rota das microagulhas descendentes em laranja.

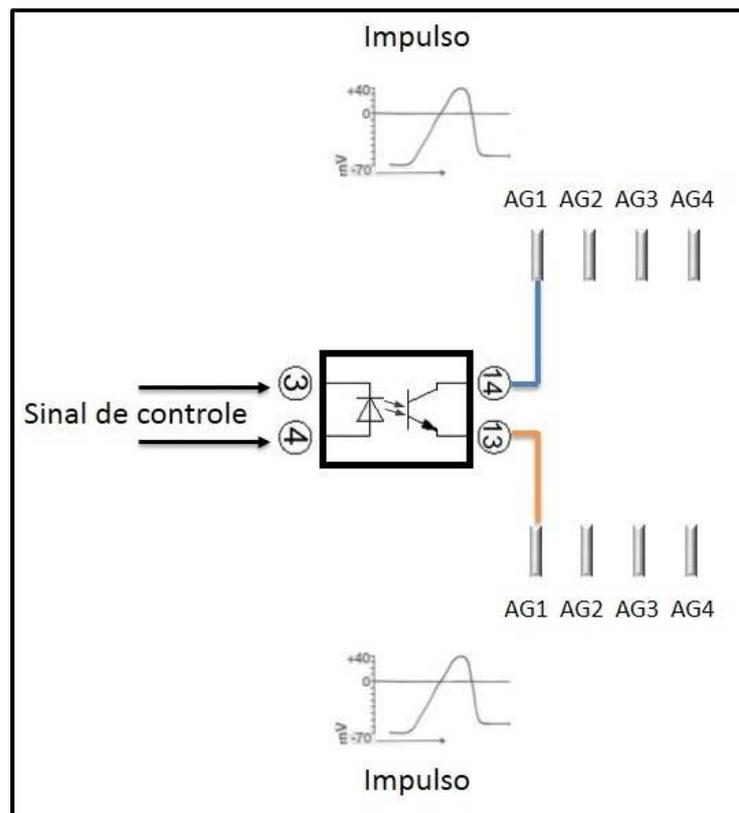


Figura 8. Ilustração do funcionamento do relé de estado sólido.

3.4 Memória de armazenamento

Em cada agulha ascendente do dispositivo haverá uma quantidade de relés igual ao número de agulhas descendentes. Por sua vez, cada relé terá uma chave de ativação que definirá o padrão de configuração do roteamento, padrão de conexão do sistema. Quando a chave estiver em “1”, o relé estará ativo e aquela rota estará configurada para passagem do pulso elétrico decorrente da agulha ascendente. Caso contrário, aquela rota não estará ativa. Sendo assim, cada agulha ascendente terá um conjunto de bits como representação de um padrão de configuração de reconexão.

A matriz de conexões necessitará de uma memória para armazenar todos padrões de cada agulha. Será configurado para que obtenha o resultado das conexões mais próximo do real. Na memória ficarão armazenados o conjunto de bits de cada agulha ascendente referente à rota configurada para que o impulso chegue à agulha descendente e posteriormente seja encaminhado de volta ao meio biológico.

O padrão de configuração do dispositivo será configurado a partir dos testes executados e avaliados até chegar ao ideal. Após a obtenção do resultado esperado, a configuração será armazenada pela última vez, sendo acessada posteriormente, apenas em casos de urgência, como falhas do dispositivo em geral.

Para tal, uma memória não-volátil deve ser utilizada, pois se por qualquer motivo haja uma perda da energia do sistema, a configuração precisará continuar armazenada até o religamento do mesmo. A memória escolhida para o projeto, foi a memória EEPROM (*Electrically-Erasable Programmable Read-OnlyMemory*), definindo-se como uma memória de leitura programável pelo usuário e que pode ser apagada e reprogramada através da aplicação de uma tensão mais elevada que a tensão normal de operação. Devido a isso, os seus dados ficam protegidos.

Além de suas características serem as necessárias para o sistema, memórias EEPROM externas são mais fáceis de encontrar no mercado, podendo ser utilizadas para testes. São encontradas, também, internamente, nos microcontroladores, sendo assim mais acessíveis e podem ser utilizadas para os testes do sistema. A

figura 9 exemplifica como funcionará o sistema da memória com o dispositivo. A chave de ativação definida pelas cores, a rota do impulso eferente em laranja, e a rota ativada está na cor vermelha.

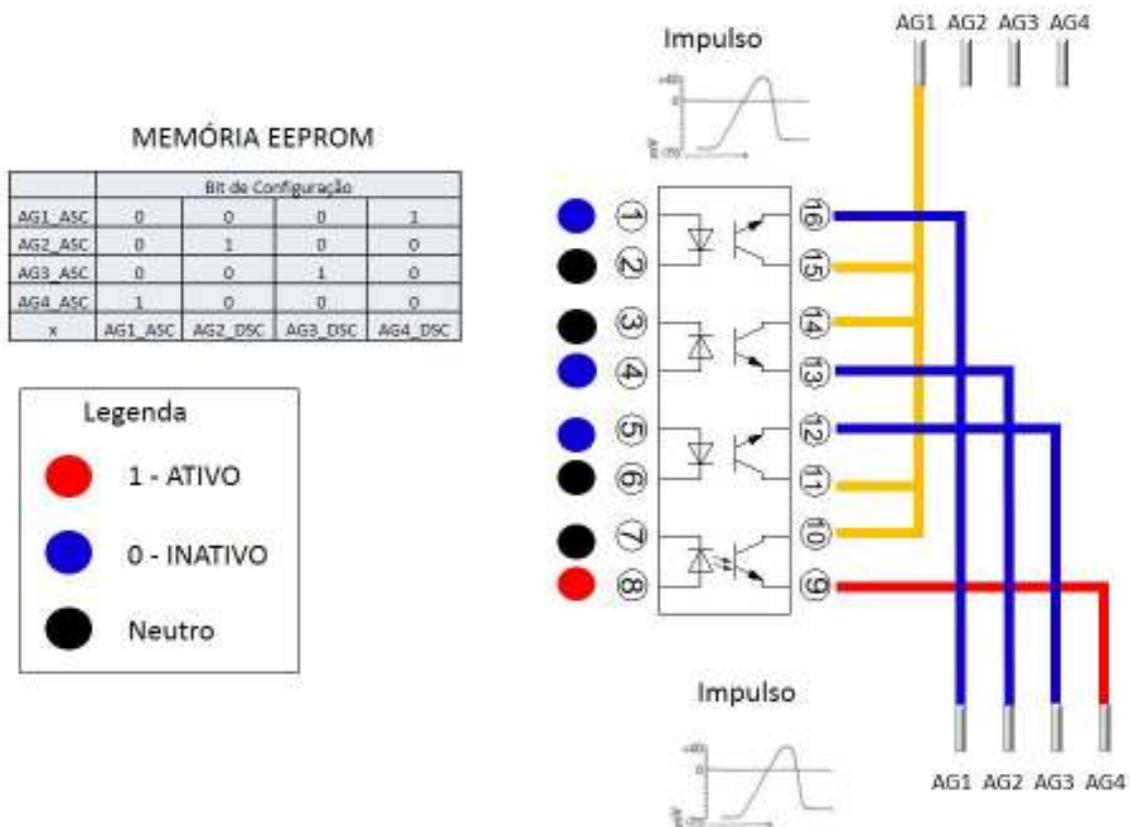


Figura 9. Ilustração do comportamento da memória EEPROM com o relé.

3.5 Dispositivo de gravação

O sistema deverá ser instalado na medula do paciente e só retirado em caso de urgência, ou seja, é um sistema invasivo. Por ser invasivo, sua manutenção será dificultada. Pensando neste problema, o dispositivo deverá ter um acesso por onde ocorrerá as trocas de informações necessárias para a manutenção do mesmo. Para tal, um microcontrolador será utilizado para gravar os bits de configuração que serão armazenados na memória EEPROM, sem a necessidade de reconfiguração em

tempo real. As informações serão armazenadas, a configuração será feita e o roteamento será estático sendo configurado apenas como chaves eletrônicas.

O dispositivo deverá ser gravado externamente antes de ser aplicado à medula, após instalado, o mesmo será avaliado e supervisionado mediante resultados, os padrões de conexão serão recalculados e armazenados novamente na memória. Esse processo será repetido enquanto houver a necessidade.

O microcontrolador para este será escolhido a partir de uma necessidade de uma memória EEPROM interna para facilitar nos testes e não haver a necessidade de uma memória externa por hora, tendo em vista que este dispositivo será construído para testes e validação para, posteriormente, ser construído no tamanho adequado ao paciente e à medula.

O microcontrolador estudado e escolhido para a gravação dos padrões de conexão foi o PIC 18F4550 (Microchip, 2004) que possui além de todas vantagens da família PIC 18 (alto desempenho computacional a um preço acessível), possui a memória EEPROM (MICROCHIP, 2004) interna que possa simular a memória necessária para o funcionamento do projeto. Ele será capaz de gravar os padrões de conexão e ativá-los para utilização e testes.

O PIC 18F4550 estará conectado ao computador pessoal (PC) por comunicação serial via USB. Assim, toda manutenção necessária para o funcionamento do dispositivo e todo acompanhamento no período de testes e análise dos resultados serão feito com o auxílio do PC.

Após a gravação do padrão de conexão na memória EEPROM, o dispositivo será implantado no usuário, e passará pela fase de testes para serem analisados e avaliados à fim de atingir o ideal da reconexão. O procedimento escolhido para análise dos resultados foi o *biofeedback* via eletromiografia (EMG), ou seja, uma ferramenta terapêutica que fornece informações com a finalidade de permitir aos indivíduos, desenvolver a capacidade auto-regulação, via captação da atividade elétrica gerada nos músculos (Clínica Márcio Tassino).

Nesse caso, o *biofeedback* da EMG será feita por uma luva especializada para captação da EMG na mãos do indivíduo. O estímulo do impulso que será gerado será feito verbalmente ao indivíduo, onde o mesmo deverá tentar executar o

movimento e assim poder ser feita a análise da EMG e os resultados serão reenviados ao mesmo microcontrolador de gravação, para serem analisados e estudado o comportamento com base no estímulo visual e na EMG.

Os *feedbacks* obtidos pelos sensores na captação do sinal eletromiográfico, caso sejam positivos, deverão ser testados por novos estímulos até alcançarem o valor ideal e confirmar o padrão de reconexão. Caso contrário, a partir das informações recebidas e enviadas ao PC, o mesmo deverá gerar um novo padrão de conexão, enviar para o microcontrolador armazenar o novo padrão na memória, com o auxílio de inteligência artificial e por fim, gerar novos testes.

As figuras 9 e 10 abaixo exemplificam como será o funcionamento do PIC acessando a memória. O acesso é feito lendo o endereço da memória, ou seja, o local onde o conteúdo ficará armazenado dentro da memória. O conteúdo é verificado e havendo à necessidade de troca dos valores, ou seja, quando forem processado os dados de configuração de cada microagulha e seus relés, o PIC armazenará o conteúdo no endereço especificado a partir da necessidade.

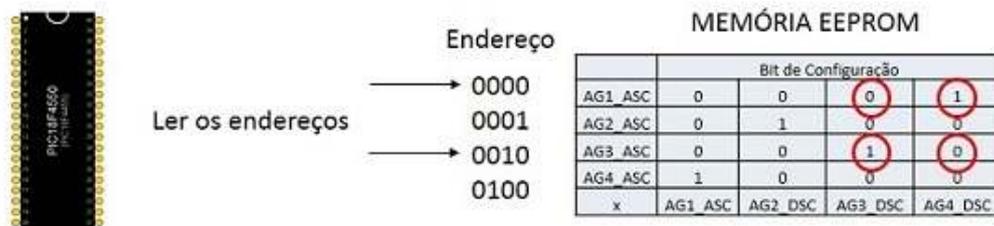


Figura 10. PIC acessando a memória para ler o conteúdo.

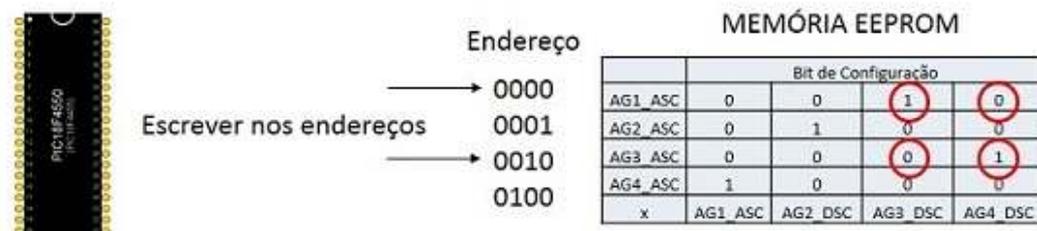


Figura 11. PIC acessando a memória para escrever o conteúdo.

3.6 Comunicação com software

Como visto anteriormente, cada agulha possuirá um conjunto de bits definindo o seu padrão. Logo, haverá um padrão combinatorial de configurações de cada agulha e para recalculas novas rotas e padrões, devem ser testados as soluções possíveis e ideais para o funcionamento correto do dispositivo e a reconexão da medula. No entanto, para fazer o cálculo de novas rotas manualmente, se tornaria inviável pelo tempo, pois quanto mais agulhas mais combinações deverão ser feitas.

Então, a solução para maximizar o processamento das novas rotas e diminuir o tempo para recalculas novos padrões de conexão foi utilizar o processamento do PC usando algoritmos de inteligência artificial que sejam baseados em otimização combinatorial. As informações recolhidas dos testes serão repassados para os algoritmos para que os mesmos, retornem um novo conjunto de bits de configuração do dispositivo.

Algoritmos estes que, quando combinados, otimizaram o tempo de resposta, que nesse caso, por se tratar de um processo um pouco mais lento e repetitivo tornará ainda mais importante para o funcionamento correto do dispositivo. Eles receberão um conjunto de bits organizados aleatoriamente, para serem computados e organizados de tal maneira a obter a melhor configuração ou a mais próxima do real.

Alguns dos exemplos de algoritmos que poderão ser utilizados para o projeto, são algoritmos genéticos, que são baseados em biologia evolutiva, ou seja, soluções são criadas aleatoriamente, mas que tendem a serem recombinados e mudadas para soluções melhores (Goldberg, et. al, 1989). Algoritmos culturais, tendem a adquirir sobre a solução do problema a partir de soluções em evolução e aplicados para orientar uma nova busca (Reynolds, et. al, 1994).

A escolha dos algoritmos irão variar a metodologia usada para alcançarem os resultados, porém o objetivo será o mesmo. Quando as agulhas ascendentes e descendentes forem instaladas no corpo, não se saberá qual a ordem que se encontrarão conectadas e por isso, a escolha do padrão deverá ser de maneira aleatória e que tenha tendência a uma solução combinatorial, dessa maneira com o

processamento do computador com o algoritmo a tendência de obtenção da resposta será eficiente.

Capítulo 4

Testes e Simulação

Neste capítulo será apresentado como foram realizados os testes e simulações, cujas respostas levaram à escolha dos dispositivos descritos. Não há, no entanto, um número maior de características técnicas específicas do dispositivo, pois são decorrentes de uma modelagem teórica. Resultados mais precisos e pertinentes serão obtidos a partir de testes com o modelo biológico real.

A simulação do sistema e os testes que serão apresentados neste trabalho foram realizadas com a utilização da ferramenta computacional *Proteus*, da empresa *Labcenter Electronics*. O *Proteus* possui as ferramentas úteis para a simulação do modelo biológico baseando-se nos estudos do estado da arte, e produzindo valores aproximados tanto quanto seu comportamento.

Este capítulo foi dividido em etapas, separando os procedimentos necessários para o funcionamento e teste do componente escolhido. Na primeira etapa, uma ferramenta do *Proteus* foi utilizada para gerar pulsos elétricos que respeitem a mesma faixa de frequência operacional e a tensão necessária para a ativação do potencial de ação. O mesmo em conjunto com uma configuração de um padrão de reconexão pré-estabelecido para testes. O resultado pôde ser visualizado por meio de *LEDs (Light Emitting Diode)*, que ao receberem o impulso e a tensão adequada acendem, permitindo assim, a confirmação da escolha para o projeto.

A figura abaixo exemplifica a primeira etapa explanada anteriormente. A ferramenta utilizada do *proteus* são os geradores de pulsos cuja representação estão definidas pela seção das agulhas ascendentes, simulando o impulso que vem do cérebro à seção superior ou ascendente da medula seccionada. Nesta seção, o impulso está sendo simulado como pulsos de clock que possuem uma frequência de

50 Hz (GAD et al., 2013). No entanto, a tensão utilizada para este teste foi de 5 volts, para que o led fosse acionado quando necessário ou seja, quando o impulso chegasse ao seu destino. O destino está representado pela seção das agulhas descendentes. A matriz de conexão, onde foram feito os testes para escolha do dispositivo, junto com seu bit de configuração para reconexão, está representado pelas chaves lógicas que estão em azul para o valor “0” ou inativo e vermelho para o valor “1” ou ativo. À esquerda, na legenda, os respectivos destinos de cada impulso proveniente da agulha ascendente.

É possível perceber que as agulhas 1 e 4 (lendo da esquerda para direita) são agulhas cujo impulso estão sendo simulados e, respeitando o padrão de reconexão, deveriam chegar as agulhas 3 e 2 respectivamente. A imagem mostra que os leds da representação das agulhas descendentes 2 e 3 estão ligados, concluindo assim que o impulso chegou ao seu destino. No entanto, sabe-se que o problema não limita ao modelo simulado com leds, de modo que só poderemos validar os testes após a construção do hardware.

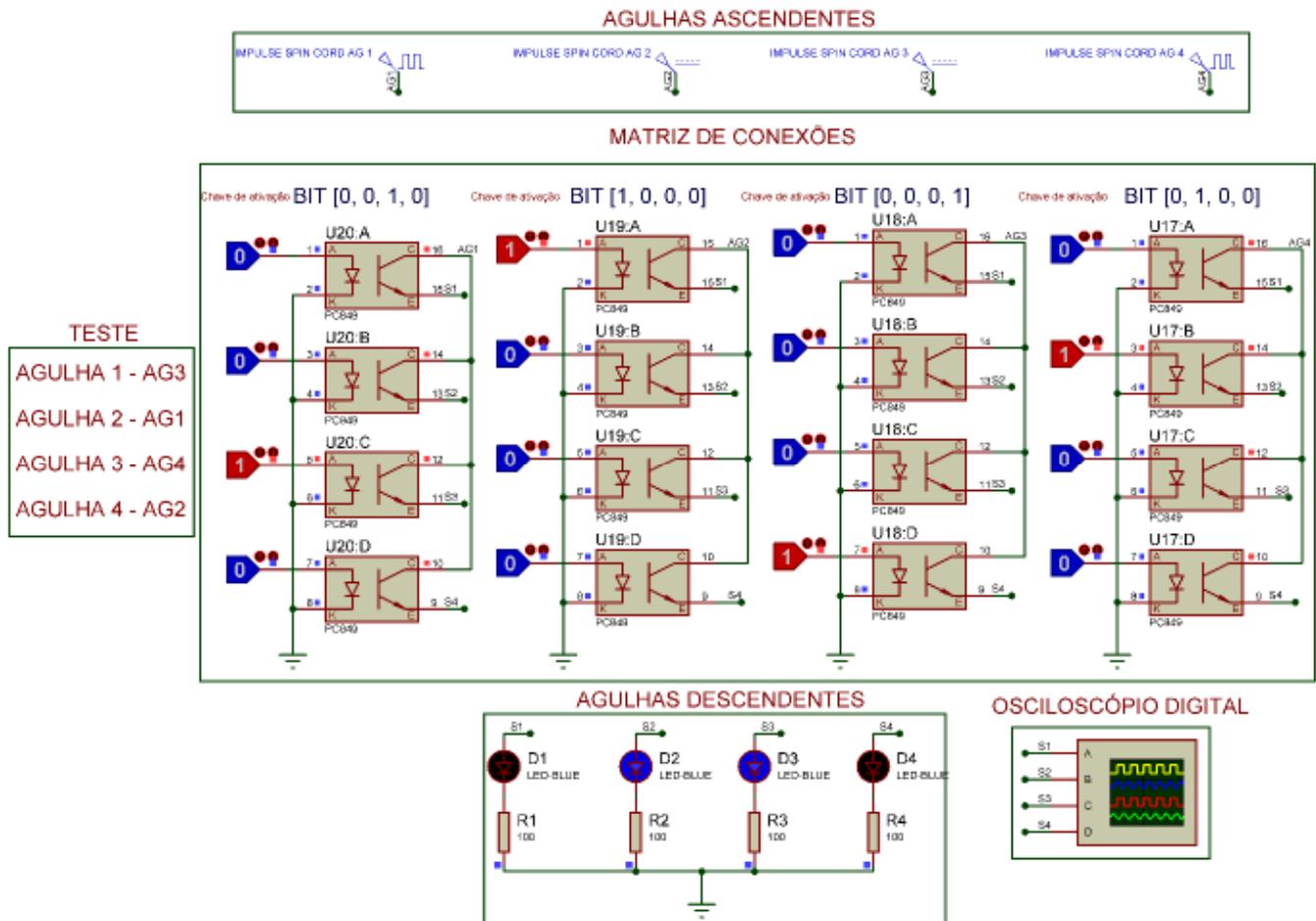


Figura 12. Simulação do dispositivo no *proteus*.

Apesar de ser uma frequência a qual poderia se tornar imperceptível sua visualização foi captada com êxito. Não obstante, há também uma análise feita pela osciloscópio digital, cujas entradas são as saídas das matrizes e estão em série com os leds ou a representação das agulhas descendentes. Na imagem a seguir, as cores ou os canais da representação, estão na ordem das agulhas descendentes, ou seja, o sinal de cor amarela refere-se à agulha descendentes “1”, lendo-se da esquerda para direita, o sinal de cor azul à agulha descendente “2”, o sinal de cor rosa à agulha descendente “3” e por fim, o sinal de cor verde sendo à agulha descendente “4”. E como visto na imagem anterior, apenas as saídas “2” e “3” estão ativas e correspondem a chegada do impulso emitido pelas agulhas ascendentes, enquanto que as outras duas permanecem no seu estado inativo ou sem impulso. Quanto a tensão, referem-se aos 5 volts já comentados, definindo a amplitude do pulso.

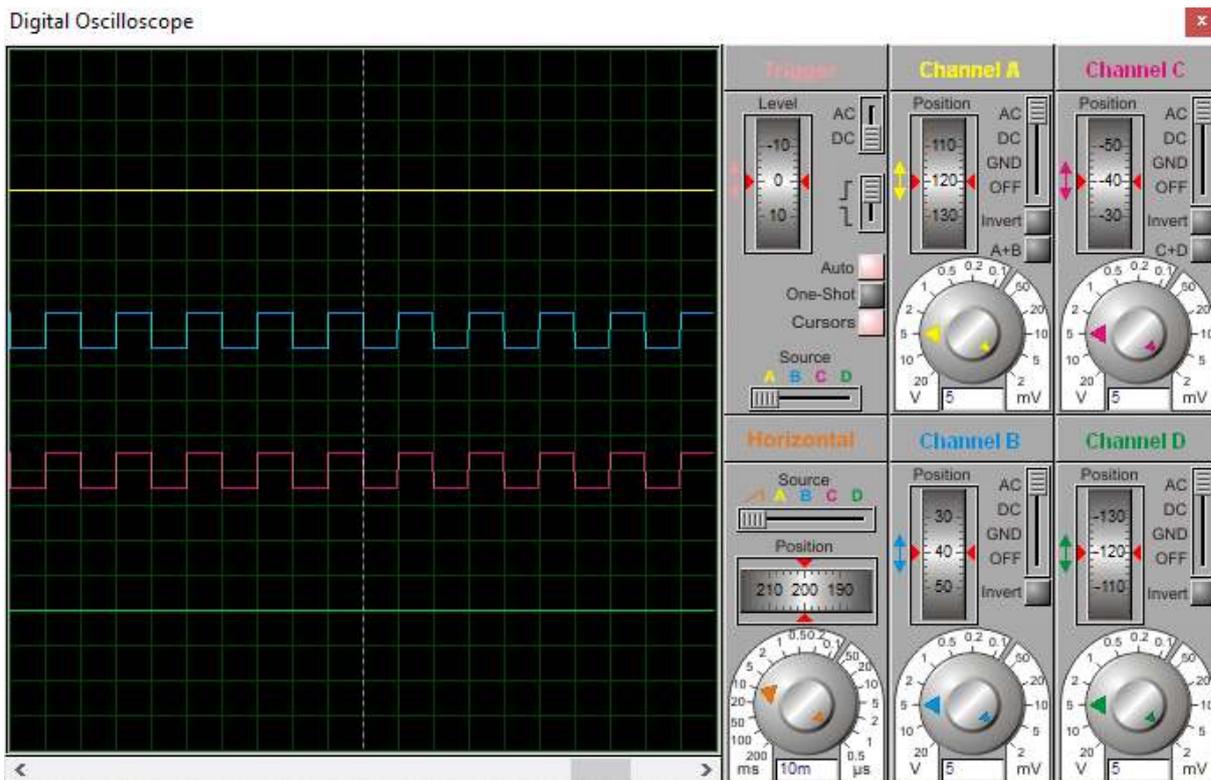


Figura 13. Sinal digital analisado pelo osciloscópio no *proteus*.

Nesta próxima etapa, será apresentado o modelo eletrônico do dispositivo desenvolvido no *proteus*, e como deverá ser implementado e construído. Os impulsos que antes eram gerados pela ferramenta do *proteus* foram substituídos por quatro terminais, que servirão como entrada para outro gerador de impulso simular o modelo biológico ou o mais próximo do real. Os terminais deverão receber as tensões e sinais, que simularão o sinal do modelo biológico do impulso elétrico necessário para ativação do pontencial de ação. Os padrões de conexão, que antes eram feitos manualmente por chaves lógicas representados em azul e vermelho na imagem anterior, serão substituídas por um microcontrolador representando a memória EEPROM com o armazenamento dos padrões para que possam ativar ou não, os dispositivos da matriz de conexão. Em seguida, serão direcionados à outros quatro terminais que definirão o destino dos impulsos, representando a medula descendente, onde serão testados e analisados validando, se correto, o objetivo para o qual foi estudado.

A imagem abaixo, mostra o microcontrolador utilizado o PIC 18F4550 e as respectivas conexões para o seu funcionamento e sua comunicação com a porta USB para o armazenamento dos padrões que serão recalculados e configurados com algoritmos inteligentes e depois repassados ao sistema. Abaixo do mesmo, um conjunto de resistores para auxilio e proteção do circuito de ativação dos dispositivos de roteamento em conjunto com os bits de configuração, representados na organização à direita da imagem. Os bits de configuração serão enviados pelo PIC, passam pelo conjunto de resistores, em seguida à matriz.

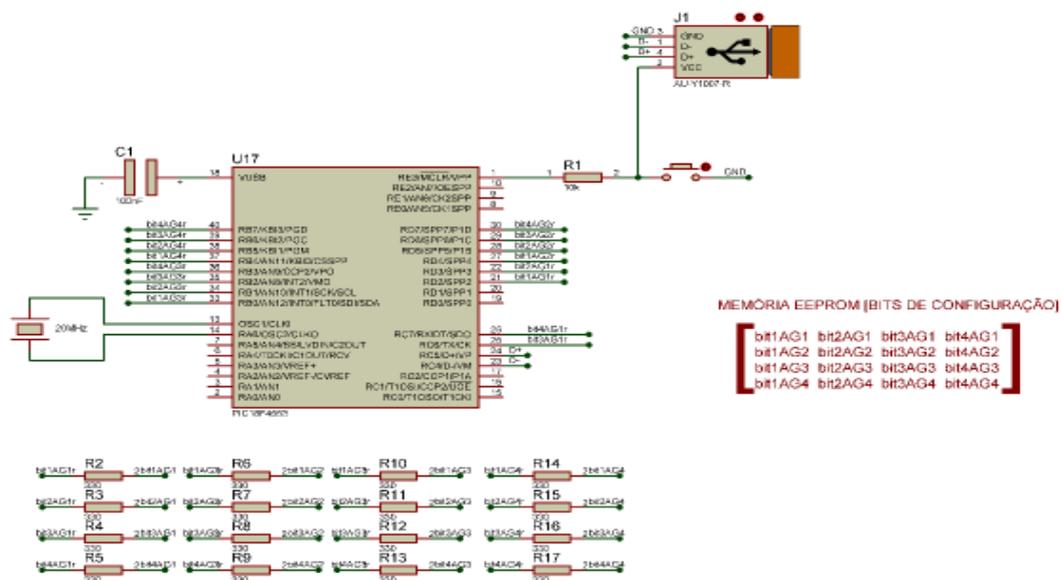


Figura 14. Circuito de configuração da ativação das rotas na matriz.

de conexão e os respectivos terminais representando as agulhas ascendentes e descendentes já comentados. Os impulsos chegarão pelos terminais das agulhas ascendentes e serão enviados a todos dispositivos, e apenas aqueles que estiverem acionados, deixarão que o impulso chegue aos terminais das agulhas descendentes para então ser analisado, efetivando a reconexão de ambas partes seccionadas.

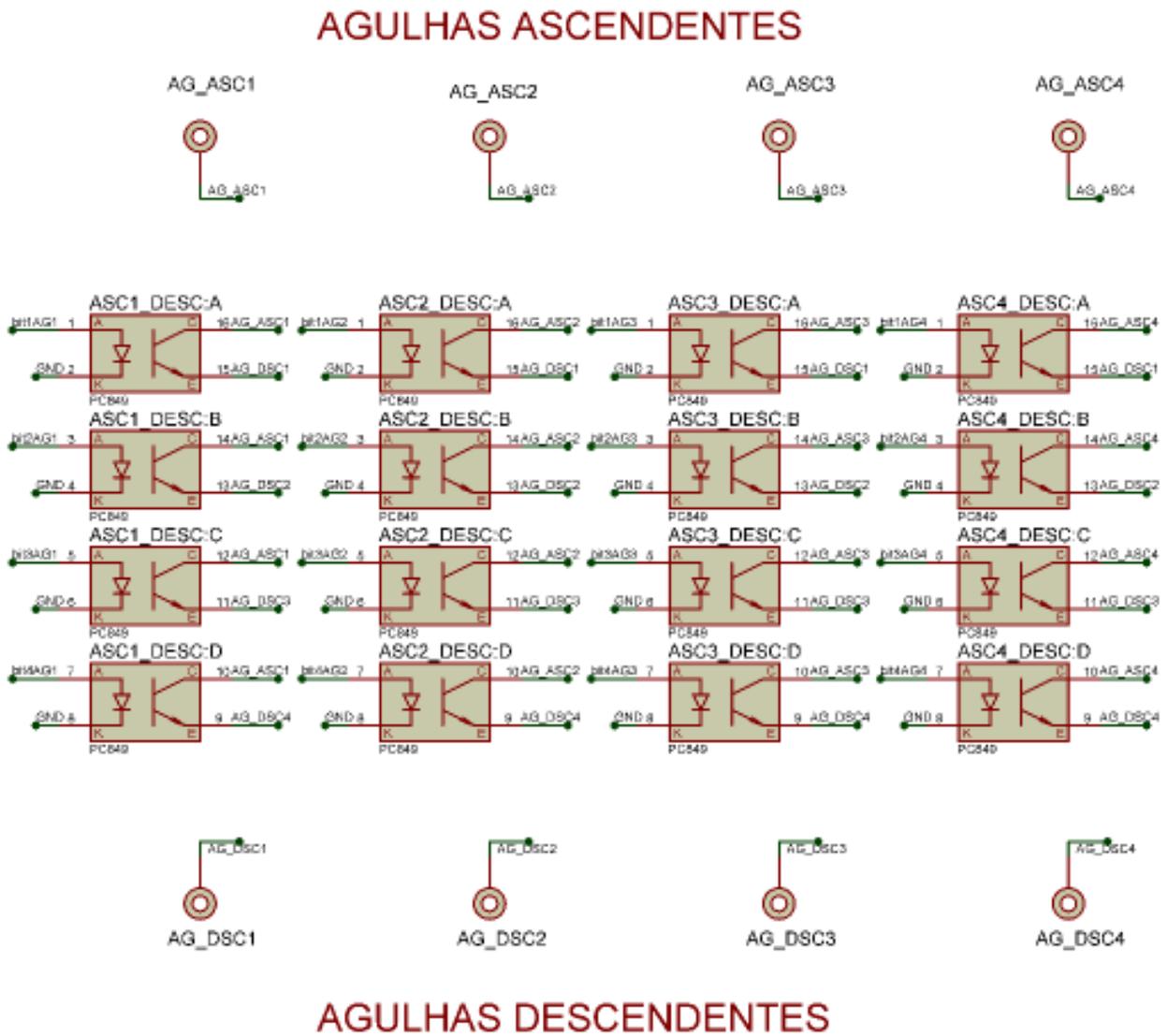


Figura 15. Matriz de conexões e terminais representando Array de microagulhas.

escolhidos para o sistema e utilizados para os testes conseguiram chegar a resultados satisfatórios apesar de não seguirem o modelo real em relação as tensões usadas. Após a construção do dispositivo descrito no projeto e os testes que deverão ser realizados com o mesmo, um resultado melhor poderá ser obtido e suas configurações ajustadas.

Capítulo 5

Conclusão e Trabalhos Futuros

Com o passar do tempo vieram os avanços tecnológicos, porém na medicina ainda não foi possível encontrar uma solução definitiva para o problema de lesão medular. Tal problema afeta não só o lesado, como também a sociedade em que ele se encontra, pois, novas medidas devem ser tomadas para adaptá-lo à mesma. Com este projeto, uma possível tentativa de solução para o problema foi apresentada, utilizando informações já estudadas por pesquisadores.

Um hardware adaptável às necessidades atuais que tenha a melhor configuração de roteamento ou reconexão combinatorial dentre dois conjuntos, utilizando inteligência artificial em seus testes é uma proposta a se considerar para aperfeiçoar a solução do problema. Tal dispositivo poderá ser desenvolvido e direcionado para a solução do problema de LM, podendo ser testado em seres vivos e assim, obtendo a melhor solução real possível.

5.1 Trabalhos futuros

Ao final do projeto, um descritivo de um protótipo eletrônico que poderá ser construído para uso clínico no geral. Descritivo este que conterà informações necessárias para a construção de um dispositivo que faça a reconexão medular de uma pessoa cuja medula tenha sido lesionada a ponto de romper totalmente as fibras medulares e que haja a perda do controle de toda região abaixo da secção.

Há uma pretensão de que o hardware projetado seja construído e que deva ser utilizado para que cumpra a sua função e possa auxiliar na recuperação da LM. Será desenvolvido e testado em seres vivos para que futuramente sejam implantados e ao fim, devolver as funções da região que fora lesionada e com elas, a esperança daqueles que um dia a perderam. Por fim, que contribua às pesquisas médicas relacionadas a lesão medular, no geral.

Bibliografia

ARAÚJO, Marta Rocha et al. Avaliação histológica e imunofluorescente da lesão compressiva na medula espinhal de ratos wistar tratados com células-tronco mesenquimais. 2013. Dissertação - Universidade Federal de Viçosa.

BARBOSA, Ana Paula da Silva et al. Desenvolvimento de sistema para avaliação de espasticidade de membros superiores em lesados medulares. Trabalho de conclusão de curso. 2013.

Clínica Márcio Tassino, O que é biofeedback. Disponível em <[HTTP://WWW.TASSINO.COM.BR/BIOFEEDBACK_OQUEE.HTM](http://www.tassinocom.br/biofeedback_oquee.htm)>. Consultado em 30 de junho de 2016.

MURTA, Sheila Giardini; GUIMARÃES, Suely Sales. Enfrentamento à lesão medular traumática. **Estudos de Psicologia**, v. 12, n. 1, p. 57-63, 2007.

CAMPOS, M. F. et al. Epidemiologia do traumatismo da coluna vertebral no serviço de neurocirurgia do hospital Heliópolis. **Rev Col Bras Cir.[on-line]**, v. 35, n. 2, 2008.

GUERREIRO, Eduardo João Gonçalves Durão. Estudo da Emissão e Amplificação de Sinais Ópticos com recurso a Lasers Semicondutores. 2014.

GAD, Parag et al. Development of a multi-electrode array for spinal cord epidural stimulation to facilitate stepping and standing after a complete spinal cord injury in adult rats. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**, v. 10, n. 1, p. 1, 2013.

GOLBERG, David E. Genetic algorithms in search, optimization, and machine learning. **Addion wesley**, v. 1989, p. 102, 1989.

GREVE, Julia Maria D.'Andrea. Fisiopatologia e avaliação clínica da espasticidade. **Rev. Hosp. Clin. Fac. Med. Univ. São Paulo**, v. 49, n. 3, p. 141-4, 1994.

LOUREIRO, Vera Mónica Correia. Modificação da superfície de implantes neuronais. 2010.

MACHADO, Angelo. Neuroanatomia Funcional. Atheneu, 2ed. 1994.

MEYER, Fernando et al. Alterações vesicais na lesão medular experimental em ratos. **Acta Cirúrgica Brasileira**, v. 18, n. 3, p. 112-119, 2003.

Microchip Technology Inc., Datasheet do microcontrolador PIC18F4550, 2004. Disponível em <<http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/39632b.pdf>> Acesso em: junho de 2016.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. Diretrizes de Atenção à Pessoa com Lesão Medular, 2013

MONTEIRO, Pedro. Sistema de Medição de Tempo de Resposta: Uma Aplicação para a Medição de Tempo de Reflexo e Treinamento de Atletas. Trabalho de Conclusão de Curso. 2014.

Revista Mecatronica Atual, Relé de estado Sólido. Disponível em <<http://www.mecatronicaatual.com.br/educacao/1827-reis-de-estado-slido>>

Reynolds, R. G., *An introduction to cultural algorithm. In: 3rd Annual Conference on Evolutionary Programming.* [S.l.: s.n.], 1994.

Sharp, datasheet PC849 Series. Disponível em <<http://datasheet.octopart.com/PC849-Sharp-Microelectronics-datasheet-125044.pdf>>. Acessado em junho, 2016.

United States Patents, Electrically-Erasable Programmable Read-Only Memory Disponível em <<http://www.freepatentsonline.com/4115914.pdf>>

BAHR, Mônica Vicky et al. Spinal cord trauma in dogs and cats: revision of pathophysiology and medical treatment. 2007.