

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA MARIA
CENTRO DE TECNOLOGIA
CURSO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

Erik Pinto Martins

**MODELAGEM DA RESPOSTA DE MECANORRECEPTORES
TÁTEIS SAI COM CIRCUITOS MOS**

Santa Maria, RS, Brasil
2018

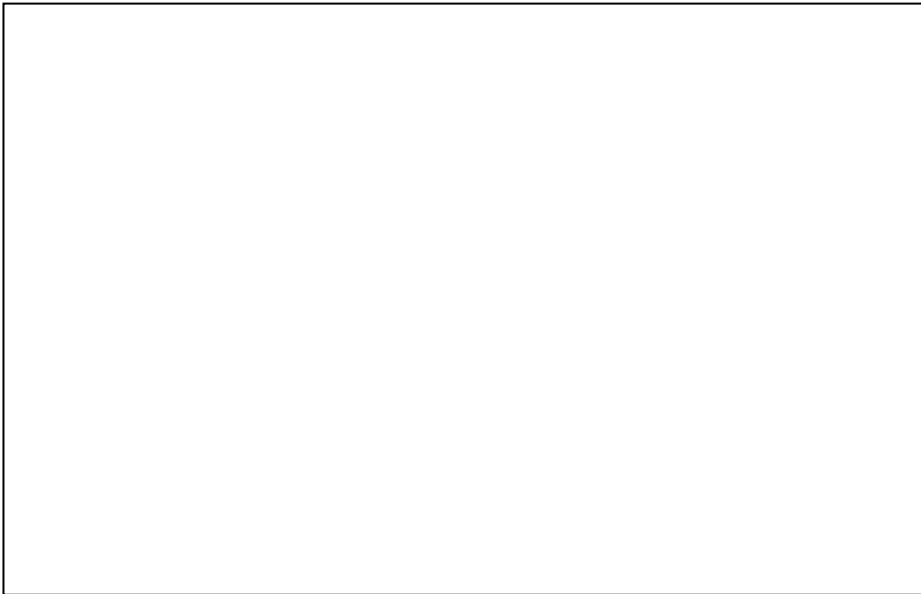
Erik Pinto Martins

**MODELAGEM DA RESPOSTA DE MECANORRECEPTORES
TÁTEIS SAI COM CIRCUITOS MOS**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Maria (UFSM, RS), como requisito para obtenção do título de **Engenheiro Eletricista.**

Orientador: Prof. Dr. Cesar Ramos Rodrigues

Santa Maria, RS, Brasil
2018



Ficha catalográfica elaborada por
Nome do(a) bibliotecário(a) e número do CRB
Biblioteca Central da UFSM

© 2017

Todos os direitos autorais reservados a *Erik Pinto Martins*. A reprodução de partes ou do todo deste trabalho só poderá ser feita mediante a citação da fonte.

Endereço: Rua Antônio Gomes, nº 1015, Centro, São Vicente do Sul, RS. CEP 97420-000.
Fone (0xx) (55) 9 9685-8448; e-mail: e.pkmartins@gmail.com

Erik Pinto Martins

**MODELAGEM DA RESPOSTA DE MECANORRECEPTORES
TÁTEIS SAI COM CIRCUITOS MOS**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Maria (UFSM, RS), como requisito para obtenção do título de **Engenheiro Eletricista.**

Aprovado em de 2018:

Cesar Ramos Rodrigues, Dr. Eng. (DELC-UFSM)
(Presidente/Orientador)

Santa Maria, 06 de julho de 2018

"Ou você passa o tempo ou você perde tempo. Perder tempo é parar no tempo, significa que não passou o tempo para você. Perder tempo é escolher mal o passatempo. Quem ama passa o tempo. Quem se debate num amor frustrado perde tempo."

(Paulo Santana)

AGRADECIMENTOS

Agradeço de coração as mulheres da minha vida, Marilene, Alvenira, Cassia, Lourdes e Camila, pelo suporte, afeto, dedicação e educação que me deram durante esse processo de criação e aprendizado, me tornando quem sou hoje. Vocês são meus maiores tesouros e esta conquista é para vocês.

Aos professores Dr. Eng. Carlos Henrique Barriquelo e Dr. Eng. André Luiz Aita, que durante parte da minha graduação foram meus orientadores, e que me deram conselhos e ensinamentos que se estenderão para a vida.

Meus sinceros agradecimentos aos meus colegas que tive durante minha graduação, em especial aos colegas de estudo e trabalho do Gmicro, Afonso Plantes, Rafael Silveira e Tales Luiz Bortolin, também aos colegas e amigos do GEDRE.

Aos amigos e familiares em geral que em algum momento da minha vida colaboraram e me incentivaram a seguir firme e focado em busca dessa conquista.

A todos os professores aos quais me espelho para que possa seguir seus passos, lesionando com maestria.

E por último, com toda a gratidão, ao professor Dr. Eng. Cesar Ramos Rodrigues, meu orientador desde 2016. Por ser atencioso, principalmente nesta reta final, pelos ensinamentos que me passaste desde que fui seu aluno em 2015, e por ter me mostrado uma nova área dentro da engenharia.

RESUMO

Trabalho de Conclusão de Curso II
Curso de Graduação em Engenharia Elétrica
Universidade Federal de Santa Maria

MODELAGEM DA RESPOSTA DE MECANORRECEPTORES TÁTEIS SAI COM CIRCUITOS MOS

Autor: Erik Pinto Martins

Orientador: Dr. Cesar Ramos Rodrigues

Data e Local de Defesa: Santa Maria 28 de Dezembro de 2018.

As funções sensoriais têm sido essenciais para a sobrevivência dos organismos vivos. Como consequência, a evolução adaptou o sistema somatossensorial dotando os seres humanos de um conjunto de mecanorreceptores cuja complementaridade nos permite sentir uma variedade de estímulos mecânicos como vibração, estiramento e pressão. Atualmente, vários grupos de pesquisa estão trabalhando para empurrar próteses ao estado da arte equipando membros artificiais com sensores de toque. No entanto, há uma longa distância entre a diversidade, densidade e capacidade de comunicação de um membro natural em relação a sua versão biônica. O primeiro passo para fechar o *feedback* tátil no controle da prótese é modular adequadamente as características de saída de *spiking* para nervos aferentes. Esses esforços podem ser observados através do crescente número de investigações sobre a caracterização do comportamento dos mecanorreceptores. A concepção do circuito está baseada em modelos matemáticos de neurônios conhecidos como Hodgkin-Huxley, Izhikevich e o mais simples: o modelo de integração e disparo. O potencial é formado através do acúmulo de cargas decorrentes da corrente injetada na membrana neural, como a carga está sendo injetada, ela controla a corrente através de canais. Diferentes tipos de respostas de aferentes podem ser usados nos mecanorreceptores como FA-I, SA-I, SA-II e FA-II, que representam as variações de força. Na implementação de SA-II, as investigações sobre o comportamento dos mecanorreceptores táteis para tarefas de agarramento revelaram que se responde a força empregada no movimento. Para controlar a atividade de disparo do oscilador, a modelagem de SA-II pode ser feita a partir da força, já os outros, FA-I, SA-I e FA-II podem ser constituídos a partir de cálculos fundamentais da matemática como derivadas e integrais. Conceitualmente o circuito pode ser entendido como um oscilador de relaxação que tem o seu capacitor carregado e descarregado por fontes de corrente controladas por tensão, as tensões de controle representando as quantidades mecânicas.

Palavras-chave: *Spiking*, FA-I, SA-I, SA-II e FA-II, Oscilador de Relaxação, Aferentes, Mecanorreceptores.

ABSTRACT

Final Course Paper
Graduation Course in Electrical Engineering
Federal University of Santa Maria

REPEAT MODELING OF SAII TITLE MECHANORRECEPTORS WITH MOS CIRCUITS

Author: Erik Pinto Martins
Advisor: Dr. Cesar Ramos Rodrigues
Date and Local of Defense: Santa Maria, July 28, 2018.

Sensory functions have been essential for the survival of living organisms. As a consequence, evolution has adapted the somatosensory system, giving humans a set of mechanoreceptors whose complementarity allows us to feel a variety of mechanical stimuli such as vibration, stretching and pressure. Currently, several research groups are working to push prosthetics to the state of the art by equipping artificial limbs with touch sensors. However, there is a long distance between the diversity, density and communication ability of a natural member in relation to its bionic version. The first step in closing the tactile feedback in the control of the prosthesis is to appropriately modulate the spiking output characteristics for afferent nerves. These efforts can be observed through the increasing number of investigations into the characterization of mechanoreceptor behavior. The circuit design is based on mathematical models of neurons known as Hodgkin-Huxley, Izhikevich and the simplest: the integration and firing model. The potential is formed through the accumulation of charges arising from the current injected into the neural membrane, as the charge is being injected it controls the current through channels. Different types of afferent responses can be used in mechanoreceptors such as FA-I, SA-I, SA-II and FA-II, which represent strength variations. In the implementation of SA-II, the investigations on the behavior of tactile mechanoreceptors for gripping tasks revealed that the force employed in the movement is answered. In order to control the triggering activity of the oscillator, the SA-II modeling can be done from the force, while the others, FA-I, SA-I and FA-II can be constituted from fundamental math calculations as derivatives and integrals. Conceptually the circuit can be understood as a relaxation oscillator that has its capacitor charged and discharged by voltage-controlled current sources, the control voltages representing the mechanical quantities.

Key-words: Spiking, FA-I, SA-I, SA-II, FA-II, Relaxation, Oscillator, Afferent, Mechanoreceptors.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1- Receptores sensoriais somáticos da pele.....	17
Figura 2.2- Representação de uma membrana neural com uma modelagem elétrica... 18	18
Figura 2.3-Corrente e tensão em um capacitor	19
Figura 2.4- Impulsos elétricos do aferente SA-II para aplicação de uma força.....	19
Figura 3.1-Representação do circuito proposto.	21
Figura 3.2- Sinal de força	22
Figura 3.3-Topologia de um circuito integrador usado.	23
Figura 3.4 Oscilador construído.	24
Figura 3.5- Comparador.....	26
Figura 4.1- Resposta do integrador implementado.....	27
Figura 4.2- Resposta do diferenciador implementado.....	28
Figura 4.3- Correntes P15	29
Figura 4.4- Correntes P12.....	29
Figura 4.5- Correntes N8	30
Figura 4.6- Corrente em C1	30
Figura 4.7- Circuito proposto	31
Figura 4.8- Resposta da aplicação de uma força com tempo de subida 250ms.....	33
Figura 4.9- Taxa de repetição para uma força com m tempo de subida 250ms.	34
Figura 4.10- Resposta da aplicação de uma força com tempo de subida 200ms.....	34
Figura 4.11- Taxa de repetição para uma força com m tempo de subida 200ms.	35
Figura 4.12- Resposta da aplicação de uma força com tempo de subida 300ms.....	36
Figura 4.13- Taxa de repetição para uma força com m tempo de subida 300ms.	36
Figura 4.14- Resposta do circuito proposto para diferentes tempos de crescimento da força.....	37
Figura 4.15- Comparativa entre a aplicação biológica e o resposta do circuito proposto	38
Figura 4.16- Erro e entre a aplicação biológica e o resposta do circuito proposto	38

LISTA DE TABELAS

TABELA 4.1- Constantes de proporcionalidade	31
TABELA 4.2- Parâmetros de entrada.....	32

LISTA DE SÍMBOLOS E VARIÁVEIS

μ	Micro
n	Nano
p	pico
~	Aproximadamente
<	Menor que

LISTA DE ABREVIATURAS

AMP-OP	-	Amplificador operacional
CC	-	Corrente continua
CI	-	Circuito integrado
EDA	-	Ferramenta de automação de projeto
FA-I	-	Adaptação rápida tipo I
FA-II	-	Adaptação rápida tipo II
I_c	-	Corrente no capacitor
l	-	Largura de canal
NMOS	-	Transistor de efeito de campo do tipo N
PMOS	-	Transistor de efeito de campo do tipo P
RF	-	Radiofrequência
SA-I	-	Adaptação lenta tipo I
SA-II	-	Adaptação lenta tipo II
S-R	-	<i>Set-Reset</i>
UFSM	-	Universidade Federal de Santa Maria
XC	-	Reatância do capacitor
w	-	Comprimento de canal

SUMÁRIO

SUMÁRIO	13
1 INTRODUÇÃO	14
2 REVISÃO TEÓRICA	16
2.1 MODELO MATEMÁTICO	17
2.2 METODOLOGIA	21
2.3 FORÇA	22
2.4 INTEGRADOR	22
2.5 DIFERENCIADOR	23
2.6 OSCILADOR DE RELAXAÇÃO.....	24
2.7 OUTROS COMPONENTES.....	25
3. RESULTADOS	27
3.1 RESPOSTA DO CIRCUITO.....	31
3.2 COMPARAÇÃO COM A RESPOSTA EM HUMANOS	37
4. CONCLUSÃO	39
REFERÊNCIAS	40

1 INTRODUÇÃO

Próteses são substitutos artificiais utilizados para suprir a ausência de membros e suas funções. As amputações se dão, em sua maioria, por lesões, tumores, diabetes e fornecimento insuficiente de sangue. Há também os casos de pessoas que já nascem sem o membro e amputações congênitas (BRITANNICA, 2018).

Segundo o Ministério da Saúde, foram realizadas em 2011 cerca de 50.000 amputações pelo Sistema Único de Saúde (SUS), 6 % de membros superiores. Estima-se ainda que 15 % de todas as amputações realizadas no Brasil, até 2011, sejam de membros superiores, porém, não há uma informação precisa (SAÚDE, 2013).

Qualquer comprometimento da mão, a qual é uma das partes mais expostas do corpo humano, pode causar ao indivíduo uma série de problemas psicológicos. Problemas esses motivados pela deformação estética ou pela limitação funcional. A falta de tato pode se tornar um grande problema, pois quando os idosos perdem a capacidade de pegar ou sentir, eles se tornam vulneráveis a lesões na pele (BOCCOLINI, 2000).

Quando uma pessoa manipula um objeto, ela deve receber o retorno do sistema nervoso periférico sobre a força e pressão que está aplicando. No caso de deslizamento, é necessária às informações sobre a mudança da força de atrito, entre o objeto que escorrega e a pontas dos dedos (RAGER, 2013).

Apenas alguns protótipos de próteses tentaram incorporar sistemas de retorno sensorial tátil para informar a percepção dos estímulos táteis. Existem diferentes formas de conceber essas informações táteis, podem ser, via software usando algoritmos ou via hardware utilizando dispositivos lógicos programáveis ou circuitos analógicos.

Esse estudo visa desenvolver um modelo que descreve o mecanismo de estímulos em um circuito analógico integrado. Os motivos pela escolha desse modelo são o baixo consumo de energia e seu tamanho reduzido. Os circuitos integrados sempre resultam em menor área, já que dispositivos lógicos programáveis necessitam de uma área maior para conseguirem ficar genéricos.

Circuitos integrados além de serem menores e mais rápidos também consomem menos energia, pois são projetados para uma função específica e não desperdiçam recursos com outras funções não atualizadas (EMBARCADOS, 2014). Esse trabalho buscou minimizar ainda mais o consumo. Uma das formas de minimizar é polarizarmos os transistores na condição sub-limiar. Nessa condição há correntes de nA, isso garante um consumo em μW

porque a tensão de alimentação não ultrapassa 3,3V. A condição sub-limiar só é possível porque as frequências envolvidas são baixas, centenas de Hz no máximo alguns kHz.

2 REVISÃO TEÓRICA

O sentido do tato corresponde à capacidade que temos de perceber as características dos objetos que tocam a nossa pele como o abraço, o vento, a vibração de um motor, etc. Há vários tipos de receptores sensoriais mecânicos de forma que o nosso cérebro pode reconhecer a textura e a forma de um objeto, quando o manipulamos com as mãos ou com a língua (HAINES, 2006).

As sensações mecânicas oriundas da mão dependem de como os diferentes receptores estão espalhados e como respondem aos estímulos. A transferência das sensações mecânicas entre o tato e o controle sensorial é feita pelos aferentes táteis.

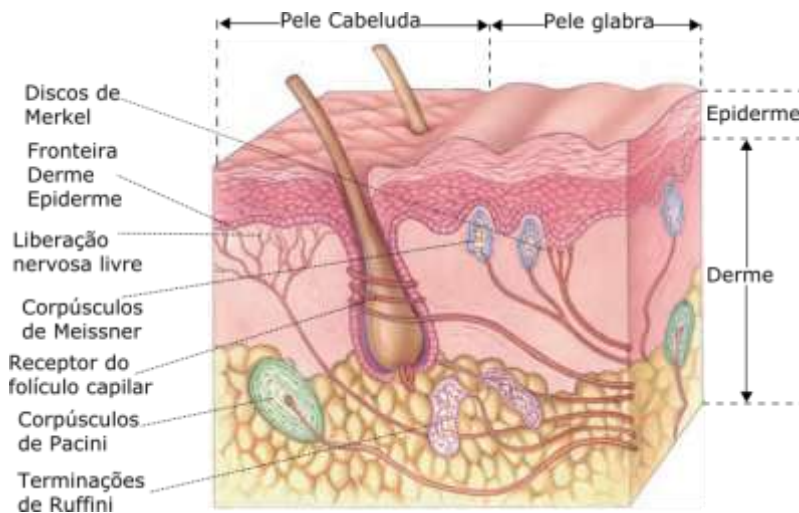
Os mecanorreceptores são os receptores sensoriais que respondem aos estímulos mecânicos. Existem quatro tipos de mecanorreceptores na mão humana:

- Corpúsculos Meissners– Identificado na figura 2.1. São estruturas sensíveis às variações de formato e textura, experimentadas durante o toque de um objeto na pele. (NISHIDA, 2012). Seu comportamento é classificado como resposta ao aferente de adaptação rápida tipo I (FAI);
- Discos de Merkel- Identificado na figura 2.1. São terminações nervosas que fornecem informações sobre pressão mecânica, posição e características de toque estáticas profundas, como formas e bordas (NISHIDA, 2012). Estão associados aos aferentes de adaptação lenta do tipo I (SAI).
- Corpúsculos de Pacini- Identificado na figura 2.1. Eles são um tipo de terminação nervosa que detectam mudanças bruscas de pressão e vibrações na pele (NISHIDA, 2012). Seu comportamento é classificado como resposta ao aferente de adaptação rápida tipo II (FAII);
- Terminações de Ruffini - Identificado na figura 2.1. Este receptor em forma de fuso é sensível ao alongamento da pele e contribui para o sentido cenestésico, controle da posição e movimento dos dedos. Eles também atuam como termorreceptores, respondendo por um longo tempo (NISHIDA, 2012). Estão associados aos aferentes de adaptação lenta do tipo II (SAII).

Os aferentes são tipicamente identificados pela forma como respondem a diferentes tipos de estímulos. Os aferentes FAI respondem a deformações dinâmicas da pele e vibrações de baixa frequência (cerca de 20-60Hz). Os aferentes SAI respondem à pressão aplicada na pele. Já os receptores FAII respondem de forma rápida a transientes mecânicos de alta

frequência, cerca de 250-350Hz, ou seja vibrações . E por fim o SAIL, responde ao alongamento lateral sendo sensíveis à direção do alongamento. Eles podem responder ao estiramento em uma direção, mas não em outra (JOHANSSON; FLANAGAN, 2009).

Figura 2.1- Receptores sensoriais somáticos da pele.



Fonte: Figura adaptada de (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2006).

2.1 POTENCIAL DE AÇÃO

As células nervosas transmitem informações umas para as outras por meio de impulsos elétricos denominados potenciais de ação (POPOVIC, 2004). O potencial de ação origina-se graças a uma perturbação do estado de repouso da membrana celular. Essa perturbação gera um fluxo de íons, através da membrana alteram a concentração iônica nos meios intracelular e extracelular.

A diferença de concentração dos íons nos meios intracelular e extracelular pode ser modelada por meio de um circuito eletrônico com um capacitor, que acumula energia e, em um determinado momento, descarrega por meio de um resistor em paralelo (HODGKIN, 1952).

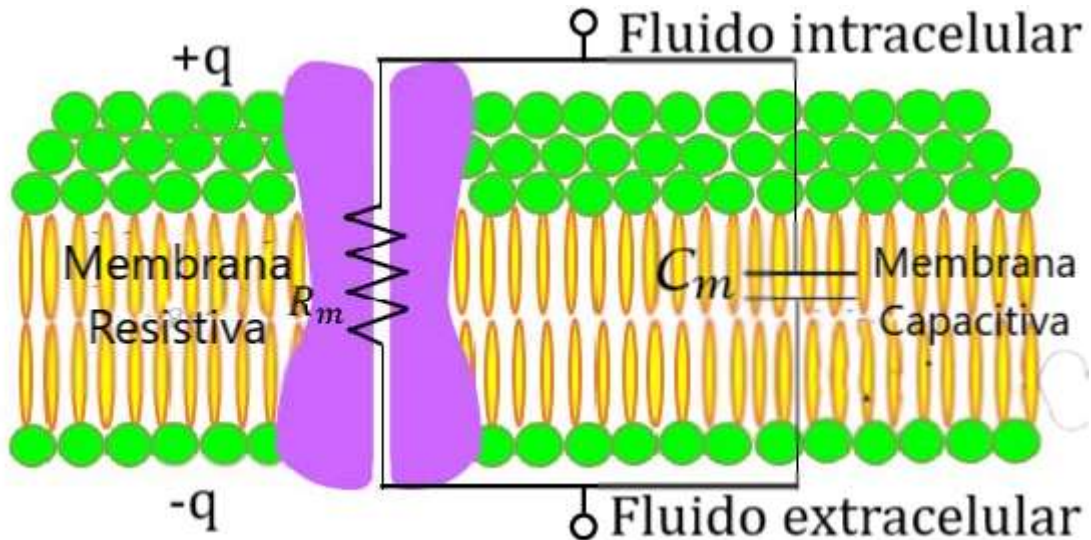
Na figura 2.2 a diferença de potencial entre as placas do capacitor é a tensão através da membrana. A relação entre a tensão V_m estabelecida entre as placas de um capacitor e a quantidade de carga Q que é distribuída ao longo das placas é dada pela capacitância C .

$$Q = CV_m$$

Quando a tensão V_m muda no tempo, há uma variação na quantidade de carga Q que corresponde a corrente que flui no capacitor, carregando-o ou descarregando-o. Em termos da equação 2.1 a corrente I_c é dada pela equação 2.2.:

$$I_c = C \frac{dV_m(t)}{dt} \quad 2.2$$

Figura 2.2- Representação de uma membrana neural com uma modelagem elétrica.



Fonte: Figura adaptada de (EHSAN, 2017).

Cada canal iônico pode ser modelado por um resistor, o qual é colocado em paralelo com o capacitor que representa a membrana.

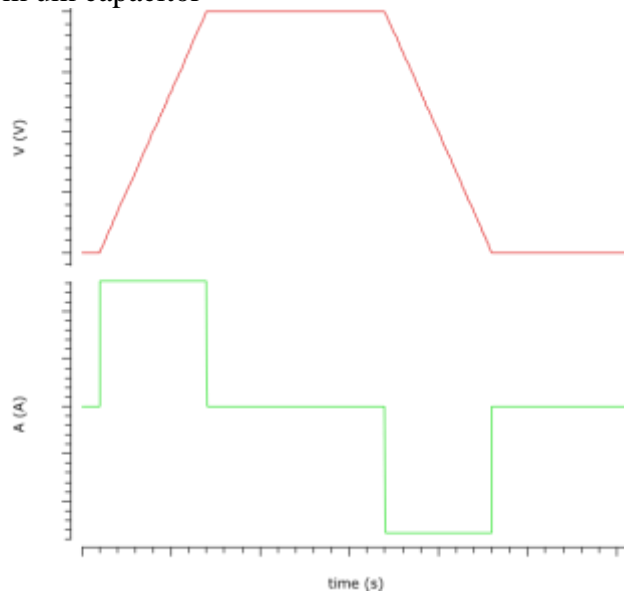
2.2 MODELO MATEMÁTICO

Modelos matemáticos são utilizados em muitos campos da atividade humana, como: Matemática, Economia, Física, Química, Biologia, Psicologia, Comunicação, Demografia, Astronomia, Engenharia, etc. Muitos problemas práticos necessitam usar modelos matemáticos e às vezes, as situações são muito diferentes, mas a abordagem e a filosofia subjacentes são as mesmas.

Conceitualmente, um modelo matemático ou simplesmente modelo, pode ser apresentado como uma representação de um sistema real, o que significa que um modelo deve representar um sistema e a forma como ocorrem as suas modificações no mesmo.

Realizando a análise da corrente e da tensão em um capacitor tem-se a resposta na figura 2.3.

Figura 2.3-Corrente e tensão em um capacitor



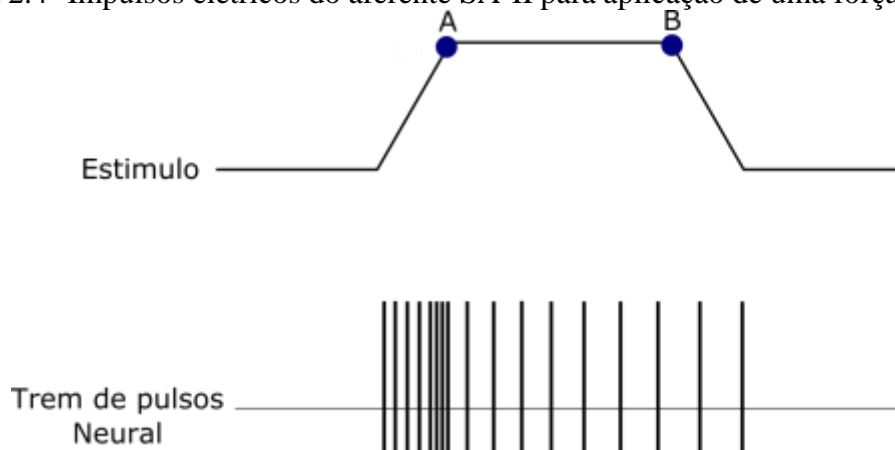
Fonte: Próprio autor

A partir da análise da figura 2.3, juntamente com os conceitos apresentados nas sessões anteriores, se tem como princípio a corrente no capacitor. Outra forma de descrever a corrente em um capacitor é dada pela equação 2.3.

$$I_c = C \frac{dV_c(t)}{dt} = \sum_{j=1}^n I_j \quad 2.3$$

Onde I_j representa parcelas da corrente que flui para o capacitor. Cada uma das parcelas de corrente contribui para que o circuito modele o aferente SA-II de acordo com a figura 2.4.

Figura 2.4- Impulsos elétricos do aferente SA-II para aplicação de uma força.



Fonte: Figura adaptada de (KANDEL, 2013).

Analisando a figura 2.4 percebe-se que os impulsos elétricos estão presentes durante toda a aplicação da força. Sendo assim um sinal ao qual se origina da força acaba contribuindo para a corrente do capacitor. Observando a figura notasse que a frequência com que os pulsos se repetem não é contínua como a força. Assim se tem uma taxa de pulsos por segundo maior quando a força deixa de aumentar, ou seja, no ponto A da figura 2.4.

A maior taxa pode ser modelada pela derivada primeira da força. Por fim há uma queda gradual na frequência após o ponto A, até que não haja mais impulsos elétricos. Este último caso pode ser modelado pela integral da força, essa sendo subtraída das demais.

A partir dessa análise se originou a equação 2.4, a qual é das inúmeras formas de se modelar o referente SA-II matematicamente. Cada um dos sinais contribui para a corrente do capacitor, em um momento carregando e em outro descarregando.

$$I_c(t) = k_1 \frac{df(t)}{dt} + k_2 f(t) - k_3 \int f(t) \quad 2.4$$

Onde $f(t)$ é o sinal de força, e k_j ($j=1..3$) são constantes de proporcionalidade menores ou iguais ao módulo de um ($k_j \leq |1|$), t representa o tempo. As variações de força sugerem que SA-II pode ser modelada de acordo com a Equação 2.1.

O sinal de força assim como o sinal da derivada, são utilizados para fazer o carregamento do capacitor. Já o sinal da integral, por contribuir negativamente para a corrente, acaba servindo para desagregar o capacitor.

Os índices k_j representam a proporção que cada um dos sinais está contribuindo para a corrente final. A proporção se dá pela corrente oriunda do sinal mais um fator w/l , a qual está associada ao transistor que recebe um dos sinais de entrada. Os índices podem ser definidos pelos cálculos da proporção de cada sinal com relação à corrente final. A equação 2.5 trás essa proporção.

$$k_j = \frac{I_j}{I_c} \quad 2.5$$

Onde I_j ($j=1..3$) corresponde as correntes dos sinais de entrada e I_c é corrente que flui pelo capacitor C1.

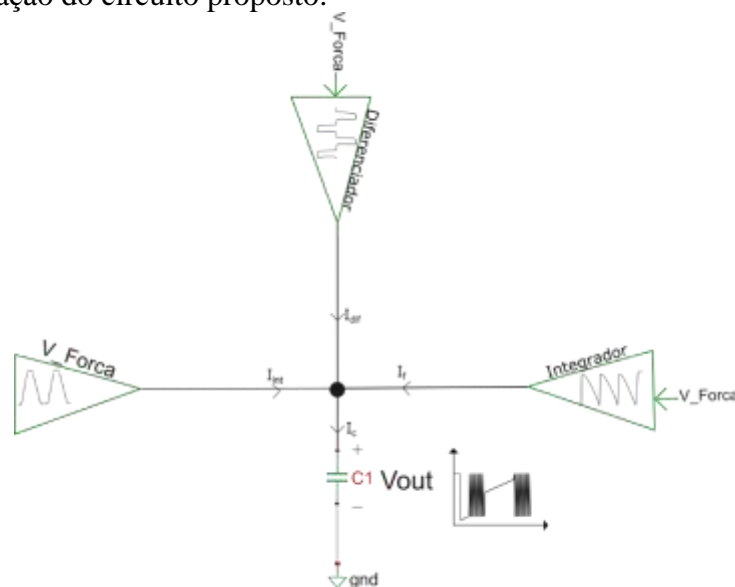
3 PROJETO

A representação elétrica dos estímulos recebidos em uma mão humana, foram implementados usando modelos matemáticos vistos no capítulo anterior, esses métodos que podem ser reproduzidos por aproximações das características dos aferentes por circuitos eletrônicos, serão discutidos ao longo desse capítulo.

3.1 METODOLOGIA

Na figura 3.1 se tem a representação do circuito proposto nesse trabalho, onde há a somas das correntes dos sinais de entrada em um único nó, o qual carrega e descarrega o capacitor.

Figura 3.1-Representação do circuito proposto.



Fonte: Próprio autor

A figura 3.1 traz uma soma de sinais, a qual pode ser entendida como um nó que é apresentado na equação 2.4. Conceitualmente no circuito integrado, essa soma pode ser entendida como um oscilador de relaxação. O oscilador por sua vez carrega e descarrega o capacitor por fontes de correntes, controladas por tensão. Essas tensões referem-se às grandezas oriundas da força, as quais serão as entradas do circuito.

As entradas são compostas pelos três sinais, o sinal do integrador, o sinal do diferenciador e o sinal de força, cada um desses sinais tem uma parcela na corrente do

capacitor (I_c), essa proporção se dá pelo tamanho do transistor (w/l) ao qual está sendo injetado o sinal.

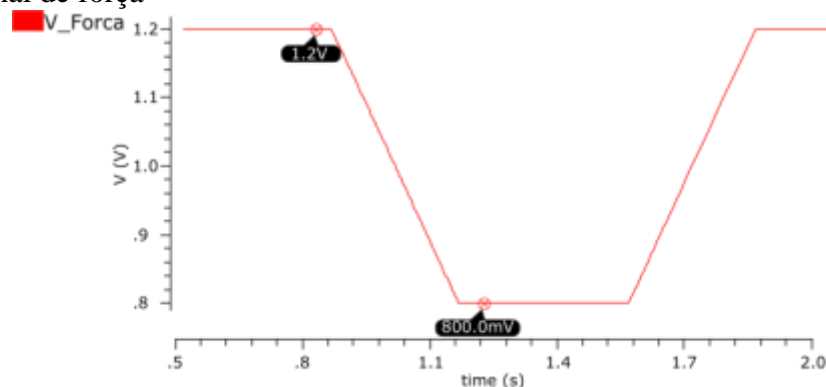
O desenvolvimento do circuito integrado deste trabalho foi baseado em conceitos biológicos, os quais foram utilizados para obter uma caracterização dos aferentes. Essa característica foi usada na comparação dos resultados finais gerados pelo circuito analógico.

3.2 FORÇA

O sinal de força é obtido a partir de um sensor resistivo. No qual quanto maior a força aplica maior será sua resistência elétrica, por consequência menor será sua tensão em volts. A figura 3.2 retrata bem o que foi descrito.

O sinal é aplicado diretamente no transistor que faz parte do oscilador, funcionando como chave assim como exemplificado na figura 3.1. Esse sinal corresponde a maior contribuição para o carregamento do capacitor isso o torna muito relevante para o trabalho, sabendo que os sinais de diferencial e integral provêm da força. Também compreende no único sinal recebido de fonte externa além da tensão de alimentação. Um sinal de fácil controle, o qual se podem modificar seus limites inferiores e superiores, ele apresenta-se na figura 3.2.

Figura 3.2- Sinal de força



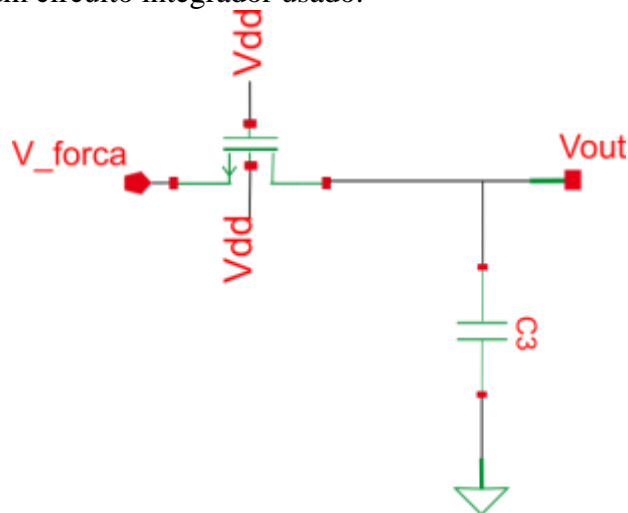
Fonte: Próprio autor

3.3 INTEGRADOR

Como o próprio nome indica o integrador refere-se a um circuito operacional que executa a operação matemática da integração, ou seja, a tensão de saída é proporcional à área sob a curva que define o sinal. Se a uma tensão fixa for aplicada como entrada no

circuito, a tensão de saída cresce sobre um período de tempo, fornecendo uma tensão em forma de rampa.

Figura 3.3-Topologia de um circuito integrador usado.

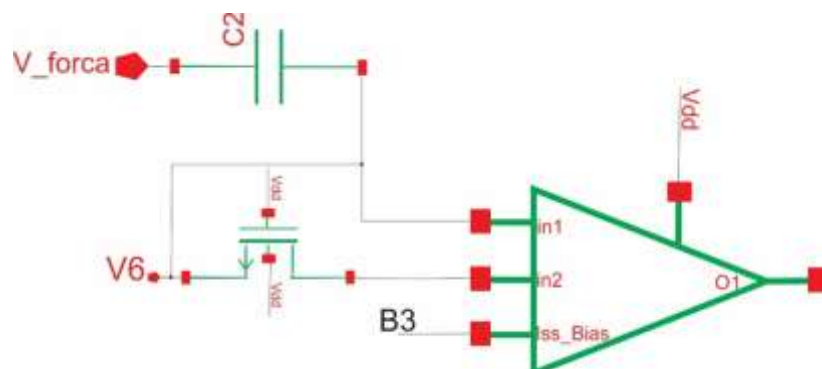


Fonte: Próprio autor

3.4 DIFERENCIADOR

Este circuito com amplificador operacional executa a operação matemática da diferenciação, em outras palavras. Ele produz uma tensão de saída proporcional à taxa de variação do sinal no tempo. A aplicação nesse circuito é a produção de uma saída retangular a parti de uma entrada rampa.

Figura 3.4- Topologia de um circuito Diferenciador com AMP-OP.



Fonte: Próprio autor

Em nossa proposta, o diferenciador foi desenvolvido para minimizar o capacitor. Não se faz uso do resistor, o substituindo por transistor de efeito de campo atuando como pseudoresistor. A resistência é implementada pela relação entre a tensão VDS e a corrente de

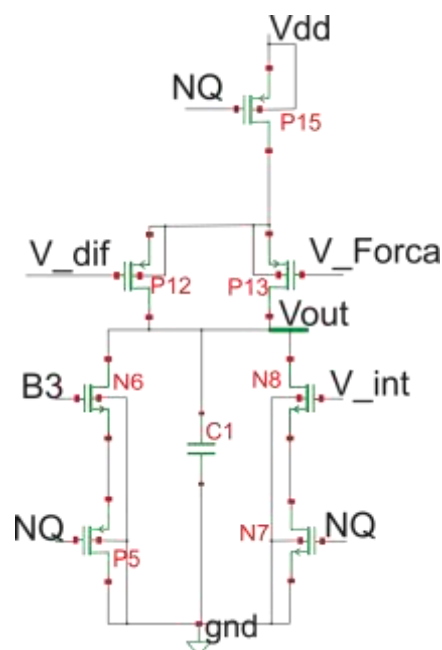
fuga, na região de corte. As entradas V6 e B3 são tensões fixas que foram produzidas pelos divisores de tensão implementados com transistores MOS conectados para atuar como resistor.

3.5 OSCILADOR DE RELAXAÇÃO

O oscilador de relaxação é um circuito em que a frequência é controlada pela carga e descarga de um capacitor através de um transistor. Em nosso circuito carrega-se o capacitor através dos transistores P12, P13 e N8 até ser atingida a tensão de disparo do transistor N6. O circuito oscila com o capacitor carregando-se e descarregando-se entre dois valores de tensão: a mais elevada em que ocorre a ionização e uma mais baixa que é a tensão no transistor N6. Quando a tensão de disparo é atingida, os transistores "ligam" permitindo que o capacitor se descarregue com a produção de um pulso de curta duração. A descarga não é total. No ponto certo, os transistores desligam e novamente o capacitor se carrega pelos transistores para um novo ciclo de funcionamento.

São obtidas basicamente duas formas de onda neste circuito: no capacitor tem-se um sinal dente de serra, e há pulsos de curta duração que correspondem à descarga do capacitor. Os pulsos obtidos, entretanto podem ser bastante intensos e sua frequência controla-se a partir das correntes em P12, P13 e N8.

Figura 3.4 Oscilador construído.



Fonte: Próprio autor

Cada um dos sinais de entrada é injetado em um transistor, P12, P13 e N8, respectivamente sinal do diferenciador, sinal de força e sinal do integrador. Cada um deles possuem largura(l) e comprimento de canal(w) distintos, para que possam fornecer correntes diferentes ao capacitor (C1). O sinal que mais contribuiu para o carregamento do capacitor é o diferenciador por tanto o transistor P12 possui uma relação w/l superior aos demais que tenham a mesma função, essa afirmação se prova com a equação 4.1, qual corresponde à equação da corrente no dreno em um transistor de efeito de campo.

$$I_d(t) = -\frac{1}{2}\mu_p C_{ox} \frac{w}{l} (V_{GS} - V_{th})^2 (1 - \lambda V_{DS}) \quad 4.1$$

A taxa de repetição dos *spiking* pode ser controlada através do fluxo de corrente, quanto maior a influência maior a taxa de disparos, os *spiking* são produzidos pela carga e descarga do capacitor.

Abaixo é apresentada a tabela com a relação w/l de cada transistor usado no oscilador de relaxação.

TABELA 3.1- Relação w/l dos transistores usados.

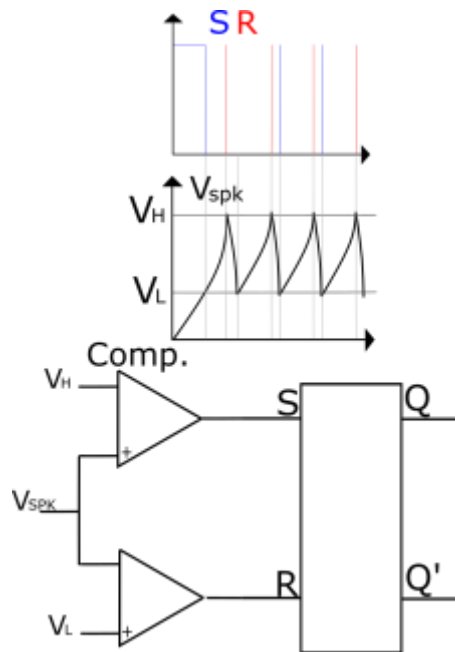
Transistor	w(nm)	l(nm)
P12	250	1000
P13	300	1000
N6	160	2000
N7	2000	160
N8	320	160
P5	300	160

3.6 OUTROS COMPONENTES

Além dos elementos citados nos itens anteriores, há ainda componentes auxiliares, como os deslocadores de tensão e o circuito combinacional. No circuito combinacional se tem dois comparadores de tensão, um de nível superior e outro inferior, assim que a tensão de referencia (V_{spk}) atinge a tensão do comparador de nível superior (V_H) o *latch* é ativado e tem sua saída Q em nível logico alto, quando a tensão V_{spk} diminui e aproxima-se de V_L o *latch*

recebe o sinal de *reset* colocando sua saída Q em nível lógico baixo e Q' com sinal alto, esse circuito é apresentado na figura 3.6.

Figura 3.5- Comparador



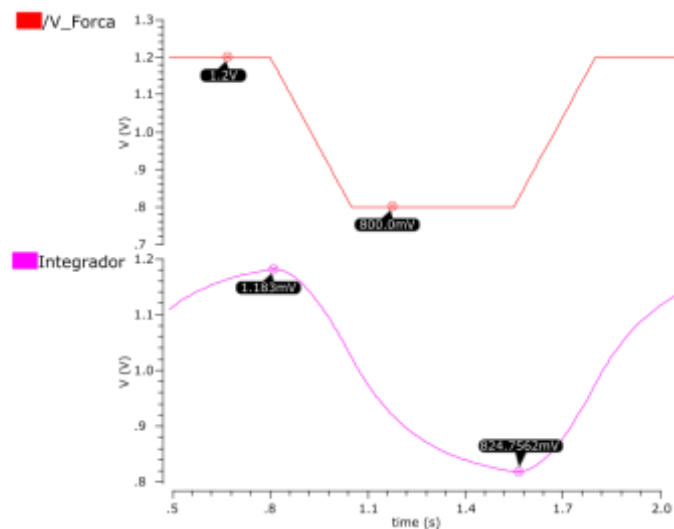
Fonte: Próprio autor

O sinal de referencia V_{spk} representa o sinal de saída do oscilador de relaxamento, ou seja, a tensão no capacitor C_1 , isso acarreta em realimentação dentro do modelo proposto.

4. RESULTADOS

Na figura 4.1 tem-se a resposta do integrador utilizado neste trabalho para uma entrada com sinal de força.

Figura 4.1- Resposta do integrador implementado.

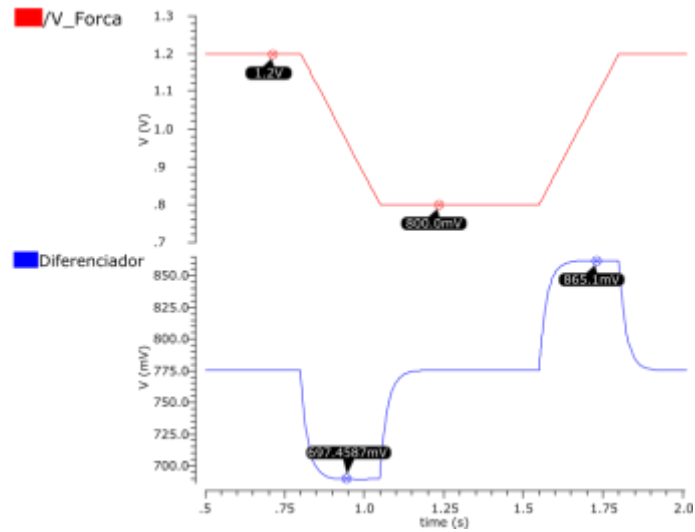


Fonte: Cadence

Este circuito está relacionado diretamente com a equação 2.1, onde é representado pela integral de $f(t)$, o valor $k3$ refere-se à proporcionalidade com que o valor da integração irá introduzir em forma de corrente ao oscilador.

A figura 4.2 apresenta a resposta do diferenciador utilizado neste trabalho para uma entrada com sinal de força.

Figura 4.2- Resposta do diferenciador implementado.



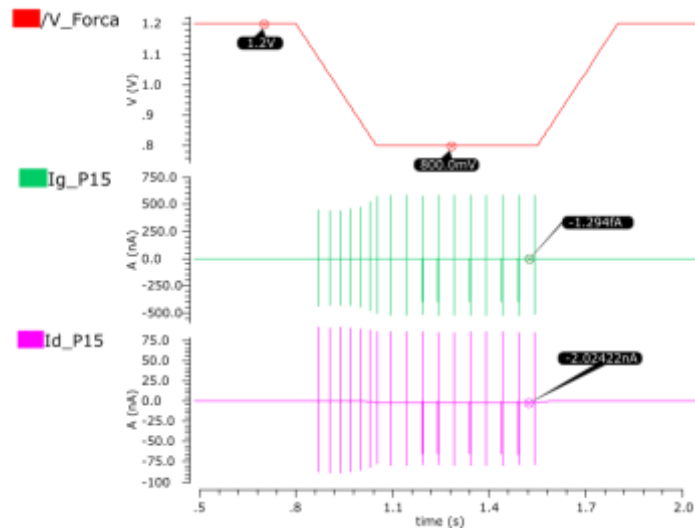
Fonte: Cadence

O circuito diferenciador está relacionado diretamente com a equação 2.1, onde é representado pela derivada de $f(t)$, o valor $k1$ refere-se à proporcionalidade com que o valor da derivação irá introduzir em forma de corrente ao oscilador.

A componente de força é a maior influenciadora na resposta final do circuito proposto por isso o valor de $k2$ será o maior entre os três que corresponde a uma injeção de corrente maior.

Na figura 4.4 é apresentada a corrente injetada no transistor P15 e a produzida por ele, pode se notar que elas são iguais apenas com uma amplificação, elas são concebidas pela derivada primeira, a qual flui pelo coletor acaba sendo injetada no capacitor (C_1) junto com as outras correntes do oscilador. O escopo da corrente que flui pelo dreno de P12 consiste em produzir *spiking* no momento em que a força tem o seu início até o instante em que ela permanece constante.

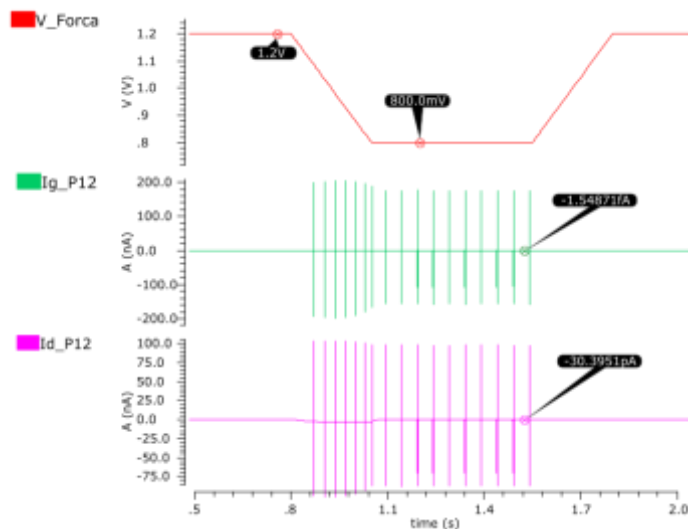
Figura 4.3- Correntes P15



Fonte: Cadence

A figura 4.2 apresenta as correntes do transistor P12 produzidas pelo sinal da derivada. Como já comentado a corrente oriunda da força é relativamente menor que a produzida pelo diferenciador. As correntes as quais estão sendo comparadas pertencem ao carregamento do capacitor (C_1), pois se houver a paridade com os *spiking* será notada inversão na afirmação. Essa corrente tem por objetivo gerar *spiking* enquanto a força estiver sendo aplicada.

Figura 4.4- Correntes P12

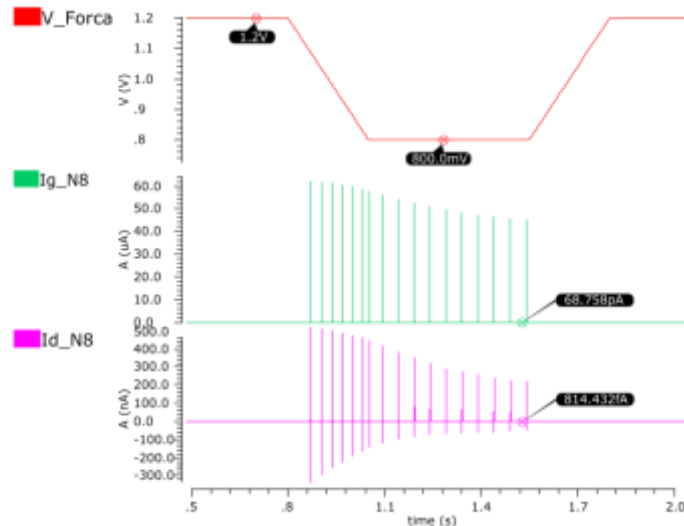


Fonte: Cadence

As correntes provenientes do integrador são apresentadas na figura 4.4, pode-se notar que ela é menor corrente entre as três, isso se dá pelo fato da sua baixa contribuição.

O integrador tem como finalidade reduzir a frequência dos *spiking* conforme o decaimento da força aplicada até não se nutrir mais ela, e assim reduzindo à zero a essa taxa de repetição.

Figura 4.5- Correntes N8

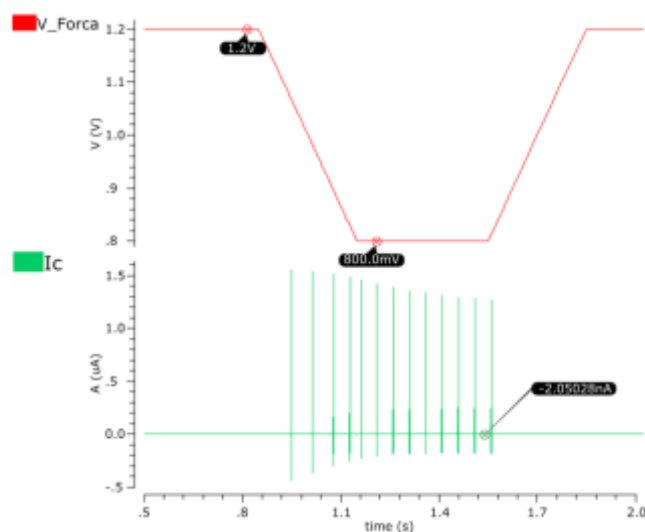


Fonte: Próprio autor

A carga e a descarga do capacitor (C_1) se dá pelo chaveamento dos transistores N3 e N4 os quais recebem a saída do flip-flop, eles possuem a mesma entrada, mas com tamanhos diferentes, pois há correntes diferentes passando em cada dos lados do oscilador. Já N1 possui uma polarização fixa que acaba contribuindo para minimizar a corrente que flui por N3.

A figura 4.7 trás a corrente que flui no capacitor de saída (C_1), essa corrente servirá para que se possa obter os valores de kj na equação 2.1.

Figura 4.6- Corrente em C_1



Fonte: Próprio autor

A partir das correntes dos sinais de entradas junto com a corrente em C1 pode-se obterem os valores de k_j utilizando a equação 2.2, na tabela 4.1 tem-se os valores obtidos a partir desse calculo.

TABELA 4.1- Constantes de proporcionalidade

I_j	Corrente (A)	k_j	Valor
I_1	$-30.3951\mu A$	k_1	0.0148
I_2	$-2.02422nA$	k_2	0.9873
I_3	$814.432fA$	k_3	-0.0004

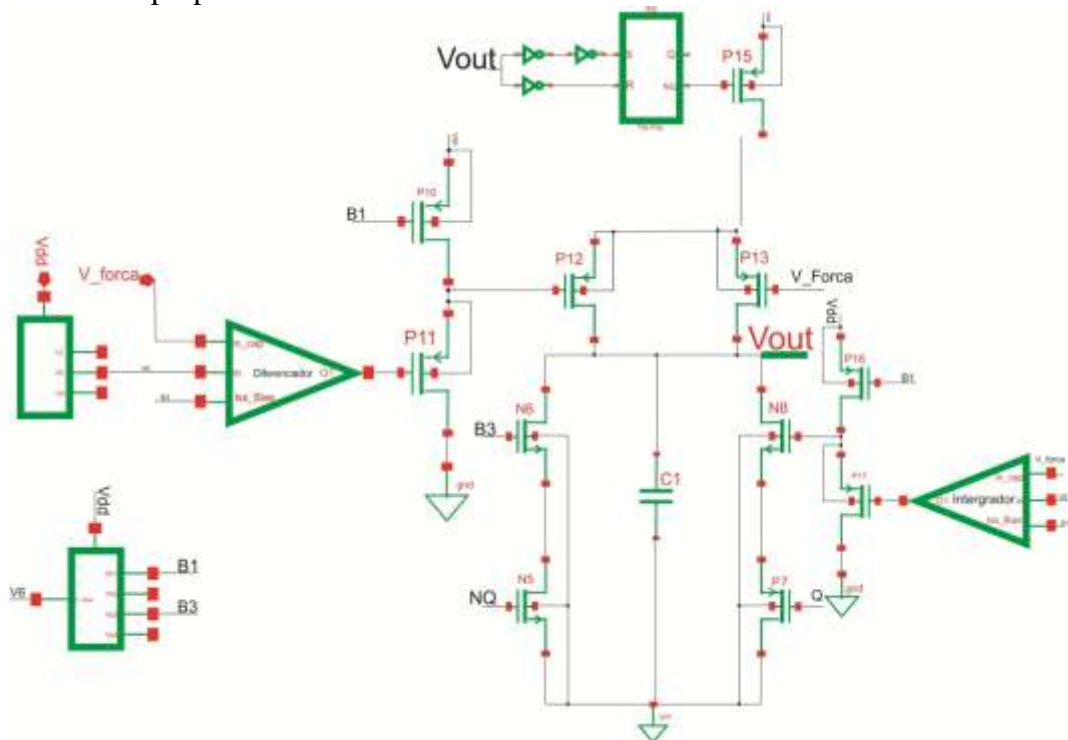
Fonte: Dados retirados da simulação

Nota-se que a constante de proporcionalidade oriunda da força é muito superior às demais por isso o comportamento dos *spiking* nesse trabalho são muito próximos ao sinal de força.

4.1 RESPOSTA DO CIRCUITO

O circuito proposto é apresentado na figura 4.8, ao qual se constitui dos modelos apresentados na capítulo anterior.

Figura 4.7- Circuito proposto



Fonte: Próprio autor

Para validar e quantizar o desempenho da topologia proposta foi simulado o circuito da Figura 4.8, operando em diferentes condições, de forma a destacar o desempenho para diferentes configurações de entrada. As situações simuladas foram três distintas com tempo de rampa diferentes: 200ms, 250ms e 300ms, os outros parâmetros de entrada permaneceram os mesmo para todas as simulações.

Optou-se por analisar tempos de rampa mais próximos ao tempo de 250ms, pois este está sendo comumente usado na literatura esse tempo como base. Não se analisou essa topologia para outros graus de tensão, pois quando implementado a nível físico/ prático se tem um controle maior ou seja esse valores apresentas podem ser ajustados conforme o circuito. Para esse trabalho analisou-se com mais ênfase os pulsos/segundo que compõem o sinal.

Estas variações propostas notam-se diferentes pulsos/segundo isso se relaciona ao tempo de acréscimo e decréscimo da força ao qual está atrelado a ações cotidianas relacionadas com o tato, como por exemplo, objetos de diferentes tamanhos e pesos, escorregadios, erguer ou abaixar um objeto, ações que interferem nesse tempo subida/ descida às quais não há uma vasto controle.

TABELA 4.2- Parâmetros de entrada

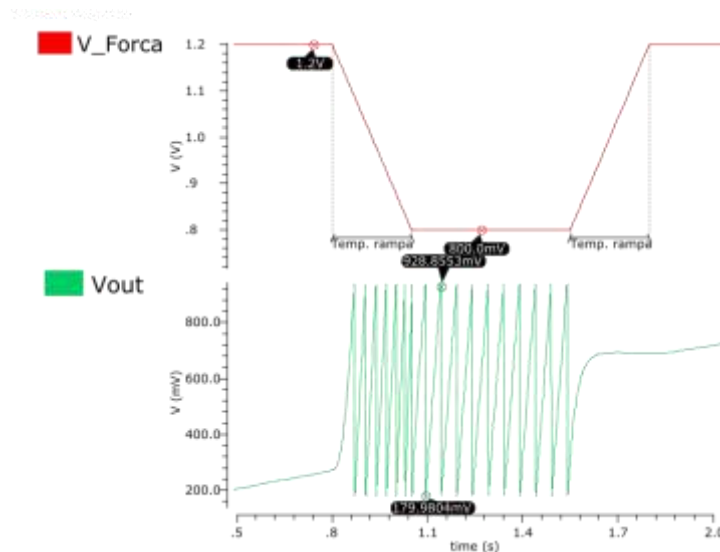
Tensão 1	Tensão 2	Período	Delay	Tempo do pulso
800mV	1.2V	1.5s	50ms	500ms

Fonte: Dados retirados da simulação

Tem-se como tempo de subida base neste trabalho 250ms, para esse tempo que o circuito foi projetado no sentido de dar uma resposta similar a (CONDON; HUDSON; CHELVANAYAGAM; MAHNS; OLAUSSON, 2013).

A Figura 4.9 apresenta a entrada, força em volts, e a saída do circuito proposto com os parâmetros apresentados e na tabela 4.1.

Figura 4.8- Resposta da aplicação de uma força com tempo de subida 250ms.



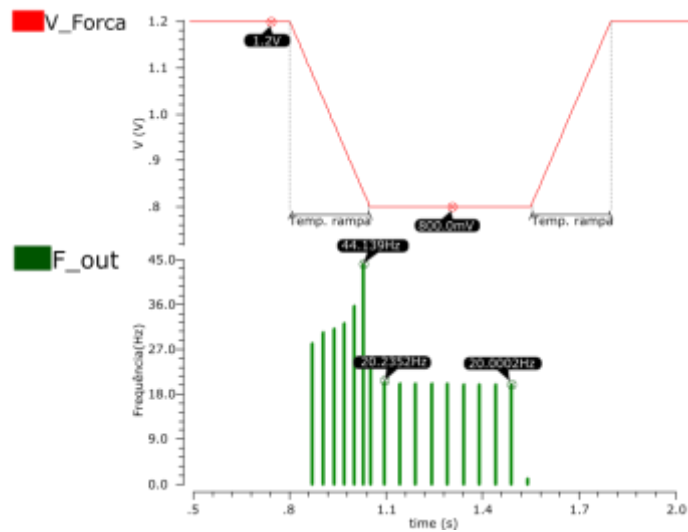
Fonte: Próprio autor.

Nota-se que na figura 4.9, quando há uma queda na tensão de entrada (V_f) o circuito tem início sua oscilação, isso se dá pelo fato do sinal de força, em volts, ser o inverso do sinal de força, em newtons, por essa razão os pulsos tem seu princípio no declive da tensão e possui seu quando a variação ingressa no campo positivo ($dV_{força}/dt > 0$).

A taxa de repetição de pulsos oscila ao longo de uma aplicação de força, essa variância se dá pela forma com que os sinais oriundos da força carregam e descarregam C_1 . A maior repetição apresenta-se no princípio da queda de tensão, isso se dá pela contribuição do diferenciador, no momento em que o sinal se estabiliza há uma diminuição na taxa decorrente da não atuação da derivada, havendo apenas a contribuição dos sinais de força e integrado..

Na figura 4.10 apresenta-se o gráfico ao qual traz essa taxa em valores numéricos, no qual podemos perceber que sua taxa de repetição de pulsos máxima aproxima-se de 50 pulsos/segundo após esse pico tem uma queda reduzindo-a gradativamente, isso ocorre quando a tensão de entrada (força) se estabiliza.

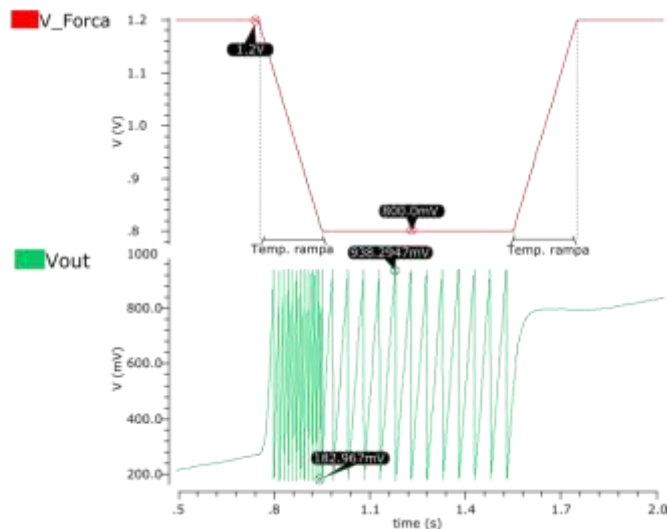
Figura 4.9- Taxa de repetição para uma força com m tempo de subida 250ms.



Fonte: Próprio autor.

Na figura 4.11 tem-se o resultado para um tempo de 200ms, pode-se notar que há um aumento significativo na taxa de repetição de pulsos, chegando a ser maior que duas vezes a que o sinal base (250ms), isso dá pelo fato do capacitor carregar uma mesma tensão em tempo menor, quando o sinal se estabiliza a frequência tem uma queda acintosa, mais relevante se comparado com a Figura 4.9, isto é causado pelo fato do sinal do diferenciador ter uma contribuição aumentada com a diminuição do tempo de subida da força.

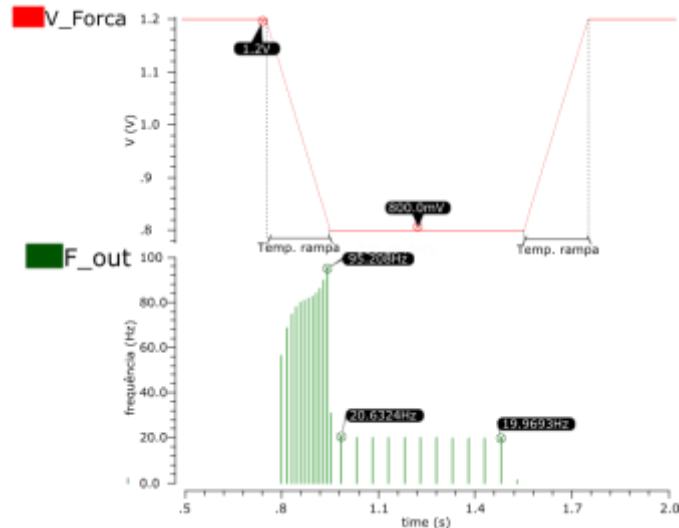
Figura 4.10- Resposta da aplicação de uma força com tempo de subida 200ms.



Fonte: Próprio autor.

A Figura 4.12 refere-se aos mesmos parâmetros utilizados na Figura 5.4, mas agora em uma escala de pulsos/segundos ao invés do tempo, também se pode notar a mesma mudança na frequência.

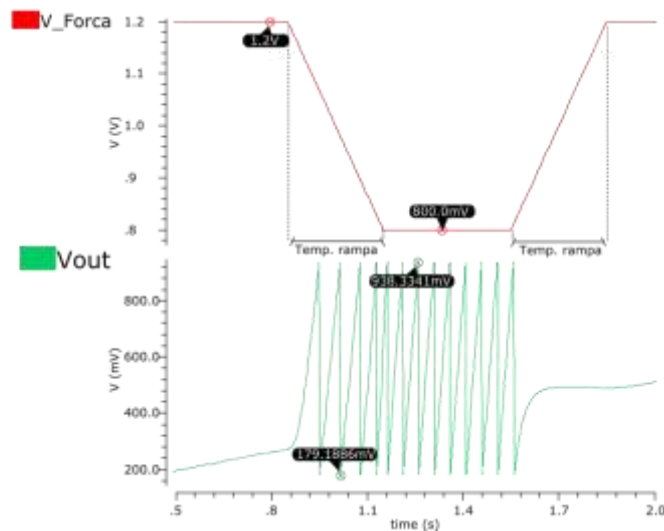
Figura 4.11- Taxa de repetição para uma força com m tempo de subida 200ms.



Fonte: Próprio autor.

Para o tempo de 300ms, que esta sendo apresentado na Figura 4.13 pode-se notar que há uma queda na taxa de repetição de pulsos se comparado com o sinal base, essa queda não chega a representar 50% dos pulsos/segundos encontrada em 250ms, mas é relativamente menor. Quando o sinal se estabiliza a repetição de pulsos tem uma queda proporcionalmente menor que nos outros casos, no inicio da rampa nota-se que a repetição de pulsos é menor do que quando o sinal se estabiliza isto se dá pelo fato do diferenciador ter uma contribuição menor se comprar com o sinal de força e integral neste caso.

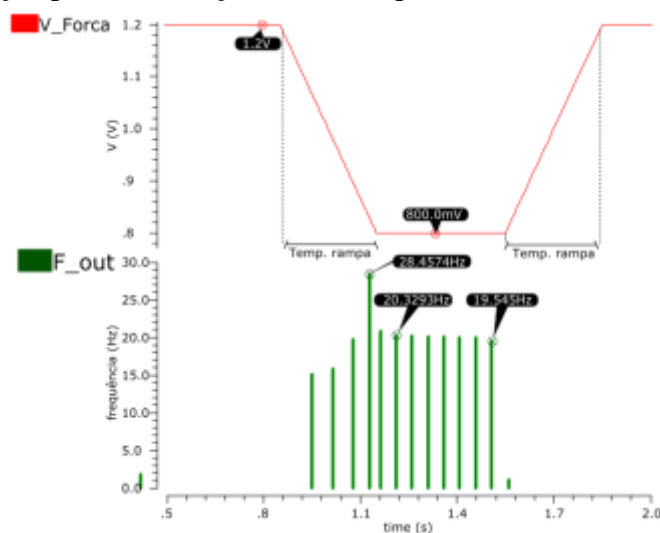
Figura 4.12- Resposta da aplicação de uma força com tempo de subida 300ms.



Fonte: Próprio autor.

Na Figura 4.14 refere-se aos mesmos parâmetros utilizados na Figura 4.13, mas agora em uma escala pulsos/segundos ao invés do tempo, também se pode notar a mesma mudança na taxa de repetição de pulsos.

Figura 4.13- Taxa de repetição para uma força com m tempo de subida 300ms.



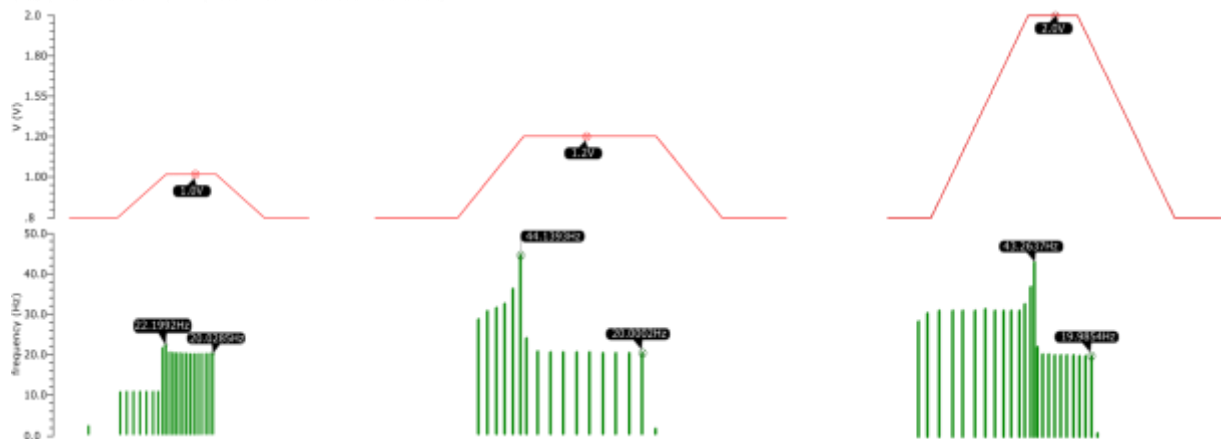
Fonte: Próprio autor.

4.2 COMPARAÇÃO COM A RESPOSTA EM HUMANOS

A figura 4.14 apresenta a resposta da aplicação em pulsos/segundos, de uma força em uma superfície macia. Nota-se que a taxa de repetição não sofre grande alteração em relação a amplitude da força, mas sim o tempo de crescimento da força.

O tempo de crescimento da força tem uma relação inversamente proporcional à taxa de repetição, ou seja, quanto menor o tempo que se aumenta a força maior será os pulsos/segundos por esse motivo que a sessão apresenta três tempos distintos aos quais podem ser comparados com a figura 4.14.

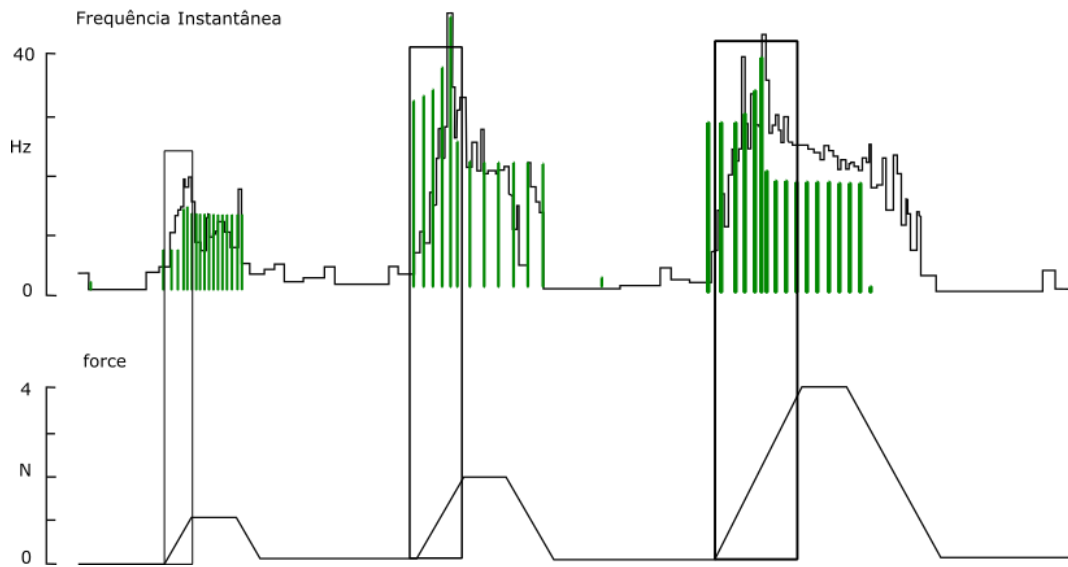
Figura 4.14- Resposta do circuito proposto para diferentes tempos de crescimento da força



Fonte: Próprio autor.

A figura 4.15 apresenta um comparativo entre a aplicação em humanos e o resposta do circuito proposto, onde se nota algumas semelhanças entre elas, considerando que haverá diferenças entre os aferentes biológicos e um sistema que pretende reproduze-los.

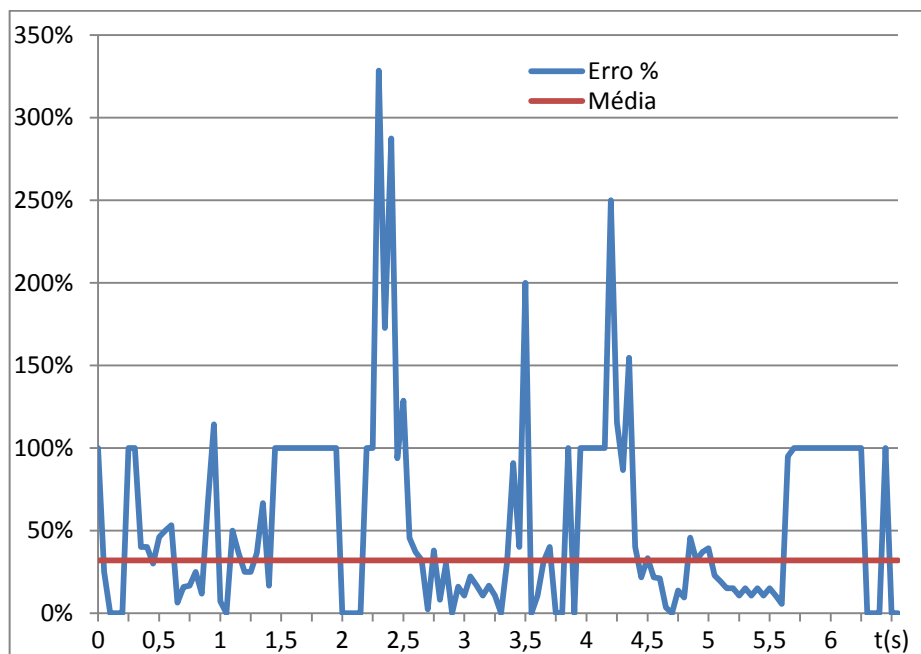
Figura 4.15- Comparativa entre a aplicação biológica e o resposta do circuito proposto



Fonte: Próprio autor

A figura 4.16 apresenta o erro entre a aplicação biológica e o circuito proposto. A média percentual do erro é de 32%

Figura 4.16- Erro e entre a aplicação biológica e o resposta do circuito proposto



Fonte: Próprio autor.

Devido um elevado erro percentual constatado na figura 4.16 chegando a mais de 300%, os trabalhos futuros irão dar foco em minimizar esse erro principalmente nos seus picos. O erro elevado pode ser corrigido com uma maior atuação do integrador.

5. CONCLUSÃO

Conforme os objetivos estabelecidos, conclui-se que o trabalho possibilitou o desenvolvimento de uma nova topologia para representar a resposta dos mecanorreceptores SA-II dentro das limitações, as quais um circuito eletrônico demonstra se comparado a um sistema biológico.

Tendo em vista a grande importância do tema, torna-se fundamental o desenvolvimento de projetos que visem ao desenvolvimento de estruturas que possibilitam uma maior sensibilidade em próteses, atendendo as diferentes necessidades de cada indivíduo.

De modo geral uma prótese que possui um sistema que reproduz os mecanorreceptores, dá ao usuário a sensação de conforto e segurança, além de proporcionar uma adaptação com maior facilidade. A possibilidade de este trabalho ser usada em uma prótese ainda é muito distante, pois se precisa de inúmeras etapas e adaptações até os testes em humanos.

Partindo do objetivo de reproduzir a resposta dos mecanorreceptores SA-II. Em uma comparação visual qualitativa percebe-se a semelhança da resposta do circuito com o comportamento biológico, mas ainda existe uma diferença que pode ser compreendida devido à complexidade de um sistema biológico. As diferenças que ocorreram com tensões e corrente podem ser adaptadas apenas ajustando os parâmetros de entrada do circuito.

Uma segunda análise feita foi a comparação das frequências dos sinais, nesse caso obteve-se um erro superior a 30% devido à baixa contribuição do integrador. O erro é ainda maior nas transições da força onde há a presença do integrador. Esse erro pode ser corrigido aumentando a constante de proporcionalidade do integrador. Neste trabalho essa constante não foi elevada ao pouco tempo que se tinha.

Uma nova análise há de ser feita posteriormente para que a proposta possa contemplar todos os aspectos, usando o oscilador de relaxação isso proporcionará outros modelos matemáticos para caracterizar cada uma delas, pois o que foi apresentado aqui representa uma entre várias formas de se modelar. Por conseguinte, será analisado o circuito com uma constante k_3 maior para obter uma maior similaridade com a resposta biológica.

REFERÊNCIAS

- BEAR, F. MARK.; CONNORS, W. BARRY.; PARADISO, A. MICHAEL. **Neuroscience Exploring the Brain**. Lippincot Williams e Wilkins, 3 ed. New York – NY, USA. , pp. 388-392, 2006.
- BOCCOLINI, F. **Reabilitação: Amputado, Amputações, Próteses**. 2ed. São Paulo. Robe Editorial, pp. 35-38. 2000.
- BRITANNICA, E. PROSTHESIS. Disponível em: <<https://www.britannica.com/science/prosthesis>>. Acesso em: 04 de jul. 2018
- CONDON, M.;BIRZNIEKS, I.; HUDSON, K. CHELVANAYAGAM, D.; MAHNS, D.; OLAUSSON, H.; MACEFIELD, V.;. **Differential sensitivity to surface compliance by tactile afferents in the human finger pad** . Journal of Neurophysiology v.111, pp. 1308-1317, 2014.
- EHSAN, M. A.; ZHOU, Z.; YI, Y. **Modeling and analysis of neuronal membrane electrical activities in 3d neuromorphic computing system**. IEEE International Symposium on Electromagnetic Compatibility & Signal/Power Integrity (EMCSI), pp. 745-750, 2017.
- EMBARCADOS; **Formas de se implementar sistemas digitais**. 2014. Disponível em:<<https://www.embarcados.com.br/sistemas-digitais-2/>>. Acessado em: 11 de jul. 2018.
- HAINES, D.E. **Neurociência Fundamental: com aplicações básicas e clínicas**. 3a edição. Rio de Janeiro: Elsevier. (2006).
- HODGKIN, A.L.; HUXLEY, A.F. **A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation in nerve**. University of Cambridge J Physiol, 500-544, 1952.
- JOHANSSON, S. ROLAND.; FLANAGAN, J. RANDALL.;**Coding and use of tactile signals from the fingertips in object manipulation tasks**. Nature Reviews Neuroscience, pp. 345-359, 2009.
- KANDEL, E.R.; SCHWARTZ, J.H.; SIEGELBAUM, S.A.; JESSELL, T.M.; HUDSPETH, A.J. **Principles of Neural Science**. 5. Ed. New York. McGraw-Hill, pp. 449-527, 2013.
- POPOVIC, M.R.; THRASHER, T.A. **Neuroprostheses**. In: **Bowlin GL, Wnek G, editors. Encyclopedia of biomaterials and biomedical engineering**. Informa Healthcare; New York 2004. Pp. 1056-65.
- RAZAVI, B. **Fundamentos de Microeletrônica**. 1. ed. Rio de Janeiro. LTC , pp. 264-408, 2007.
- RAGER, D.M.; ALVARES, D.; BIRZNIEKS, I.; REDMOND, S.J.; MORLEY, J.W.; LOVELL, N.H.; VICKERY, R.M.; **Generating tactile afferent stimulation patterns for**

slip and touch feedback in neural prosthetics. IEEE EMBC, Japan, July 2013, pp. 5922-5925

RODRIGUES, C.R.; SILVEIRA,R; ZOLO, L.; GUGLIEMELLI,E. **Ultra-low Power CMOS Topology for Mimicking Mechanoreceptor Reponses.**

SAÚDE, M. da. **Diretrizes de Atenção à pessoa Amputada.** 2013. Disponível em: <https://bvsmms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/diretrizes_atencao_pessoa_amputada.pdf>. Acesso em: 04 de jul. 2018.

TEIXEIRA, L. **Projeto de circuitos integrados para balanço de cargas e redução da tensão residual em estimulação neural.** Tese (Mestrado em Engenharia de Computação) – Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria, RS. 2015.

VIRTUOSO. CADENCE DESIGN SYSTEMS. **Specter Circuit Simulator.** 2016. Disponível em:<<https://www.cadence.com>>. Acesso em: 22 de nov. 2017.

NISHIDA, S. M.; **Apostila do Curso de Fisiologia.** 2012 Disponível em:<<http://www.ibb.unesp.br/Home/Departamentos/Fisiologia/Neuro/06.somestesia.pdf>>.

WANG, L.; CHANG, Y.; CHANG,K. **Electronic Design Automation: Synthesis, Verification, and Test.** Burlington. Morgan Kaufmann, 2009.3p.

WOO, S.;LUMPKIN, E.; PATAPOUTIAN, A. **Merkel cells and neurons keep in touch.** Trends in Cell Biology, Vol. 25, pp. 74-81, 2015.