

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE ELETROTÉCNICA
CURSO DE ENGENHARIA INDUSTRIAL ELÉTRICA

ETTORE FREDERICO SCABENI GLITZ

**DESENVOLVIMENTO DE UM SENSOR DE TOQUE “PIEZOIÔNICO”
TRANSPARENTE E CONFORMAL**

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

CURITIBA

2016

ETTORE FREDERICO SCABENI GLITZ

**DESENVOLVIMENTO DE UM SENSOR DE TOQUE “PIEZOIÔNICO”
TRANSPARENTE E CONFORMAL**

Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação, apresentado à disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso 2, do curso de Engenharia Elétrica do Departamento Acadêmico de Eletrotécnica (DAELT) da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR) como requisito parcial para obtenção do título de Engenheiro Eletricista.

Orientador: Prof. Marcelo de Oliveira Rosa

CURITIBA

2016

Ettore Frederico Scabeni Glitz

Desenvolvimento de um Sensor de Toque “Piezoiônico” Transparente e Conformal

Este Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação foi julgado e aprovado como requisito parcial para a obtenção do Título de Engenheiro Eletricista, do curso de Engenharia Elétrica do Departamento Acadêmico de Eletrotécnica (DAELT) da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR).

Curitiba, 30 de agosto de 2016.

Prof. Emerson Rigoni, Dr.
Coordenador de Curso
Engenharia Elétrica

Profa. Annemahlen Gehrke Castagna, Mestre
Responsável pelos Trabalhos de Conclusão de Curso
de Engenharia Elétrica do DAELT

ORIENTAÇÃO

Marcelo de Oliveira Rosa, Dr.
Universidade Tecnológica Federal do Paraná
Orientador

BANCA EXAMINADORA

Prof. Marcelo de Oliveira Rosa, Dr.
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Prof. Marco José da Silva, Dr.
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Prof. Antonio Carlos Pinho, Dr.
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

A folha de aprovação assinada encontra-se na Coordenação do Curso de Engenharia Elétrica

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer ao CNPq pelo auxílio financeiro a mim fornecido durante o meu intercâmbio no Canadá, na *University of British Columbia*, onde parte desta pesquisa foi desenvolvida. Agradeço também meus orientadores, John Madden no Canadá e Marcelo de Oliveira Rosa no Brasil, por todo o apoio no desenvolvimento deste trabalho.

Agradeço também meu colega de laboratório Mirza Saquib Us Sawar, que me orientou nos experimentos realizados, bem como forneceu toda a base teórica para explicar o funcionamento do sensor desenvolvido.

RESUMO

GLITZ, Ettore F. Scabeni. Desenvolvimento de um Sensor de Toque “Piezoiônico” transparente e conformal. 98f. Trabalho de Conclusão de Curso (Engenharia Elétrica) – Departamento de Eletrotécnica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2016.

O projeto aqui apresentado consiste na análise para o desenvolvimento de uma nova tecnologia de sensor ao toque utilizando um hidrogel de poliuretano. Este material possui interessantes propriedades como transparência e flexibilidade, que podem ser úteis no desenvolvimento de sensores ao toque com estas características. Uma vez que o material é completamente maleável, o mesmo pode ser facilmente aplicado no ramo da biomedicina, devido ao fato que este se ajusta ao formato da superfície da pele, por exemplo. Uma extensiva pesquisa bibliográfica é apresentada explicitando a aplicação de hidrogel como sensor, bem como outras tecnologias que permitem o desenvolvimento de sensores transparentes e/ou flexíveis. O resultado de diversos testes e experimentos com o gel em diferentes situações é apresentado, o que possibilita a otimização do mesmo para a obtenção de um sinal que pode ser utilizado para a leitura da aplicação de uma pressão. Também é realizada uma análise do sinal obtido nos experimentos a fim de encontrar modos de tratá-lo de maneira que este possa ser empregado em um circuito elétrico.

Palavras-chave: Hidrogel. Sensor. Piezoiônico. Sensor transparente. Sensor flexível.

ABSTRACT

GLITZ, Ettore F. Scabeni. Development of a transparent and flexible “piezoionic” touch sensor. 98f. Trabalho de Conclusão de Curso (Engenharia Elétrica) – Departamento de Eletrotécnica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2016.

The project presented here consists on the analysis for the development of a novel type of touch sensor employing a polyurethane hydrogel. This material possesses interesting features such as transparency and flexibility, which can be used in the development of touch sensors with these characteristics. Because of the malleability of the material, it can be easily applied in the biomedical field, since it adjusts its shape to the surface of the skin, for example. A review on the applications of the hydrogel as a sensor is presented, as well as a review on other technologies that allow the development of transparent and/or flexible sensors. The result of experiments performed with the gel in different conditions is also discussed. From the analysis of the data, the best settings are adopted in order to obtain the best signal amplitude for pressure detection. The manipulations required for the signal to be used in an electrical circuit are also analyzed.

Keywords: Hidrogel. Sensor. Piezoionic. Transparent sensor. Flexible sensor.

LISTA DE FIGURAS

<i>Figura 1 - Sensor baseado em materiais têxteis condutores e isolantes (PAN; CUI; ZHU, 2003).....</i>	<i>23</i>
<i>Figura 2 - Sensor Capacitivo Tátil modular (LEE; CHANG; YOON, 2006).....</i>	<i>25</i>
<i>Figura 3 - Sumário das camadas presentes em um sensor capacitivo baseado em filmes de nanotubos (LIPOMI et al., 2011).....</i>	<i>29</i>
<i>Figura 4 - Esquemático de um painel ao toque baseado em líquidos condutivos detectando posição do toque (ASANO et al., 2011).....</i>	<i>30</i>
<i>Figura 5 - Sensores Capacitivos empregando nanofios na sua construção (MAYOUSSE et al., 2013).....</i>	<i>32</i>
<i>Figura 6 - Corte lateral de um sensor óptico de PDMS mostrando a perturbação da forma de onda da luz quando uma pressão é aplicada ao substrato (RAMUZ et al., 2012).....</i>	<i>35</i>
<i>Figura 7 - Distribuição iônica dentro do gel antes e depois da aplicação de um estímulo externo.....</i>	<i>37</i>
<i>Figura 8 - Fabricação do Hidrogel e Estágios do Poliuretano D640 (Arquivo Pessoal).....</i>	<i>38</i>
<i>Figura 9 - Características Físicas do Hidrogel (Arquivo Pessoal).....</i>	<i>39</i>
<i>Figura 10 - Mudanças físicas no hidrogel devido à solução de NaPF₆ (Arquivo Pessoal).....</i>	<i>40</i>
<i>Figura 11 - Setup com lâmina de vidro para a caracterização do hidrogel.....</i>	<i>42</i>
<i>Figura 12 - Imagem Representado os Instrumentos utilizados para os Experimentos (DIRECT INDUSTRY, 2016; METROHM, 2016).....</i>	<i>43</i>
<i>Figura 13 - Exemplo de um gráfico de força aplicada por tempo na caracterização básica das amostras de hidrogel.....</i>	<i>44</i>
<i>Figura 14 - Configuração empregada na Caracterização Básica do Sensor.....</i>	<i>45</i>
<i>Figura 15 - Formas de onda obtidas na caracterização de amostras submersas em soluções de KCl, quando uma pressão é aplicada no eletrodo de trabalho e no eletrodo de referência.....</i>	<i>46</i>
<i>Figura 16 - Influência teórica da concentração de íons no hidrogel e sua resposta a uma força mecânica aplicada.....</i>	<i>49</i>
<i>Figura 17 - Formas de onda obtidas na caracterização de amostras submersas em soluções de NaCl, quando uma pressão é aplicada no eletrodo de trabalho e no eletrodo de referência.....</i>	<i>53</i>
<i>Figura 18 - Exemplo do Padrão da Força Aplicada na Verificação do Comportamento do sensor perante a aplicação e manutenção de um estímulo externo.....</i>	<i>60</i>
<i>Figura 19 - Exemplo de Padrão da Tensão Obtida na Verificação do Comportamento do sensor perante a aplicação e manutenção de um estímulo externo.....</i>	<i>61</i>
<i>Figura 20 - Exemplo de Padrão da Tensão Obtida na Verificação da resposta do sensor a uma frequência de 10Hz.....</i>	<i>63</i>
<i>Figura 21 - Ruído Apresentado pelo Hidrogel em Repouso.....</i>	<i>65</i>
<i>Figura 22 - Análise de Frequências que compõem o Sinal de Ruído no Hidrogel em Repouso.....</i>	<i>66</i>
<i>Figura 23 - Sinal apresentado pelo Hidrogel após o mesmo ser tocado algumas vezes.....</i>	<i>67</i>
<i>Figura 24 - Análise de Frequências que compõem o Sinal de Resposta do Gel, quando o mesmo é submetido à toques.....</i>	<i>68</i>
<i>Figura 25 - Diagrama de Blocos do Filtro a ser implementado.....</i>	<i>69</i>

<i>Figura 26 - Diagrama de Bode para o Filtro Proposto.....</i>	<i>70</i>
<i>Figura 27 - Simulação do Sinal Filtrado obtido da Amostra de Hidrogel em Repouso</i>	<i>71</i>
<i>Figura 28 - Simulação do Sinal Filtrado obtido da Amostra de Hidrogel quando esta é tocada</i>	<i>72</i>
<i>Figura 29 - Esquemático do Circuito Implementado.....</i>	<i>74</i>
<i>Figura 30 - Sinal Obtido no Ponto de Entrada do Filtro Implementado</i>	<i>75</i>
<i>Figura 31 - Sinal Obtido entre o Primeiro Estágio de Amplificação e o Filtro Passa-Alta Implementado</i>	<i>76</i>
<i>Figura 32 - Sinal Obtido entre o Filtro Passa-Alta e o Filtro Passa-Baixa Implementado.....</i>	<i>77</i>
<i>Figura 33 - Sinal Obtido entre o Filtro Passa-Baixa e o Segundo Estágio de Amplificação Implementado</i>	<i>78</i>
<i>Figura 34 - Sinal Obtido no Ponto de Saída do Circuito Implementado</i>	<i>79</i>
<i>Figura 35 - Implementação para o Reconhecimento de Posição de Toque do Sensor</i>	<i>80</i>
<i>Figura 36 - Implementação para o Funcionamento do Sensor em uma Superfície Curva.....</i>	<i>81</i>
<i>Figura 37 - Implementação para o Funcionamento do Sensor na Superfície da Pele</i>	<i>82</i>
<i>Figura 38 - Configuração de Filtro Passa-Alta Empregado.....</i>	<i>97</i>
<i>Figura 39 - Configuração de Filtro Passa-Baixa Empregado</i>	<i>98</i>

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CCA	Matriz de Cristais Coloidais
CNT	Nanotubos de Carbono
CNTF	Fibra de Nanotubo de Carbono
CO ₂	Dióxido de Carbono
CrO ₄ ²⁻	Ânion Cromato
FET	Transistor de Efeito de Campo
GOx	Glicose Oxidase
GZO	Óxido de Zinco dopado de Gálio
Hg ²⁺	Íon de Mercúrio
In-Amp	Amplificador de Instrumentação
IPCCA	Matriz de Cristais Coloidais Inteligentes Polimerizados
ITO	Óxido de Índio-Estanho
IZO	Óxido de Índio e Zinco
KCl	Cloreto de Potássio
LCD	Display de Cristal Líquido
LED	Diodo Emissor de Luz
LiTFSI	Bis(trifluormetano sulfonil) imida de lítio
M	Mol
MAPTAC	Cloreto de Metacrilamido-propil-trimetilamônio
MEMS	Sistemas Micro-Eleto-Mecânicos
Na ₂ SO ₄	Sulfato de Sódio
NaCl	Cloreto de Sódio
NaPF ₆	Hexafluorofosfato de Sódio
OLED	Diodo Emissor de Luz Orgânico
Op-Amp	Amplificador Operacional
OPD	Fotodetector Orgânico
Pb ²⁺	Íon de Chumbo
PBA	Ácido Fenil-Borônico
PC	Policarbonato
PDA	Assistente Pessoal Digital
PDDA	Cloridato de Polidialidimetilamônio
PDMS	Polidimetilsiloxano
PEDOT:PSS	Poli(3,4-etilendioxitiofeno)-poli(estireno sulfonato)
PEN	Poli(etileto-naftalato)
PET	Politereftalato de Etileno
pH	Potencial Hidrogeniônico
PLED	Diodo Emissor de Luz Polimérico
PPD	Fotodiodo de Polímero
PVDF	Fluoreto de Polivinilideno
SWNT	Nanotubos de Carbono de Parede Simples

SUMÁRIO

ORIENTAÇÃO.....	3
BANCA EXAMINADORA.....	3
1 INTRODUÇÃO	10
1.1 Tema Proposto.....	10
1.1.1 Delimitação do Tema	11
1.2 Objetivos	11
1.3 Justificativa.....	12
1.4 Procedimentos Metodológicos	12
1.5 Estrutura do Trabalho.....	13
2 PESQUISA BIBLIOGRÁFICA.....	14
2.1 Hidrogel.....	14
2.2 Sensores baseados em hidrogel	15
2.3 Sensores Transparentes e Flexíveis	20
2.4 Sensores de Toque Flexíveis	22
2.5 Sensores de Toque Transparentes	27
2.6 Sensores de Toque Transparentes e Flexíveis	28
2.7 Sensor de Toque Transparente e Flexível Piezoelétrico	36
2.7.1 Princípio de Funcionamento do Sensor.....	36
2.7.2 Fabricação do Hidrogel	37
3 CARACTERIZAÇÃO DO HIDROGEL	40
3.1 Caracterização inicial das amostras submersas em KCl.....	45
3.2 Caracterização inicial das amostras submersas em NaCl.....	52
3.3 Comparação entre diferentes soluções e concentrações.....	54
3.4 Comparação entre diferentes velocidades de toque	56
3.5 Comparação entre a aplicação de diferentes forças	58
3.6 Verificação do comportamento do sensor perante a aplicação e manutenção de um estímulo externo.....	59
3.7 Verificação da resposta do sensor a frequências de até 10Hz.....	62
3.8 Verificação da resistência do sensor.....	63
4 ANÁLISE E PROCESSAMENTO DO SINAL OBTIDO.....	64
4.1 Análise do Sinal Obtido	64
4.2 Design do Filtro Escolhido.....	69
4.3 Simulação do Filtro.....	70
5 IMPLEMENTAÇÕES E DEMONSTRAÇÕES.....	73
5.1 Implementação do Filtro	73
5.1.1 Sinal obtido no ponto de entrada do circuito	74
5.1.2 Sinal obtido entre o primeiro estágio de amplificação e o filtro passa-alta	75
5.1.3 Sinal obtido entre o filtro passa-alta e o filtro passa-baixa	76
5.1.4 Sinal obtido entre o filtro passa-baixa e o segundo estágio de amplificação.....	77
5.1.5 Sinal obtido no ponto de saída do circuito.....	78
5.2 Demonstrações de Funcionamento do Sensor	79
5.2.1 Reconhecimento de Posição de Toque do Sensor de Hidrogel	80
5.2.2 Funcionamento do Sensor em uma Superfície Curva	80
5.2.3 Funcionamento do Sensor na Superfície da Pele	81
6 CONCLUSÕES	83
REFERÊNCIAS.....	85
APÊNDICE A – Detalhamento do Design do Filtro Escolhido.....	97

1 INTRODUÇÃO

Embora passem muitas vezes despercebidos, sensores são utilizados frequentemente no dia-a-dia de todas as pessoas. Somente um celular, por exemplo, conta com diversos sensores como de toque, de umidade, acelerômetros, giroscópios e muitos outros dispositivos (STANFORD, 2015) que melhoram a experiência do usuário ao utilizar o aparelho.

No setor industrial, sensores químicos que detectam níveis de temperatura, pressão, vibração, umidade e outros (TE CONNECTIVITY LTD., 2015) são fundamentais para garantir a qualidade do produto final, sendo indispensáveis para a fabricação de bens. No setor de transportes, é de extrema importância a utilização de sensores que garantam controle sobre as máquinas, como sensores de velocidade e direção (HONEYWELL, 2016), entre outros.

Sensores de pressão são utilizados em dispositivos com teclados, como painéis de elevadores, eletrodomésticos e outros. Outro campo no qual os sensores são utilizados amplamente é na biomedicina: termômetros, testes de gravidez e oxímetros são alguns dos exemplos da aplicabilidade de sensores nesta área (BIOENGINEERING; COMMUNICATIONS, 2014).

Sendo assim, o desenvolvimento de sensores que possuam vantagens sobre os sensores atualmente empregados é um campo interessante de pesquisa, pois trata-se de um mercado sempre em expansão, com diversas aplicações.

1.1 Tema Proposto

Sensores de pressão e toque tornaram-se parte do cotidiano. Aparelhos eletrônicos, teclados, dispositivos de segurança e muitos outros aparelhos utilizam dessa tecnologia, e, observando as tendências do mercado, percebe-se que diversos outros produtos possuirão esta capacidade em um futuro não tão distante.

Entretanto, ainda existem muitas oportunidades a serem exploradas neste campo. Grande parte dos sensores ao toque disponíveis contam com a tecnologia de detecção por capacitância (GRAZ et al., 2006; LEE; CHANG; YOON, 2006) ou resistência (PAN; CUI; ZHU, 2003) Embora o desenvolvimento de sensores ao toque

flexíveis e transparentes já conte com algumas contribuições (CHOI et al., 2009; KIM et al., 2009; TAKAMATSU et al., 2010), o desenvolvimento de um sensor com estas características baseado na mobilidade de íons que seja transparente e flexível ainda não foi reportado.

1.1.1 Delimitação do Tema

Um sensor transparente e flexível permitiria avanços na área de telecomunicações, a aplicação na área da robótica e na área biomédica. Tal sensor deve ser de baixo custo e de fácil aplicação, de maneira a ser atrativo e competitivo no mercado.

Sensores com estas características já foram desenvolvidos (CHOI et al., 2010; TAKAMATSU et al., 2010; MAYOUSSE et al., 2014), porém muitos consistem em projetos caros ou de difícil fabricação em comparação com modelos que oferecem similares funcionalidades, mas que não são transparentes e flexíveis. Sendo assim, busca-se o desenvolvimento de um sensor baseado em hidrogel com as seguintes características: um material de baixo custo e que permite a confecção de um sensor transparente e flexível.

1.2 Objetivos

Procura-se desenvolver, portanto, um sensor ao toque que se baseie na movimentação de íons entre eletrodos como base para obtenção de um sinal elétrico representativo da ação física sobre o sensor. O hidrogel consistirá no material escolhido para servir como meio para a movimentação destes íons, e soluções químicas contendo cátions ou ânions consistirão no composto que fornecerá um sinal, positivo ou negativo, conforme a posição do toque. Este sinal, por sua vez, receberá um tratamento através de filtros e amplificadores a fim de que o mesmo seja uma grandeza facilmente mensurável. Em seguida, será construído um protótipo do sensor, de maneira a demonstrar a sua funcionalidade.

1.3 Justificativa

O desenvolvimento de um sensor ao toque transparente e flexível traria avanços interessantes na área de sensores, uma vez que possibilitaria, por exemplo, o desenvolvimento de aparelhos de telefone e *tablets* dobráveis. O sensor poderia ser aplicado no corpo de robôs e atuar como uma segunda pele, que auxiliasse na realização de suas tarefas, por exemplo. O mesmo poderia ser utilizado na biomedicina, com implantes que monitoram movimento de órgãos. Entretanto, baixo custo e facilidade de construção são características chave para o sucesso deste sensor.

1.4 Procedimentos Metodológicos

Primeiramente foram pesquisados artigos e patentes relativas ao tema em questão: hidrogel e suas aplicabilidades como sensor, sensores transparentes, flexíveis ou que possuam ambas as características e quais foram as tecnologias empregadas na sua construção.

Foi escolhido para o desenvolvimento deste trabalho o hidrogel HydroMedTMD640 (adquirido de *AdvanSource Biomaterials*, Estados Unidos) por ser barato e passível de aplicações biomédicas (BIOMATERIALS, 2008). O mesmo foi polimerizado, para que pudesse formar suas cadeias poliméricas e adquirir a geometria desejada, e seu comportamento quando exposto a algumas soluções salinas em diferentes concentrações foi analisado, de maneira a possibilitar que a melhor combinação seja selecionada referente à produção de um sinal elétrico, devido a aplicação de pressão no sensor.

Selecionada a melhor solução e sua respectiva concentração, foram realizados diferentes testes quanto a resposta do sensor a diferentes estímulos, de maneira a averiguar a capacidade do mesmo de reconhecê-los.

O design do circuito necessário para a utilização do sinal elétrico fornecido pelo sensor também foi estudado. Foi realizada a simulação do mesmo, bem como a sua implementação em demonstrações de aplicabilidade do sensor.

1.5 Estrutura do Trabalho

Este trabalho está dividido da seguinte maneira:

Capítulo 1: consiste na introdução ao tema desenvolvido, os objetivos a serem alcançados, a justificativa para a realização deste trabalho e os procedimentos metodológicos empregados no mesmo.

Capítulo 2: apresenta a fundamentação teórica para a execução deste trabalho. Sendo assim, foi realizada uma revisão bibliográfica de sensores desenvolvidos com hidrogel, sensores transparentes, flexíveis ou sensores que contenham ambas estas características. Este capítulo também consiste em uma breve explanação do princípio de funcionamento do sensor apresentado, bem como do processo de fabricação do hidrogel utilizado no sensor piezoiônico.

Capítulo 3: apresenta os dados referentes à caracterização elétrica do hidrogel, mostrando, assim, os valores obtidos nesta e o processo de escolha da solução e concentração salina que apresenta as melhores características de resposta de sinal.

Capítulo 4: é realizada uma análise do comportamento do sinal elétrico obtido e a maneira escolhida para realizar o tratamento do mesmo através de filtros e amplificadores.

Capítulo 5: apresenta implementações realizadas de maneira a demonstrar o funcionamento do sensor na prática, bem como características do mesmo.

Capítulo 6: apresenta as conclusões que podem ser obtidas a partir da análise realizada, bem como os próximos passos a serem seguidos na continuação do desenvolvimento do projeto apresentado.

2 PESQUISA BIBLIOGRÁFICA

Uma vez que o sensor ao toque baseado em hidrogel consiste em uma tecnologia até então inexplorada, foi realizado um levantamento sobre a aplicação do hidrogel como sensor e também sobre as tecnologias existentes no desenvolvimento de sensores transparentes e/ou flexíveis, de maneira a permitir maior conhecimento ao trabalhar com este material e esta tecnologia.

2.1 Hidrogel

O hidrogel é um material polimérico que possui diversas aplicações comerciais e é alvo de pesquisas sobre sua aplicabilidade nos mais amplos campos. Comercialmente, hidrogéis são utilizados em lentes de contato devido à sua alta transparência, permeabilidade de oxigênio e biocompatibilidade, bem como suas interessantes propriedades mecânicas (CALO; KHUTORYANSKIY, 2015).

Este componente também é empregado em fraldas e em absorventes íntimos devido a sua impressionante capacidade de absorção de líquido. Usos mais específicos do gel incluem o auxílio da cicatrização de feridas, uma vez que o mesmo auxilia na manutenção da umidade no local, e no revestimento de medicamentos, uma vez que o gel pode ser confeccionado de maneira a reagir com a temperatura corporal e romper-se após um tempo de ingestão previamente calculado (CALO; KHUTORYANSKIY, 2015).

O hidrogel pode ser obtido através da reticulação de polímeros hidrofílicos. O resultado é uma substância insolúvel em água, porém que a absorve. Esta substância possui interessantes propriedades, como afinidade aos tecidos do corpo humano e à água, o que resulta na capacidade de alta e instantânea absorção de grandes volumes de líquido pela substância (TANAKA, 1981). A capacidade de acumular água e a sua maleabilidade fazem do hidrogel um material único (ARNDT, 2006).

Os grupos funcionais hidrofílicos estão ligados à cadeia principal do polímero, e são responsáveis pela capacidade do hidrogel de absorver água. As cadeias poliméricas lineares ou ramificadas são responsáveis pela resistência da substância à dissolução. Desta maneira, a água dentro do hidrogel permite a difusão livre de

algumas moléculas dissolvidas, enquanto que o polímero funciona como uma matriz que segura a água dentro da substância (ARNDT, 2006).

Uma vez que o hidrogel é capaz de converter energia química em mecânica e vice-versa, este material pode ser utilizado como componentes sensíveis em sistemas micro-eleto-mecânicos (MEMS) (GERLACH et al., 2004). O emprego do gel para identificar mudanças em pH é uma das aplicações mais difundidas desta substância, mas outras aplicações também já foram desenvolvidas. Estudos consistiram em monitorar concentrações moleculares (HOLTZ; ASHER, 1997; HERBER; OLTHUIS; BERGVELD, 2003; HERBER et al., 2004, 2005; O'NEAL; MELEDEO; DAVIS, 2004; LEE et al., 2008; VILOZNY et al., 2011; ZHANG; LOSEGO; BRAUN, 2013; CAI et al., 2014; XUE et al., 2014), iônicas (HOLTZ; ASHER, 1997; ZHANG et al., 2003, 2014; LIU; JI, 2004; XIONG et al., 2013) e outras aplicações.

Características como biocompatibilidade, forma ajustável e baixo custo contribuem para a aplicação de hidrogéis de poliacrilamida em músculos artificiais e regeneração de nervos (DELIGKARIS et al., 2010). Existem diversas pesquisas que consideram o hidrogel para a reconstrução de tecidos nervosos (BURDICK et al., 2006; JAIN et al., 2006; SYKOVÁ et al., 2006; HEJCL et al., 2008; NISBET et al., 2008; VAN TOMME; STORM; HENNINK, 2008; PERALE et al., 2012; RŮŽIČKA et al., 2013), mas merece destaque uma pesquisa realizada em uma universidade libanesa que analisa o emprego do material no desenvolvimento de músculos artificiais (BASSIL; DAVENAS; EL TAHCHI, 2008). Outros mecanismos que empregam hidrogel como um atuador também já foram apresentados (VAN DER LINDEN et al., 2003; EDDINGTON; BEEBE, 2004; KUCKLING, 2009; KWON et al., 2010, 2011; LI et al., 2011; ILLEPERUMA et al., 2013; LEE; KONST, 2014), mas neste trabalho será dado maior destaque no emprego do hidrogel como sensor.

2.2 Sensores baseados em hidrogel

Um estímulo externo pode gerar mudanças de volume no hidrogel, permitindo assim sua aplicação na construção de sensores. Tais sensores, de maneira simplificada, são formados por duas partes: o elemento do hidrogel e o transdutor. Diferentes tipos de hidrogel funcionam como elemento sensível para diversos parâmetros, e o seu comportamento é mensurado e convertido em sinais óticos,

condutométricos, amperométricos, capacitivos (ARREGUI et al., 2003) e mecânicos através da operação de transdutores (VAN DER LINDEN et al., 2003). Geralmente, hidrogéis sensíveis a estímulos são subdivididos em dois grupos: hidrogéis sensíveis a pH e hidrogéis sensíveis a temperatura.

Hidrogéis sensíveis a pH contém comonômeros com grupos ácidos ou básicos, que são ionizáveis e tem suas cargas como uma função do pH. Assim, o inchaço do gel depende tanto do pH quanto da força iônica da solução à qual o gel é exposto. Os monômeros dentro do hidrogel se desassociam em função do pH, resultando na presença de contraíons livres. Estes trocam de lugar com íons da solução, gerando então uma concentração de contraíons dentro do hidrogel, o que cria uma diferença de pressão osmótica entre o gel e a solução. Isto gera uma variação de volume no gel até que as forças elásticas dentro do material estejam em equilíbrio com as forças osmóticas (VAN DER LINDEN et al., 2003). Hidrogéis que possuem grupos ácidos se ionizam a um pH mais alto. Logo, um aumento do pH gera um aumento no volume do gel. Quando há grupos básicos no hidrogel, há um aumento no volume deste com a diminuição do pH (GERLACH et al., 2004). A aplicação de hidrogel no monitoramento de pH é um assunto extremamente estudado, e muitos sensores operam baseados neste princípio (VAN DER LINDEN et al., 2003; HERBER; OLTHUIS; BERGVELD, 2003; LEE; BRAUN, 2003; RICHTER et al., 2008; ZHANG et al., 2004; GERLACH et al., 2004, 2005; RICHTER et al., 2004; BARRY; WILTZIUS, 2006; THONG TRINH et al., 2006; MCCOY et al., 2006; GUENTHER et al., 2007; LEE et al., 2008; DELIGKARIS et al., 2010; SHIN; BRAUN; LEE, 2010; VILOZNY et al., 2011). Este tipo de gel também é utilizado para monitorar a concentração de íons (ZHANG et al., 2003; LIU; JI, 2004; XIONG et al., 2013), que será discutida mais adiante.

Hidrogéis sensíveis a temperatura tem um comportamento físico e um mecanismo de variação de volume diferente quando comparados aos hidrogéis sensíveis a pH. N-isopropil acrilamida é um monômero comumente empregado na síntese de hidrogéis sensíveis a temperatura. Estes contêm cadeias laterais que são favoráveis a interações com água na forma de ligações de hidrogênio, que constituem em interações entre os átomos de hidrogênio de uma molécula com os átomos de elementos altamente eletronegativos. Desta maneira, hidrogéis fabricados com este monômero atraem moléculas de água, expandindo quando em temperatura ambiente. Entretanto, a eficiência da ligação de hidrogênio tem uma dependência negativa com

a temperatura. Assim, acima de certa temperatura as ligações começam a se desfazer. Como as cadeias principais do polímero são hidrofóbicas, elas tendem a reduzir a sua área superficial exposta a moléculas de água. Quando as ligações de hidrogênio estão presentes, este processo não ocorre, uma vez que estas são mais fortes que as interações entre as cadeias principais do polímero. Entretanto, como as ligações de hidrogênio começam a ser desfeitas com o aumento de temperatura, as interações entre as cadeias principais do polímero resultam no encolhimento do gel (VAN DER LINDEN et al., 2003). O nível de inchaço destes hidrogéis é altamente dependente do solvente orgânico ou concentração salina em soluções aquosas. Este comportamento é utilizado no desenvolvimento de sensores, considerando que um transdutor transforme a mudança de volume em um sinal elétrico (KUCKLING, 2009). Aplicações de hidrogéis sensíveis a temperatura envolvem, por exemplo, a entrega de remédios (GRASSI et al., 2005). Nesta, a droga é encapsulada em uma quantidade predeterminada de hidrogel que começa a se dissolver quando em contato com o interior do corpo humano, permitindo assim que o medicamento entre em contato com a corrente sanguínea após um tempo ótimo de ingestão do componente.

O comportamento de uma estrutura de hidrogel de poliacrilamida no formato de opalas inversas foi analisado por alguns cientistas (BARRY; WILTZIUS, 2006). Neste, encontrou-se que o pico de reflexão óptica do gel dependia do nível de umidade do ambiente. Isto se deve ao fato que o inchaço e encolhimento entre camadas da estrutura mudava o espectro de refletância do material. Outro estudo considerando a aplicação de hidrogéis no monitoramento da concentração de vapor de água no ambiente comparou a quatro tipos diferentes de hidrogéis, que foram depositados em fibras ópticas e seu comportamento foi analisado para diversas fontes de luz, temperatura e condições de umidade. Uma vez que o índice de refração óptica do gel muda conforme o ambiente fica mais ou menos úmido, foi possível analisar o sinal recebido pelo medidor de energia óptico dos sensores de umidade das fibras ópticas, e compará-los com o sinal de entrada alimentado à fibra. Os hidrogéis considerados foram capazes de serem aplicados na construção de sensores de umidade, sendo que aquele com agarose apresentou a melhor performance, com um tempo de resposta de 90 segundos no qual a umidade relativa variou entre 10 e 100%.

A aplicação de hidrogel para detectar a presença de CO₂ também é motivo de alguns estudos (HERBER; OLTHUIS; BERGVELD, 2003; HERBER et al., 2004,

2005). O sensor sugerido (HERBER; OLTHUIS; BERGVELD, 2003). funciona com base nas propriedades de inchaço e encolhimento de hidrogel em resposta a mudanças em pH. Um dos experimentos consistiu em microesferas de hidrogel contidas entre uma membrana de um sensor de pressão e uma tela porosa de metal. Com a mudança de pH, a membrana incharia, o que causaria uma pressão, detectada pelo sensor. Medições de dióxido de carbono baseadas em mudanças de pH são possíveis uma vez que este componente acidifica a água. Uma das principais vantagens apresentadas por este sensor é que o mesmo independe da presença de um eletrodo de referência. Em outro estudo (HERBER et al., 2004), microesferas de hidrogel foram substituídas por uma fina camada de hidrogel sensível a pH. Esta mudança eliminou a membrana que confinava as microesferas, que acabava reduzindo a velocidade de difusão dos íons, gerando assim um tempo de resposta maior. O sensor redefinido apresentou um tempo de resposta 4 vezes menor que o design anterior. Em um terceiro experimento (HERBER et al., 2005), o sensor foi miniaturizado, de maneira que fosse acoplado em um cateter. Os resultados obtidos comprovaram que o sensor responde bem em situações interessantes para aplicação na medicina.

Experimentos focados na análise da concentração de oxigênio em uma solução aquosa de um experimento de uma cultura de células também são um dos campos pesquisados (O'NEAL; MELEDEO; DAVIS, 2004; LEE et al., 2008). Sensores utilizados para este fim geralmente devem entrar no biorreator para que possam realizar a medição, e geralmente estão sujeitos a flutuações na medição a longo termo. Os sensores desenvolvidos na pesquisa são implantáveis, logo fornecem uma maneira não invasiva e não interativa de medir níveis de oxigênio, requerendo assim pouca intervenção humana. Os destaques dos sensores construídos incluem presença mínima de flutuação ou histerese (O'NEAL; MELEDEO; DAVIS, 2004) e um erro padrão de somente 0.75% em medições de níveis de oxigênio (LEE et al., 2008).

Sensores baseados em hidrogel fluorescente foram estudados como uma maneira de medir a concentração de glucose em placas de microtitulação (VILOZNY et al., 2011). Sensores nestas placas permitem a análise de múltiplas soluções em um único leitor. Outro fato interessante é que o hidrogel foi robusto o suficiente para ser lavado, secado, guardado por cinco dias e finalmente reidratado sem perdas significativas na sensibilidade. Outros sensores de glucose foram desenvolvidos por

dois grupos de pesquisadores (ZHANG; LOSEGO; BRAUN, 2013; XUE et al., 2014).. Ambos são baseados em hidrogéis de ácido fenil-borônico (PBA), que sofrem mudanças volumétricas quando em contato com glucose. Estes géis podem ser combinados a matrizes de cristais coloidais (CCA), que convertem mudanças de volume em mudanças de comprimento de onda difratado. Com uma mudança de volume no hidrogel, o espaçamento vizinho do CCA também mudaria, causando mudanças no diâmetro dos anéis de Debye-Scherrer, que são círculos concêntricos gerados pela difração da luz causada pela difração de Bragg (JEOL,). As vantagens apresentadas por este tipo de sensor são a rápida preparação da matriz de cristais coloidais e o simples método de extração de dados através das medições dos anéis de Debye-Scherer. Outra importante característica apresentada é a alta seletividade do sensor à glucose. Ao controlar o ângulo entre a fonte de luz e a normal do hidrogel inchado é possível obter diferentes respostas para glucose, frutose, galactose e outros açúcares Um sensor de glucose com base em matrizes de cristais coloidais inteligentes polimerizados (IPCCA) também foi desenvolvido (HOLTZ; ASHER, 1997) através da adição de glicose oxidase (GOx) a uma matriz de coloides de poliestireno. Uma vez que o sensor expande na presença de diferentes níveis de concentração de glucose, os níveis de difração do gel mudam, permitindo assim que medições ópticas sejam executadas. Concentrações similares de sacarose e manose foram testadas, porém não foram detectadas mudanças nos níveis de difração, confirmando assim a seletividade do sensor.

Hidrogel sensível a drogas é outro campo alvo de pesquisas. Já foram reportados experimentos em hidrogéis capazes de detectar níveis de antibióticos (EHRBAR et al., 2008), o que pode ser utilizado em um sistema inteligente de entrega de drogas dentro do paciente. Outro protótipo (CAI et al., 2014) desenvolvido com base em um hidrogel sensível a drogas baseado em albumina bovina e humana permitiu a descoberta que estas proteínas possuem afinidade química com múltiplas drogas, permitindo, assim, que estes componentes se liguem ao composto.

Estudos na detecção de íons utilizando sensores baseados em hidrogel também já foram reportados. Para a detecção de CrO_4^{2-} (ZHANG et al., 2003), um hidrogel contendo sal de amoniotetraalquil foi utilizado em uma micro haste, que se dobraria com o inchaço ou encolhimento do hidrogel. Foi possível detectar a presença do íon em uma solução líquida com uma concentração de 10^{-11}M , apresentando assim

uma sensibilidade muito maior que o método dos eletrodos de íon seletivo. Detecção de Pb^{2+} também foi estudada em uma configuração similar (LIU; JI, 2004). Hidrogéis contendo benzo-18-coroa-6 foram utilizados para modificar a micro haste, e movimentos de flexão foram identificados em soluções com uma concentração de Pb^{2+} tão baixa quanto $10^{-6}M$.

Outro estudo (XIONG et al., 2013) aborda um método para verificar a concentração de íons, especialmente flúor, permitiu a análise deste composto químico na água a ser consumida. Com este método, níveis de flúor em água potável puderam ser medidos em 15s. O sensor é de fácil aplicação e a transdução do sinal por fluorescência pode ser observada a olho nu. Um sensor baseado em hidrogel para a detecção de íons de mercúrio também já foi apresentado (ZHANG et al., 2014). Grupos de carboxila foram utilizados para detectar Hg^{2+} , em uma concentração tão baixa quando 10nM. A leitura do sensor ocorre através da difração do comprimento de onda do sensor de hidrogel em formato de opala invertida. Uma vez que o sensor encolhe, é possível verificar uma diminuição do comprimento da onda que este gera, que é medida. Este encolhimento se deve a formação de um complexo metálico, assim como devido à diminuição da repulsão eletrostática dos ânions carboxilatos.

O conceito de um sensor pH também foi aplicado na medição da concentração de solventes orgânicos em soluções aquosas (GERLACH et al., 2004). Soluções com diferentes quantidades de etanol foram utilizadas para inchar o hidrogel, e foi possível monitorar a concentração do solvente baseando-se na tensão de saída do sensor quanto o gel expandia.

2.3 Sensores Transparentes e Flexíveis

As vantagens apresentadas pelo hidrogel incluem transparência e flexibilidade. Entretanto, estas características também são apresentadas por outros materiais. Sensores de pH transparentes e flexíveis já foram reportados utilizando como base nanotubos de carbono (CNT) (FERRER-ANGLADA; KAEMPGEN; ROTH, 2006). Neste, a tensão de circuito aberto de sensores de CNT/polianilina e CNT/polipirrole foi medida para valores de pH variando de 1 a 13, e os resultados apresentaram resposta rápida, linearidade e estabilidade para ambos os casos. Estudos similares foram desenvolvidos (KAEMPGEN; ROTH, 2006) utilizando sensores de pH baseados em

CNT/polianilina. Para estes, foi observada linearidade, seletividade, estabilidade e rápida resposta. Pesquisa em sensores de pH baseados em nanotubos de carbono de parede simples (SWNT) com características interessantes como flexibilidade, transparência e baixo custo também foi desenvolvida por um grupo de estudiosos (LEE; CUI, 2010). Na pesquisa, FETs baseados em CNT/PDDA (cloridrato de polidialidimetilamônio), sensíveis a íons, atuam como sensores de pH baseando-se na protonização e desprotonização de SWNTs carboxilados.

Sensores flexíveis e transparentes capazes de medir a umidade (SU et al., 2009) foram fabricados em um substrato flexível como PET, que recebeu uma fina camada de óxido de zinco dopado de gálio (GZO). O sensor foi, então, revestido com um copolímero de metil metacrilato e MAPTAC. Os sensores apresentaram boa sensibilidade e comportamento praticamente linear na sua variação de impedância com relação à umidade relativa. Também foi possível observar rápida resposta e tempo de recuperação do sensor, bem como estabilidade a longo termo.

Sensores transparentes e flexíveis capazes da detecção de alguns componentes químicos em uma concentração abaixo da faixa das partes por milhão (ppm) também já foram reportados. Transistores orgânicos foram fabricados em substratos flexíveis (ROBERTS et al., 2009) e foram capazes de operar de maneira estável tanto ao ar livre quanto em ambientes aquáticos. Detecção para cisteína e 2,4,6-trinitrobenzeno em níveis abaixo da parte por milhão foram detectados (ambos os componentes se encontravam na concentração de 100 partes por bilhão). Sensores capazes da detecção de determinados componentes também foram desenvolvidos por outro grupo de cientistas (HE et al., 2011). Os sensores, baseados em óxido de grafeno, foram capaz de detectar fibronectina em concentrações tão baixas quanto 0,5nM, e avidina foi detectada com uma concentração de 80nM.

Sensores de glucose transparentes e flexíveis também são um tópico bastante presente neste campo. Uma pesquisa (LEE; CUI, 2010) reporta a utilização da estrutura básica do seu sensor de pH, discutido acima, para analisar diferentes concentrações de glucose. Com a ajuda da enzima biorreceptora glucose oxidase (GOx), foi possível detectar mudanças de pH localizadas na vizinhança dos CNTs, detectando desta maneira a presença de glucose.

Também foi estudada a aplicação de sensores de glucose transparentes e flexíveis, com ênfase nos níveis de glucose em lágrimas (MITSUBAYASHI et al., 2003). O sensor foi construído imobilizando a glucose oxidase com uma solução de glutaraldeído utilizando um eletrodo de oxigênio transparente. O eletrodo de trabalho feito de óxido de índio-estanho (ITO) foi posicionado entre a membrana não permeável e uma membrana que permite a passagem de gás revestida por um eletrodo com prata e cloreto de prata. Níveis de glucose variando de 0,06 a 1,24mM/l foram detectados com sucesso. É importante ressaltar que o nível considerado normal de glucose presente em lágrimas é de 0,14mM/l, logo o sensor opera em níveis adequados para o qual o mesmo é proposto.

Em outra pesquisa (YU et al., 2006), filmes finos e transparentes foram confeccionados para a aplicação no desenvolvimento de sensores e atuadores acústicos. Estes são baseados em um filme piezelétrico de fluoreto de polivinilideno (PVDF) revestido de nanotubos de carbono, e apresentaram um comportamento excelente como atuador. Quando funcionando como um alto-falante, o mesmo foi capaz de desenvolver níveis de resposta em dB superiores quando comparado a equipamentos que empregam um filme similar à base de PEDOT:PSS como eletrodos. A membrana demonstrou boa durabilidade, não apresentando sinais de degradação no desempenho acústico mesmo após 10 meses de uso. Como PVDF é um material piezelétrico, a membrana pode também ser empregada como um sensor acústico. Experimentos sugerem que a performance do sensor pode ser comparada àquela de um microfone com frequências de até 900Hz. Para frequências mais elevadas, uma tensão relativamente pequena é obtida do sensor devido à baixa eficiência na transferência de energia. Entretanto, um isolamento acústico ativo de grandes dimensões pode ser obtido deste sensor devido à sua grande área, e o fato de o mesmo ser transparente permite seu emprego como monitores sonoros invisíveis para aplicações militares.

2.4 Sensores de Toque Flexíveis

Sensores que detectam pressão em grandes áreas são um dos mais importantes requisitos para o desenvolvimento e avanço da área de robótica. Entretanto, algumas características são necessárias para que os sensores sejam

completamente aplicáveis. Como, idealmente, o corpo inteiro de uma máquina deve ser sensível à pressão, é necessário que sensores permitam tal detecção em toda a superfície da máquina. Entretanto, isto poderia acarretar em um conjunto sensível caro e complexo. Deve-se, portanto, levar em consideração o número de sensores a serem incluídos no projeto, empregando um número efetivo, mas limitado de elementos sensíveis. O emprego de um método de amostragem prático é extremamente importante ao se considerar a capacidade de processamento de uma máquina. O sensor também deve ser barato o suficiente para cobrir uma grande área, e flexível o suficiente para cobrir a superfície do robô completamente (PAN; CUI; ZHU, 2003; BOLAND, 2010). Sensores que lembram tecidos (PAN; CUI; ZHU, 2003) e redes (SOMEYA et al., 2005) são algumas das ideias empregadas ao se desenvolver uma segunda pele “inteligente”.

Comparações entre diversas tecnologias de sensores para a aplicação em grandes áreas estão presentes na literatura. Enquanto que sensores piezelétricos não permitem medições estáticas, sensores pneumático-hidráulicos requerem uma configuração mais complicada, o que resulta em um sensor relativamente volumoso. Dessa maneira, os métodos mais comumente aplicados para sensores de toque e pressão são baseados em tecnologias resistivas e capacitivas (ASHRUF, 2002).

Um sensor baseado em materiais têxteis condutivos e isolantes com o objetivo de criar uma estrutura em camadas que se pareça com tecido foi proposto por um grupo de cientistas (PAN; CUI; ZHU, 2003). Como pode ser visto na Figura 1, o sensor é composto de cinco camadas.

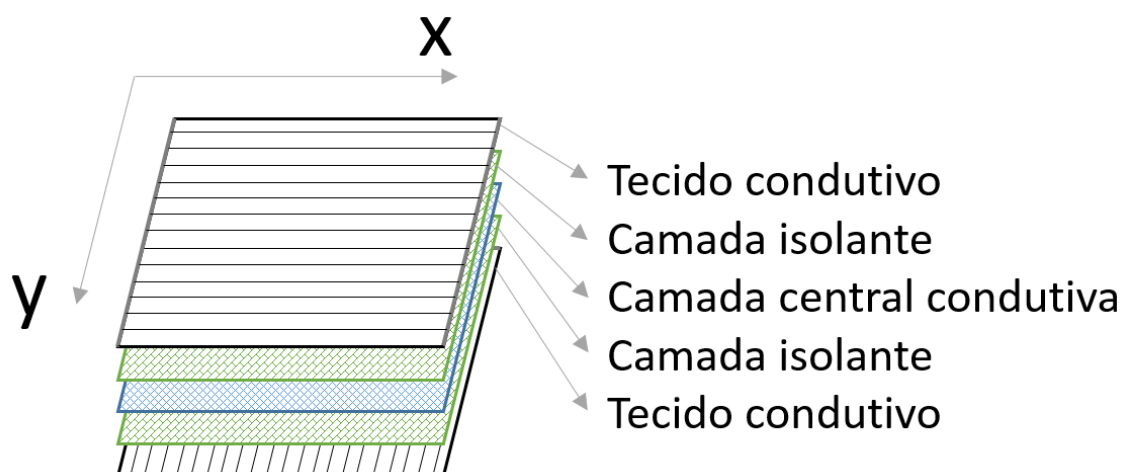


Figura 1 - Sensor baseado em materiais têxteis condutores e isolantes (PAN; CUI; ZHU, 2003)

A primeira camada consiste de materiais condutivos posicionados paralelamente entre si, interconectados por dois terminais completamente condutivos, que são, por sua vez, conectados ao circuito de medição, que consiste em um circuito que aplica uma tensão conhecida e monitora a corrente proveniente do circuito. Um design similar compõe a quinta camada. Nesta, entretanto, os elementos condutivos estão dispostos paralelamente entre si em relação ao eixo y, enquanto que, na primeira camada, os elementos condutivos estão dispostos paralelamente entre si em relação ao eixo x. A segunda e quarta camadas consistem de um material dielétrico que separa as camadas mais externas da camada central, que é composta de um tecido condutivo. Quando uma pressão é aplicada no sensor, existe uma mudança na resistividade total, que pode ser medida e convertida em um sinal. O sensor apresenta várias características interessantes, como flexibilidade, durabilidade, e possibilidade de ser lavado, adaptando-se facilmente à superfície onde é colocado (PAN; CUI; ZHU, 2003).

Sensores que fornecem uma resposta a pressões para uma segunda-pele inteligente também foram desenvolvidos por outra equipe (SOMEYA et al., 2005). Baseados em semicondutores orgânicos, sensores de pressão e temperatura foram desenvolvidos. Estes são flexíveis, adaptáveis à superfície onde são posicionados, e podem cobrir uma grande área. Embora os filmes utilizados como base não sejam esticáveis, elementos estruturais em forma de rede são adicionados de maneira a permitir rotações com a aplicação de tensão, permitindo assim que os filmes sejam esticados em 25%, o que os torna maleáveis.

Um sensor capacitivo modular baseado no elastômero PDMS foi proposto um grupo de pesquisadores (LEE; CHANG; YOON, 2006). Cada módulo consistiu de 16x16 células tácteis com linhas de interconexão para expansão, como mostrado na Figura 2.

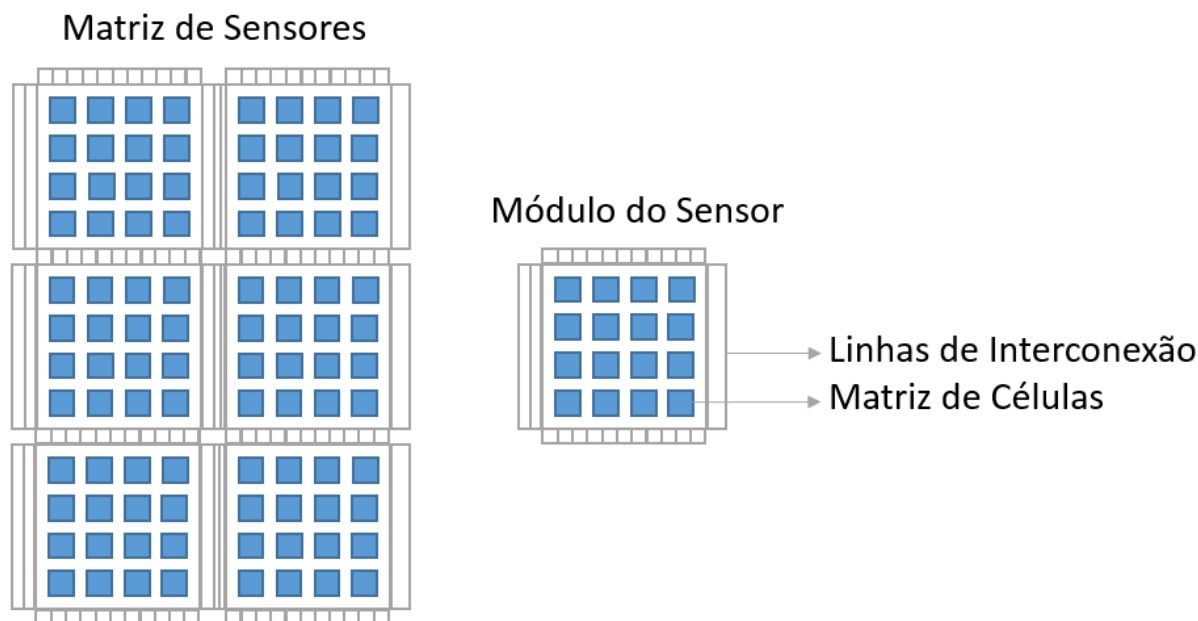


Figura 2 - Sensor Capacitivo Tátil modular (LEE; CHANG; YOON, 2006)

A vantagem da apresentação em módulos é que o sensor pode ser expandido com a aplicação de pasta condutiva. Descobriu-se que polidimetil-siloxano possui a flexibilidade adequada para esta aplicação. Uma vez que processos de MEMS foram aplicados na construção do sensor, o mesmo possui baixo ruído, resposta confiável e precisa e grande resolução espacial (LEE; CHANG; YOON, 2006).

A utilização de silicone para a detecção de toque, pressão, dureza e escorregamento também já foi reportada na literatura (KIM et al., 2006). Este amplo leque de medidas é possível graças ao fato de que o sensor tem a capacidade de medir variações na resistência do extensômetro semiconductor para ambas forças de cisalhamento e normal. Técnicas de fabricação de nanochips foram aplicadas para a construção do sensor tátil, que é flexível o suficiente para ser colocado na ponta de um dedo.

Outro conceito interessante para segundas-peles inteligentes foi desenvolvido em um sensor baseado na eletricidade estática e no fenômeno da eletroestática induzida (TADA; INOUE; KAWASAKI, 2007). Feito de borracha de silicone elástica, a estrutura do sensor é similar à de sensores capacitivos táteis. Entretanto, enquanto sensores ao toque capacitivos medem a mudança em capacitância, no sensor proposto a eletricidade estática é medida. Experimentos sugerem que o sinal de saída depende da área de toque, velocidade e no material que está tocando o sensor.

Também foi determinado que o sensor pode desempenhar seu papel mesmo quando esticado. Entretanto, a resposta não depende da força aplicada no toque. Também, uma vez que o funcionamento do mesmo depende da eletricidade estática, o objeto que toca o sensor precisa estar eletricamente carregado, e a superfície do sensor precisa estar limpa e seca.

Polímeros condutivos para a fabricação de um sensor ao toque flexível foram desenvolvidos para a aplicação como um teclado (TAKAMATSU et al., 2011). PEDOT:PSS e fibras reticuláveis por ultravioleta cobertas com adesivo foram tecidas como trama em uma máquina automatizada. Baseado na capacitância induzida entre as fibras e o corpo humano que ocorre durante o toque, uma matriz de 9x3 sensores foi fabricada e utilizada como teclado. O sinal capacitivo detectado pelo sensor foi medido por um microcontrolador, que foi então conectado a um computador.

Sensores flexíveis capacitivos de filmes finos de PDMS, confeccionados a partir de micro fabricação, foram apresentados como possíveis candidatos para confecção de segunda-pele inteligente (MANNSFELD et al., 2010). A sensibilidade à pressão destes filmes apresentou uma significativa melhora quando comparado a sensores elastoméricos de similar espessura, porém sem serem fabricados através de micro fabricação. Quando integrados a FETs orgânicos como uma camada dielétrica, um novo tipo de sensor com excelente sensibilidade e tempos de resposta foi obtido.

Um sensor ao toque flexível capacitivo de baixo custo foi fabricado a partir de borracha de silicone, PET e pasta de prata (MIZUSHIMA et al., 2014). Neste, uma matriz de 10x8 elementos sensíveis capacitivos à força foi fabricado, possibilitando assim a detecção linear de forças da ordem de 5N. A armadura inferior de cada capacitor consiste em um eletrodo fixo, enquanto que a placa de cima é móvel. Ambas as placas são separadas por uma camada de PET, e cobertas com uma membrana de silicone. Quando cada sensor é pressionado, a placa superior é deformada e a distância entre placas se torna menor, permitindo assim que uma mudança na capacitância seja detectada. Uma sensibilidade média de 344mV a 5N foi obtida, e cada elemento sensível pôde detectar a força aplicada sobre o mesmo com sucesso.

Fotodiodos de polímero (PPDs) e LEDs poliméricos (PLEDs) foram integrados no mesmo plano de um substrato comum, de maneira a formar um sensor de proximidade e toque óptico flexível, de baixo custo e fino em uma outra pesquisa

(BÜRGI et al., 2006). O princípio de funcionamento deste é baseado no fato que um leve toque no sensor causa uma mudança no índice refrativo, influenciando assim o ângulo de total reflexão e as guias do substrato, o que causa uma diminuição nos sinais do fotodiodo. Os PLEDs do sensor são responsáveis tanto pela iluminação do filme quanto pela fonte de luz para a detecção do toque. Um sensor baseado neste princípios foi fabricado com sucesso pelo grupo, e a simplicidade do design deve fazer com que o mesmo possua baixo custo, e seja, assim, acessível e com possibilidade de ser fabricado em larga escala.

2.5 Sensores de Toque Transparentes

Um sensor transparente “multi-touch” baseado na teoria da reflexão total foi proposto em uma pesquisa (HAN, 2005). Sabe-se que, quando um raio de luz passa para um meio com índice de refração menor, o mesmo é refratado em um ângulo que depende do ângulo de incidência e também do índice de refração. Acima de um certo ângulo crítico, o raio de luz é completamente refletido. Este é o princípio de funcionamento das fibras ópticas. Entretanto, caso haja algum outro material na interface que modifique esta completa reflexão, haverá escape de luz do meio, o que pode ser utilizado na identificação de um padrão de toque. O experimento proposto pelo time consistiu em uma folha de acrílico, LEDs infravermelhos de alta potência e uma câmera digital. O acrílico funciona como meio para a condução da luz infravermelha emitida pelos LEDs, que são posicionados nas bordas da folha. A câmera é, então, posicionada de maneira que está perpendicular à folha. A mesma é equipada com um filtro passa-faixa, permitindo assim que detecte somente os raios infravermelhos. Dessa maneira, a não ser que haja um material tocando o substrato, a câmera não é capaz de gerar imagem alguma. A partir do momento que há um material em contato com o acrílico, os raios infravermelhos são espalhados na superfície, e, então, detectados pela câmera.

Entretanto, esta configuração requer muito espaço, especialmente considerando o fato que a câmera precisa estar afastada o suficiente da superfície para poder detectar corretamente os raios de luz que se espalhem na superfície. A fim de aperfeiçoar a técnica desenvolvida, outra equipe de pesquisadores (HODGES et al., 2007) propôs um mecanismo que permite a detecção de “multi-touch” integrado a

um display de LCD, possibilitando assim uma configuração mais compacta. Uma matriz de sensores ópticos retro reflexivos foi posicionada atrás do painel de LCD. Cada sensor emite uma luz que passa através de todo o painel. Se um objeto reflexível é posicionado na frente da tela, parte da luz é refletida para o display, podendo assim ser detectada. A informação lida por estes sensores é, em resumo, uma imagem em tons de cinza do que está sendo visto através do display no espectro infravermelho. Este espectro de luz foi empregado por não influenciar na imagem mostrada, não sendo assim visível para o usuário, e por ser relativamente reflexível pela pele humana. Também foi considerada na pesquisa a adição de pequenos transmissores infravermelhos, permitindo assim a comunicação entre os sensores e outros equipamentos que utilizam da tecnologia de comunicação por infravermelho, como smartphones e PDAs. Uma vez que esta conexão depende de sinais infravermelhos, pode também ser utilizada com equipamentos que emitem raios desta luz, como uma caneta laser. Embora o sensor não seja transparente, ele depende da presença da matriz de sensores ópticos, podendo assim ser posicionado através do display, não sendo visível para o usuário.

Um sensor capacitivo que é transparente devido ao fato de que o mesmo emprega eletrodos de nanotubos de carvão de parede simples e uma camada de gel de silicone também já foi apresentado (KIM et al., 2011). Essa é responsável por isolar a camada de SWNT de outra camada de eletrodo formado por óxido de índio-estanho. Quando uma força é aplicada na membrana, o gel é comprimido, mudando assim a distância entre os dois eletrodos, o que gera uma mudança na capacitância do conjunto. As principais características positivas deste projeto foram a habilidade de detectar múltiplas entradas de toque e força.

2.6 Sensores de Toque Transparentes e Flexíveis

Baseado em filmes elásticos e transparentes de nanotubos de carbono, um sensor transparente que visa simular uma segunda-pele inteligente foi proposto (LIPOMI et al., 2011). Embora o protótipo apresentado pela equipe seja menos sensível que outros sensores (MANNSFELD et al., 2010), o sensor apresentado é tanto transparente quanto flexível, capaz de detectar tanto pressão quanto tensões. Padrões de filmes de nanotubos de carbono foram criados em uma membrana de

PDMS, que foi então sobreposta com outra matriz ortogonal, como pode ser visualizado na Figura 3.

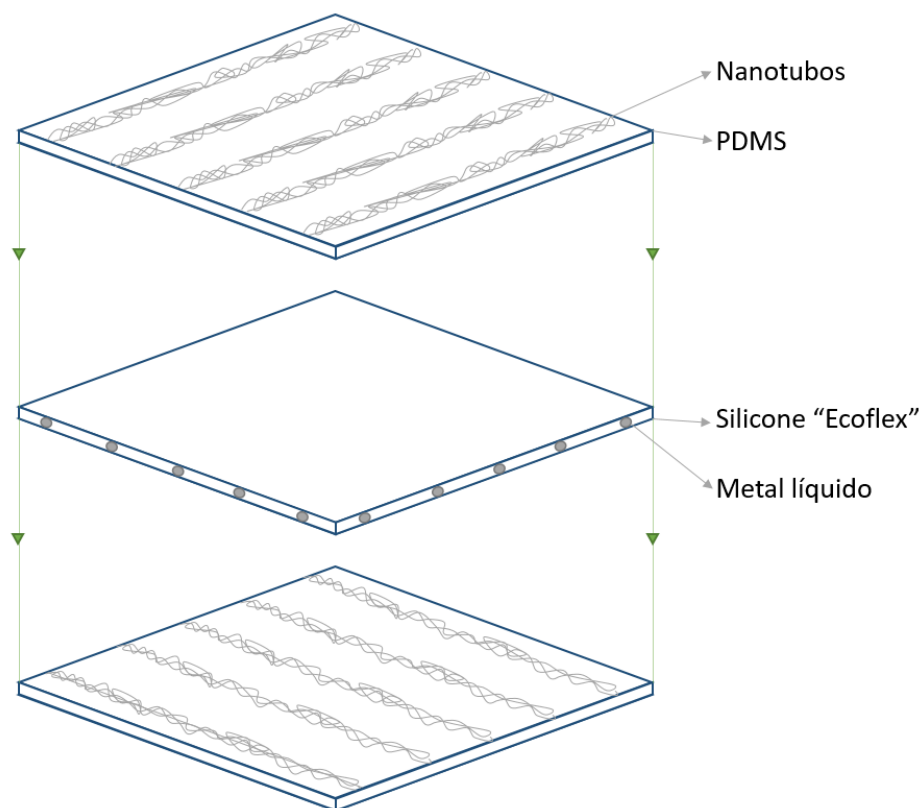


Figura 3 - Sumário das camadas presentes em um sensor capacitivo baseado em filmes de nanotubos (LIPOMI et al., 2011)

Na camada que une ambas as membranas, o silicone "Ecoflex" funciona como uma camada compressível dielétrica, e gotas de um metal líquido fazem o contato físico entre os eletrodos de nanotubos e a fiação. Mudanças na capacitância devido a tração e pressão puderam ser distinguidas de acordo com o comportamento do sensor: enquanto que a tração normal afetaria os pixels no eixo da mesma, pressão afetaria os pixels na vizinhança da carga (LIPOMI et al., 2011).

Um processo semelhante foi apresentado por outro time de pesquisadores (WANG et al., 2013). Neste procedimento, nanotubos de carvão de parede simples em suspensão são depositados através de uma máscara em um substrato, e então PDMS líquido é despejado por sobre os traços de nanotubos. Após o processo de cura, o polímero é descascado do substrato. Os nanotubos, por sua vez, são removidos juntamente com o PDMS. Duas destas membranas são produzidas e então "ensanduichadas" com uma camada de elastômero de silicone "Ecoflex". O sensor

apresenta boa linearidade, com um fator de medida $(\Delta C/C_0)/p$ de aproximadamente 0.6, onde $\Delta C/C_0$ é a variação da capacitância em relação ao valor original e p é a pressão aplicada. O valor mínimo desta pressão que pôde ser detectado pelo sensor foi da ordem de 10kPa.

Um painel ao toque transparente com estruturas em forma de canal preenchidas por um líquido condutivo cavadas em borracha de silicone, cujo esquemático pode-se verificar na Figura 4, também já foi disponibilizado na literatura (ASANO et al., 2011).

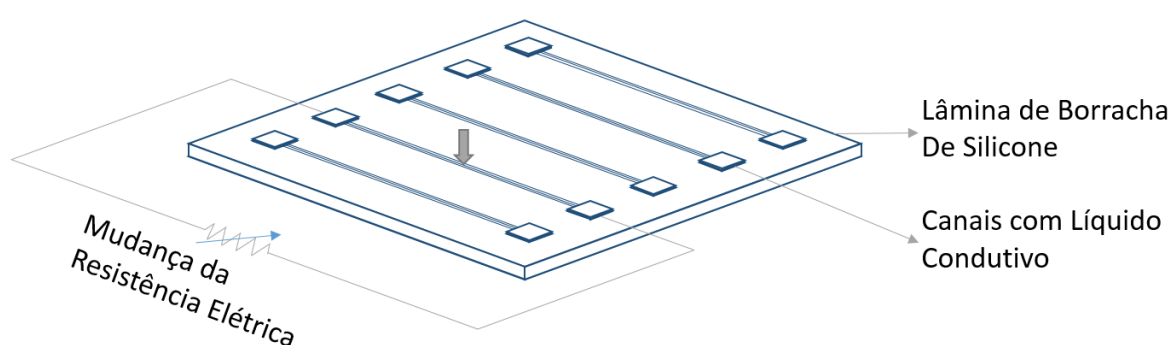


Figura 4 - Esquemático de um painel ao toque baseado em líquidos condutivos detectando posição do toque (ASANO et al., 2011)

O painel fabricado foi então sobreposto a outro de maneira que os canais ficassem perpendiculares entre si. Quando comprimido, a resistência elétrica do líquido no canal aumenta com o aumento da força aplicada. Isto se deve principalmente devido ao fato que as estruturas comprimidas se deformam elasticamente. Uma das vantagens apresentadas pelo grupo desta pesquisa é que o painel não requer nenhum material que não seja encontrado em abundância no planeta no processo de fabricação. Um ponto importante frisado na pesquisa é que, se fabricado em fina espessura, o sensor pode ser flexível (ASANO et al., 2011).

Entretanto este *design* apresentou algumas falhas, que foram então corrigidas pelo mesmo grupo após a implementação de alguns ajustes. O primeiro protótipo apresentou pouca coesão entre as camadas de resina de silicone. Isto foi resolvido com o emprego de diversas camadas de sacrifício (MADOU, 2002) na nano fabricação da placa, permitindo a sua fabricação em etapas ao invés de monoliticamente. Outro problema encontrado foi que a solução condutiva evaporava rapidamente devido à

alta permeabilidade da resina de silicone. Isto foi solucionado com a substituição da substância condutiva para um líquido iônico não-volátil (SHIKIDA; ASANO, 2013).

Uma nanoestrutura transparente e flexível para a aplicação em sensores de pressão também está disponível na literatura (CHOI et al., 2009). O equipamento desenvolvido consistiu em nano hastes piezelétricas de óxido de zinco, que foram capazes de gerar correntes e tensões quando submetidas a um estímulo externo. Como resultado, foi possível aplicar tal componente na construção de um sensor de pressão independente de fontes de eletricidade externas. Descobriu-se que a intensidade das correntes elétricas detectadas é relacionada com as forças externas aplicadas ao sensor. O princípio de funcionamento do mesmo tem como base a carga elétrica e o potencial gerado tanto pela flexão de nano hastes originalmente inclinadas, quanto pela compressão dos componentes verticalmente alinhados na direção da pressão aplicada. Apesar de algumas estruturas quebradas terem sido encontradas após a realização dos testes, a sua fração foi considerada pequena quando comparada ao número total de hastes. Sendo assim, esta nano estrutura pode ser empregada em sensores de toque e peles artificiais inteligentes, por se tratar de uma tecnologia durável e confiável.

Um sensor transparente e flexível para a aplicação em telas utilizando células táteis capacitivas foi apresentado por uma equipe de pesquisadores coreanos (KIM et al., 2009). Capaz de medir a força de toque em várias posições simultaneamente, o sensor funciona com base na deformação mecânica das placas paralelas dos capacitores. Os movimentos mecânicos geram uma variação de capacitância, o que torna possível a medição do esforço externo. As placas consistem em filmes transparentes de policarbonato (PC), e os eletrodos são feitos de camadas finas e transparentes de óxido de índio e zinco (IZO). Experimentos realizados concluíram que o sensor satura quando uma força de 520mN, equivalente a uma pressão de 520kPa, é aplicada, o que ocorre quando tanto o eletrodo superior quanto o inferior estão em contato com a camada de isolamento entre os mesmos.

Maiores detalhes no equipamento desenvolvido por esta equipe, que realizou melhorias no mesmo, são discutidos em outro artigo publicado posteriormente (KIM; LEE; YUN, 2011). O sensor possui transmissão óptica de aproximadamente 86% no aspecto visível, o que foi verificado utilizando um espectrômetro de luz visível e

ultravioleta. No sensor aprimorado, a saturação ocorreu antes que uma força de 0.1N fosse aplicada, o que implica que os eletrodos superiores e inferiores estavam em contato com a camada de isolamento entre os mesmos. Um raio de curvatura máximo de 30mm foi obtido com o sensor operando adequadamente).

Outro sensor capacitivo que é bastante flexível e transparente, capaz de detectar deformações e pressões, foi apresentado na literatura (HU et al., 2013). Este consiste em um par de eletrodos fabricados de redes de nanofios de prata que são embutidos em uma camada de matrizes de poliuretano, além de uma camada dielétrica entre os eletrodos. Pressão aplicada transversalmente ao sensor pôde ser detectada na extensão de 1 a 100kPa, o que representa aproximadamente desde um toque gentil até um firme aperto de mão.

Outro projeto que também possui em sua construção nanofios na construção de um sensor capacitivo foi construído (MAYOUSSE et al., 2013) com deposição por *spray* de nanofios de prata em substratos de poli(etileno-naftalato) (PEN). Eletrodos de pasta de prata foram depositados nas bordas do sensor a fim de permitir contato com eletrodos externos, como pode ser verificado na Figura 5, e uma lâmina de filme protetor foi adicionada ao conjunto.

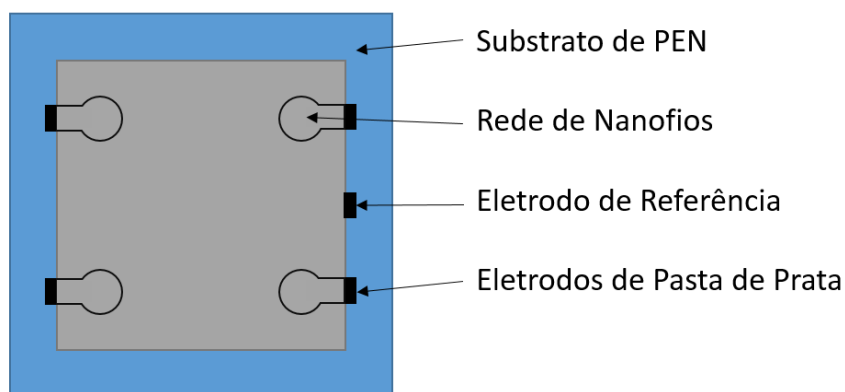


Figura 5 - Sensores Capacitivos empregando nanofios na sua construção (MAYOUSSE et al., 2013)

Quando um objeto condutor está próximo do eletrodo, mudanças no campo elétrico levam a uma mudança na capacitância, que é então mensurada pelo circuito. Detecção de proximidade também é possível, porém não com a precisão adequada, uma vez que a mudança em capacitância é baixa e decai rapidamente com a distância em relação à área (MAYOUSSE et al., 2013).

Em outra pesquisa desenvolvida (MAYOUSSE et al., 2014), nanofios de cobre com grande comprimento foram utilizados na construção de um sensor ao toque transparente e flexível. Os fios foram tratados ou com ácido acético glacial (livre de água) ou cobertos com PEDOT:PSS e então selados com um filme protetor com o objetivo de evitar contato com os nanomateriais. Outra vantagem apresentada pela encapsulação é que a mesma limita a difusão de água e oxigênio dos nanofios, o que permite que o sensor opere por meses. A estrutura deste sensor é similar àquela apresentada na Figura 5.

Em um artigo publicado na literatura (TAKAMATSU et al., 2010), foi proposto um sensor transparente e flexível baseado no polímero condutível PEDOT:PSS para a aplicação em *displays* (telas) flexíveis. PEDOT:PSS apresenta a vantagem de possuir alta condutividade elétrica e ser resistente à flexão mecânica. Telas sensíveis ao toque convencionais empregam eletrodos transparentes fabricados com óxido de índio-estanho (ITO). Entretanto, este material suporta somente pequenas flexões e os eletrodos, quando confeccionados em substratos flexíveis, se quebram após serem defletidos algumas vezes. O sensor apresentado consiste em duas camadas: uma fabricada de filme de PEDOT:PSS e a outra baseada em um substrato flexível de PET. Quando defletido, o substrato produz tensão superficial no filme de PEDOT:PSS, que é proporcional à mudança da resistência elétrica da membrana devido ao efeito piezorresistivo. Para atingir a mesma transparência de filmes de ITO com 360nm de espessura, várias amostras de membranas de PEDOT:PSS foram fabricadas e tiveram sua transmissão óptica medida: 130nm foi selecionada como a espessura ótima que garante boa transparência ao filme e permite seu funcionamento. O sensor foi defletido por 1000 vezes a um raio de curvatura de 5mm. Ao final, não foi possível encontrar rachaduras no mesmo. O mesmo teste foi realizado em filmes de ITO, que apresentaram ao final rachaduras visíveis a olho nu. Experimentos no sensor fabricado também demonstraram que o mesmo funciona até mesmo quando anexado a um display flexível.

Dois tipos de sensores baseados em nanotubos de carbono de parede simples (SWNT) foram fabricados por uma equipe de pesquisadores (CHOI et al., 2010). O primeiro consistiu em fibras de nanotubos de carbono (CNTF), cuja condutividade dependia da força da pressão aplicada no mesmo. Quando uma pressão de 0.2MPa era aplicada verticalmente no mesmo, a condutância da membrana aumentava em

15%. Pressões cíclicas de 0.2MPa com intervalos de 15s foram aplicadas ao sensor e foi verificado que a resposta do mesmo permaneceu estável por centenas de ciclos. O segundo sensor apresentado consistiu em uma estrutura composta por 5 fios de fibras de nanotubos de carbono. O sensor resistivo era capaz de reconhecer toques a partir de 23kPa. Testes similares foram realizados com este sensor, com uma pressão sendo aplicada a uma frequência de 0.5Hz, e, após mais de 100 mil ciclos concluiu-se que a relação entre o toque e a resposta do sensor era reprodutível.

Nano geradores transparentes empregando filmes de PDMS, que são capazes de detectar pressão e vibração, como o toque de uma pena em uma superfície ou o impacto de uma gota d'água caindo no substrato, foram desenvolvidos por uma equipe de cientistas (FAN et al., 2012). O sensor converte energia mecânica em elétrica utilizando o efeito triboelétrico, que pode ser resumido em três passos: geração de carga, separação e fluxo. A fim de atingir alta transparência e densidade de geração de potência, PDMS com vários padrões foram utilizados, o que contribuiu para o aumento da fricção. O gerador triboelétrico é confeccionado a partir de duas folhas de polímeros: uma ganha elétrons facilmente, enquanto que a outra tem facilidade em perdê-los. As camadas são fixadas uma à outra, e, quando uma desliza em relação à outra, cargas de sinais opostos são geradas e distribuídas em suas superfícies internas. Quando a deformação começa a se desfazer, uma camada de ar se forma entre as camadas e um dipolo é formado, gerando assim uma diferença de potencial entre os eletrodos planos. Para atingir o equilíbrio de cargas, um fluxo de elétrons é induzido do lado de menor potencial para o lado de potencial mais elevado, o que leva à acumulação de cargas eletrostaticamente induzidas nos eletrodos. Algumas vantagens apresentadas pelo sensor são sua alta transparência (aproximadamente 75%), processo de produção simples e barato, durabilidade e capacidade de integração com outras tecnologias de processamento.

Uma pesquisa focada em sensores esticáveis também está disponível na literatura (RAMUZ et al., 2012). Esta é uma área de estudo que ainda não conta com muitas contribuições devido aos poucos condutores e semicondutores que apresentem alta performance sob esta condição. Entretanto, sensores esticáveis podem ser aplicados para estruturas curvas, o que pode ser útil em vários campos de estudo, especialmente biomedicina. O grupo focou no desenvolvimento de um sensor de pressão óptico, que possui muitas vantagens como imunidade a interferências

eletrônicas e possibilidade de ser aplicado em grandes áreas. Um filme de PDMS transparente e esticável, que funciona tanto como guia de onda como substrato, é integrado a OLEDs (LEDs orgânicos) e OPDs (fotodetectores orgânicos) à base de polímeros, que são utilizados como fontes de luz e fotodetectores, respectivamente. Quando uma pressão é aplicada ao polímero, a guia de ondas sofre uma perturbação, o que permite uma mudança na fotocorrente medida pelo fotodetector, como pode ser verificado na Figura 6.

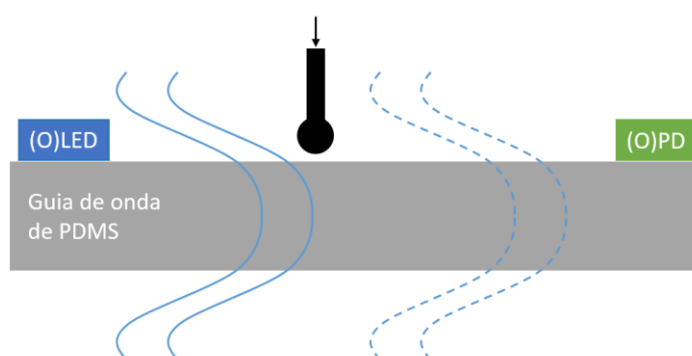


Figura 6 - Corte lateral de um sensor óptico de PDMS mostrando a perturbação da forma de onda da luz quando uma pressão é aplicada ao substrato (RAMUZ et al., 2012)

Boa estabilidade na aplicação repetitiva de deformação e tolerância à flexão foram observadas no modelo fabricado, e este demonstrou pouca histerese com a mudança de pressão. Uma sensibilidade de 0.2kPa foi detectada, o que corresponde a uma massa de aproximadamente 10 miligramas. O sensor pode ser aplicado para interfaces homem-máquina, bastando para tanto o emprego de luz infravermelha, uma vez que estas emissões são invisíveis para o olho humano (RAMUZ et al., 2012).

Outro sensor ao toque óptico que utiliza um polímero como guia de onda é apresentado por uma equipe de pesquisadores (YUN et al., 2014). O sensor é capaz de reconhecer diversos pontos de toque simultaneamente, possuindo rápida resposta e habilidade de operação em superfícies curvas. Contando com uma alta transmitância óptica (da ordem de 90%) e uma espessura de aproximadamente 150 μ m, o sensor é um forte candidato para a aplicação em materiais inteligentes. O equipamento consiste de várias guias de onda, uma fonte de luz e fotodetectores. Quando as guias de onda são deformadas, parte da luz por elas transmitidas são espalhadas proporcionalmente à deformação aplicada ao sensor. Isso permite aos fotodetectores medir a intensidade de luz da saída do sensor com relação à entrada,

e determinar qual a magnitude da força aplicada. O modelo desenvolvido apresentou alta sensibilidade, da ordem de 16% quando operando em um espectro de força variando de 0 a 3N.

2.7 Sensor de Toque Transparente e Flexível Piezoônico

2.7.1 Princípio de Funcionamento do Sensor

Em uma pesquisa desenvolvida na University of British Columbia (US SARWAR et al., 2015), no Canada, foi verificado o funcionamento de um sensor que funciona com base no efeito do movimento de íons. O princípio de funcionamento do sensor apresentado foi chamado de efeito piezoônico. Este, por sua vez, é resultado de uma despolarização devido a uma distribuição de íons não homogênea.

Originalmente, quando o hidrogel é polimerizado e hidratado, não se pode obter sinal elétrico algum do mesmo quando uma pressão é aplicada. Entretanto, se o gel é imerso em uma substância que contém íons positivos e negativos, como uma solução salina, sinal elétrico pode ser obtido do gel devido a um estímulo externo. A resposta obtida é dependente da solução utilizada, o que leva à conclusão que os íons presentes no gel têm um papel importante no princípio de funcionamento do sensor.

Quando o hidrogel hidratado e previamente imerso em uma substância salina está em equilíbrio, os íons positivos e negativos estão distribuídos de maneira que o potencial eletroquímico é igual em todo o gel, e a energia livre do sistema é mínima. Quando uma perturbação mecânica externa faz com que o polímero deforme de maneira não uniforme, a solução iônica contida no gel sofre uma diferença local na sua pressão. Isto acarreta em uma mudança no potencial químico, o que pode ser descrito pela equação de Gibbs-Duhem (US SARWAR et al., 2015), apresentada na Equação (1):

$$-\varphi V dP + s dT + \sum_i n_i d\mu_i = 0 \quad (1)$$

Nesta equação, φ é a porosidade do polímero, V é o seu volume, dP é a pressão infinitesimal sofrida pelo gel, s é a entropia do sistema, dT a variação infinitesimal de temperatura, n_i é o número de mols da solução sendo analisada, e $d\mu_i$

representa a mudança infinitesimal do potencial químico da espécie em questão. No sensor em questão, este potencial químico se manifesta como uma mudança na tensão elétrica, mensurável a partir de eletrodos em contato com o polímero.

Na Figura 7, é possível observar a estrutura do hidrogel, bem como os íons absorvidos pelos grupos funcionais hidrofílicos que estão presos à cadeia principal do polímero.

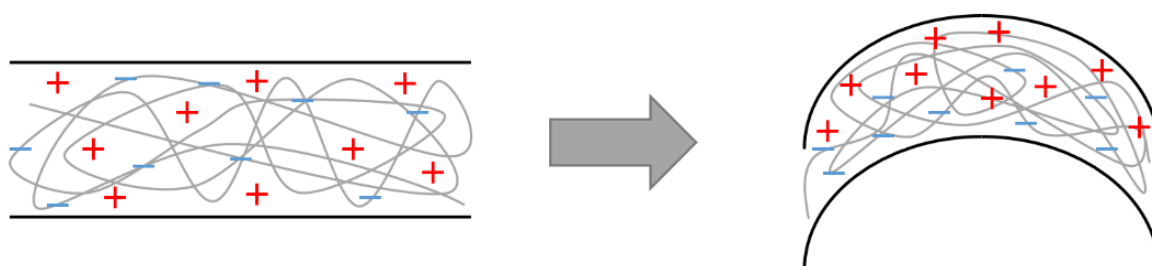


Figura 7 - Distribuição iônica dentro do gel antes e depois da aplicação de um estímulo externo

Quando uma força externa é aplicada, a distribuição de ânions e cátions muda, gerando um potencial no gel. Tomando como exemplo a situação apresentada na Figura 7: antes da aplicação do estímulo externo, os íons no hidrogel estão distribuídos de maneira a manter o gel em equilíbrio. Quando é aplicada uma força, o hidrogel é deformado mecanicamente. Alguns íons movimentam-se com mais facilidade que outros dentro do gel, seja por seu tamanho ou por sua afinidade com água. Esta distribuição desbalanceada de cargas gera um potencial que é compensado com a redistribuição de íons, quando estes possuem mobilidade suficiente para tal.

2.7.2 Fabricação do Hidrogel

Para os experimentos apresentados, Poliuretano solúvel em água HydroMedTMD640 (adquirido de *AdvanSource Biomaterials*, Estados Unidos) foi utilizado. A fim de atingir a densidade desejada, uma porção de 2g do polímero é misturada com 1ml de água deionizada e 17ml de etanol. Após agitar a mistura por 24 horas, parte da mesma é despejada em um vidro de petri. Esta quantia depende da espessura desejada. O recipiente é, então, selado com filme laboratorial, que é perfurado com agulhas. Este processo é necessário pois permite que o álcool etílico

evapore, polimerizando assim o gel. Após 48 horas, o gel está completamente seco, e pode ser facilmente removido do vidro. O fino polímero é então submerso em água por pelo menos uma hora. Durante este processo, os grupos funcionais hidrofílicos que estão anexados à cadeia principal do polímero absorvem a água, o que resulta em uma considerável variação de volume – pode-se obter um aumento de cerca de 300% no volume do gel (US SARWAR et al., 2015). Depois do período de tempo estipulado, o gel é cortado em pedaços utilizando uma tesoura, e as peças são submersas em soluções aquosas salinas por pelo menos 24 horas. Isto permite que os íons livres da solução sejam absorvidos pelo hidrogel.

Na Figura 8 é possível verificar o poliuretano D640 e os estágios de fabricação do hidrogel.



Figura 8 - Fabricação do Hidrogel e Estágios do Poliuretano D640 (Arquivo Pessoal)

Na Figura 8.1, pode-se verificar os flocos do polímero em seu estado bruto. Já na Figura 8.2, o poliuretano está dissolvido em água e etanol. Pode-se perceber uma considerável diferença na cor apresentada pelo polímero, que deixa de ser esbranquiçado, como se vê na primeira imagem, para adquirir uma aparência transparente quando dissolvido em água e etanol. Na Figura 8.3 é possível verificar a forma de disco do hidrogel quando toda a água e etanol evaporaram. Novamente percebe-se uma diferença na coloração do gel, que deixa de ser transparente para se tornar opaco. Quando colocado em água, o disco expande, e o hidrogel torna-se transparente novamente. Já a Figura 9 é uma compilação de fotos mostrando as características físicas do gel.

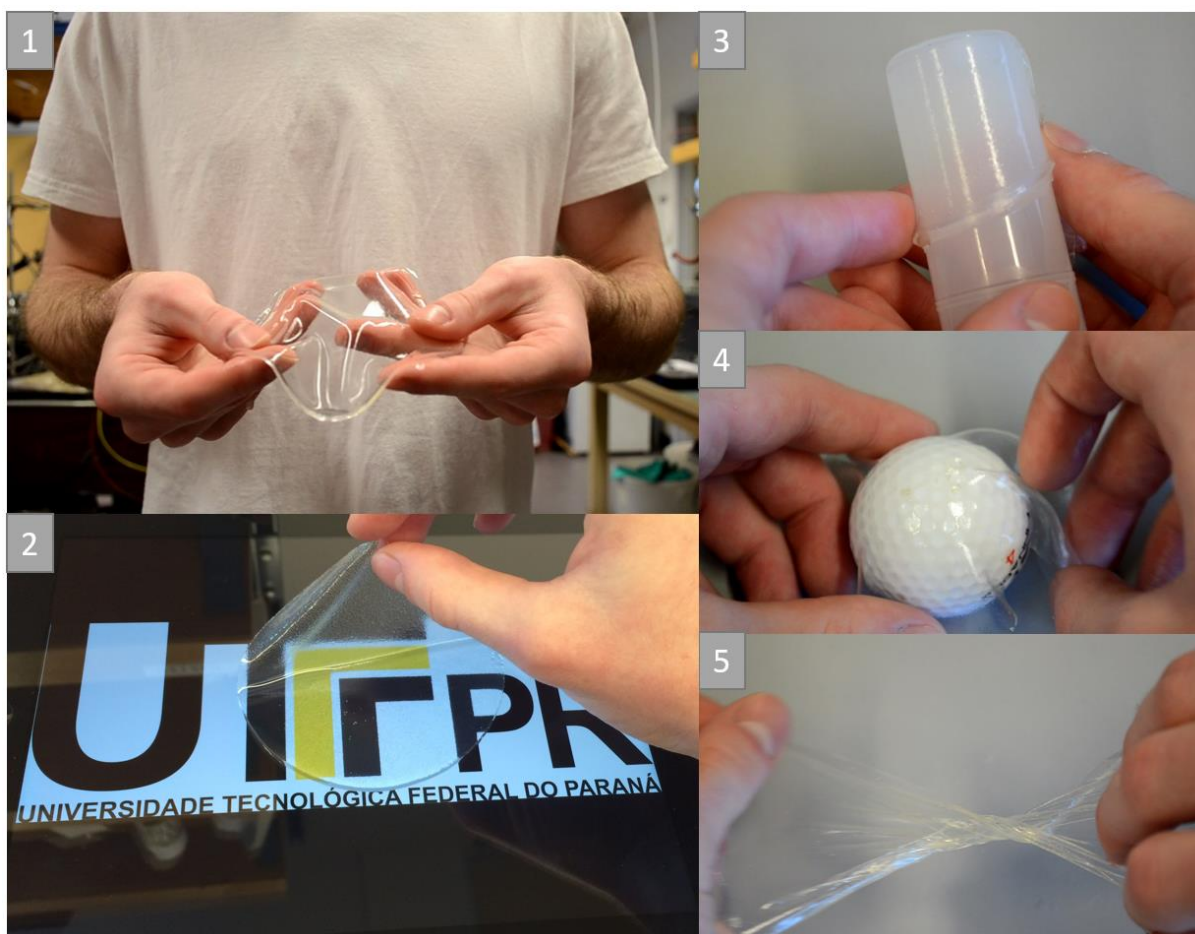


Figura 9 - Características Físicas do Hidrogel (Arquivo Pessoal)

A imagem apresentada na Figura 9.1 mostra a textura do gel. Pode-se verificar que este é completamente transparente, e bastante maleável. A Figura 9.2 mostra o gel na superfície de um *tablet*, na qual se pode averiguar a transparência do mesmo. As Figura 9.3 e Figura 9.4 mostram a habilidade do gel de se deformar fisicamente e aderir a diferentes substâncias em diversas formas. Já a Figura 9.5 demonstra quão resistente o material é, podendo ser submetido a tensões e torções.

3 CARACTERIZAÇÃO DO HIDROGEL

Vários experimentos foram realizados com o objetivo de aumentar a compreensão do comportamento do sensor, e de determinar quais são as características ótimas para o funcionamento do mesmo.

Inicialmente, buscou-se determinar qual a solução salina que deveria ser empregada como fonte de íons para possibilitar a geração de uma diferença de potencial no sensor. Como mencionado anteriormente, após a polimerização, o hidrogel deve ser submerso em uma substância salina para que absorva íons e permita a geração de um sinal elétrico. Originalmente foram consideradas cinco substâncias iônicas, (Adquiridas da Sigma Aldrich): cloreto de potássio (KCl), cloreto de sódio (NaCl), sulfato de sódio (Na_2SO_4), hexafluorofosfato de sódio (NaPF_6) e bis(trifluormetano sulfonyl) imida de lítio (LiTFSI).

Este último composto foi o primeiro a ser descartado, pois verificou-se que o mesmo reage com o hidrogel e o corrói. As amostras que foram submersas na solução de LiTFSI começaram a se dissolver quase que imediatamente em concentrações mais altas (0.5M). Por esta razão, não foram feitas maiores análises nestas amostras. Aquelas em contato com NaPF_6 apresentaram comportamento similar. Após serem mergulhadas na solução por alguns dias, foi possível obter uma ótima resposta do sensor empregando este sal. Entretanto, após aproximadamente duas semanas, as propriedades físicas do hidrogel, como sua cor e textura, começaram a se modificar, como pode ser visualizado na Figura 10.

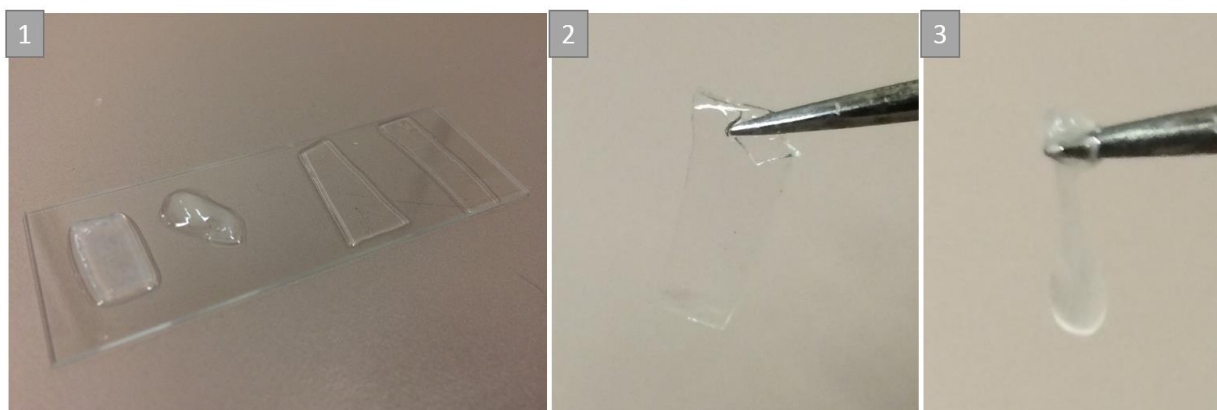


Figura 10 - Mudanças físicas no hidrogel devido à solução de NaPF_6 (Arquivo Pessoal)

A primeira imagem mostra a degradação das amostras de acordo com a sua concentração. Da esquerda para a direita: NaPF_6 a uma concentração de 0.5M, NaPF_6 a uma concentração de 1.0M, NaCl a uma concentração de 0.5M, e NaCl a uma concentração de 1.0M. Todas as amostras foram originalmente cortadas em formato retangular. Na segunda e terceira imagens, amostras de NaCl e NaPF_6 são mostradas, respectivamente. Pode-se verificar que a amostra submetida a hexafluorofosfato de sódio perdeu praticamente toda a sua transparência, e sua elasticidade está completamente comprometida. Por esta razão, a caracterização destas amostras também não foi abordada no estudo, uma vez que a aplicação a longo termo não se mostra viável.

Amostras imersas em sulfato de sódio apresentaram respostas extremamente pequenas, logo foram descartadas no processo de caracterização. Sendo assim, o estudo se focalizou nas amostras salinas de KCl e NaCl . Também buscou-se verificar se a concentração da solução teria uma interferência considerável no estudo. Portanto, no estudo da caracterização básica, concentrações de 0.1M, 0.5M e 1M foram analisadas.

A fim de verificar o comportamento do sinal obtido do gel, construiu-se um protótipo do sensor, constituído de dois eletrodos afixados em uma lâmina de vidro. Escolheu-se o vidro como substrato por se tratar de um material inerte, que não interfere nos resultados obtidos por não interagir química ou eletricamente com nenhum dos outros componentes utilizados.

Os dois eletrodos consistem de fios de cobre revestidos com uma camada de prata (Adquiridos da Digikey Canada), possuindo um diâmetro total final de $250\mu\text{m}$. Os eletrodos foram colocados na lâmina de vidro com um espaçamento de 8mm entre si, e sobre estes as amostras do gel foram colocadas, como se pode verificar na Figura 11.

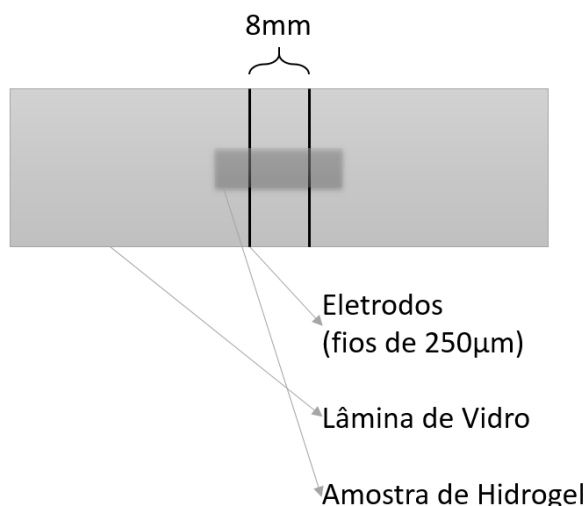


Figura 11 - Setup com lâmina de vidro para a caracterização do hidrogel

Os eletrodos foram então conectados a um potenciostato Autolab PGSTAT101, representado na Figura 12. Este que consiste em um equipamento que pode aplicar valores e realizar medições de corrente e tensão pré-determinados nos eletrodos conectados a ele. O equipamento foi então programado para realizar dois testes distintos: análise da tensão de circuito aberto e da corrente de curto-circuito. Assim, no primeiro caso a corrente foi programada no aparelho para que fosse igual a zero, enquanto que a tensão entre os eletrodos era mensurada. Para obter a medição de corrente de curto-circuito, o potenciostato foi programado para forçar uma tensão igual a zero entre os eletrodos, enquanto que a corrente circulante entre os mesmos era mensurada.

O eletrodo positivo do sensor foi conectado ao eletrodo de trabalho do potenciostato, enquanto que o eletrodo negativo do sensor foi conectado ao eletrodo de referência do equipamento.

Para controlar os toques a serem aplicados no sensor, foi utilizado o instrumento de teste Bose *ElectroForce* 3100, que possui um braço mecânico controlado por um computador, bem como uma célula sensível a variações na força aplicada, como pode ser verificado na Figura 12. No programa deste equipamento é possível monitorar a força que está sendo aplicada na base do mesmo, bem como o deslocamento executado pelo braço mecânico.



Figura 12 - Imagem Representado os Instrumentos utilizados para os Experimentos (DIRECT INDUSTRY, 2016; METROHM, 2016)

Amostras do gel foram então preparadas e submersas em soluções de KCl e NaCl com concentrações de 0.1, 0.5 e 1M por pelo menos 24 horas. O instrumento de teste mecânico foi então programado para realizar três séries de cinco toques, cada um programado para aplicar uma força de 1N no hidrogel. Entre os primeiros cinco toques foi estipulado um tempo de espera de 5 segundos, enquanto que entre os cinco toques subsequentes foi estipulado um tempo de espera de 3 segundos, e, entre os últimos cinco toques, foi solicitado um tempo de espera de 2 segundos. Esta configuração permite verificar qual o comportamento do sensor quando os toques no mesmo são executados mais rapidamente ou mais lentamente. Pode-se verificar um exemplo gráfico da aplicação da força pelo tempo na Figura 13.

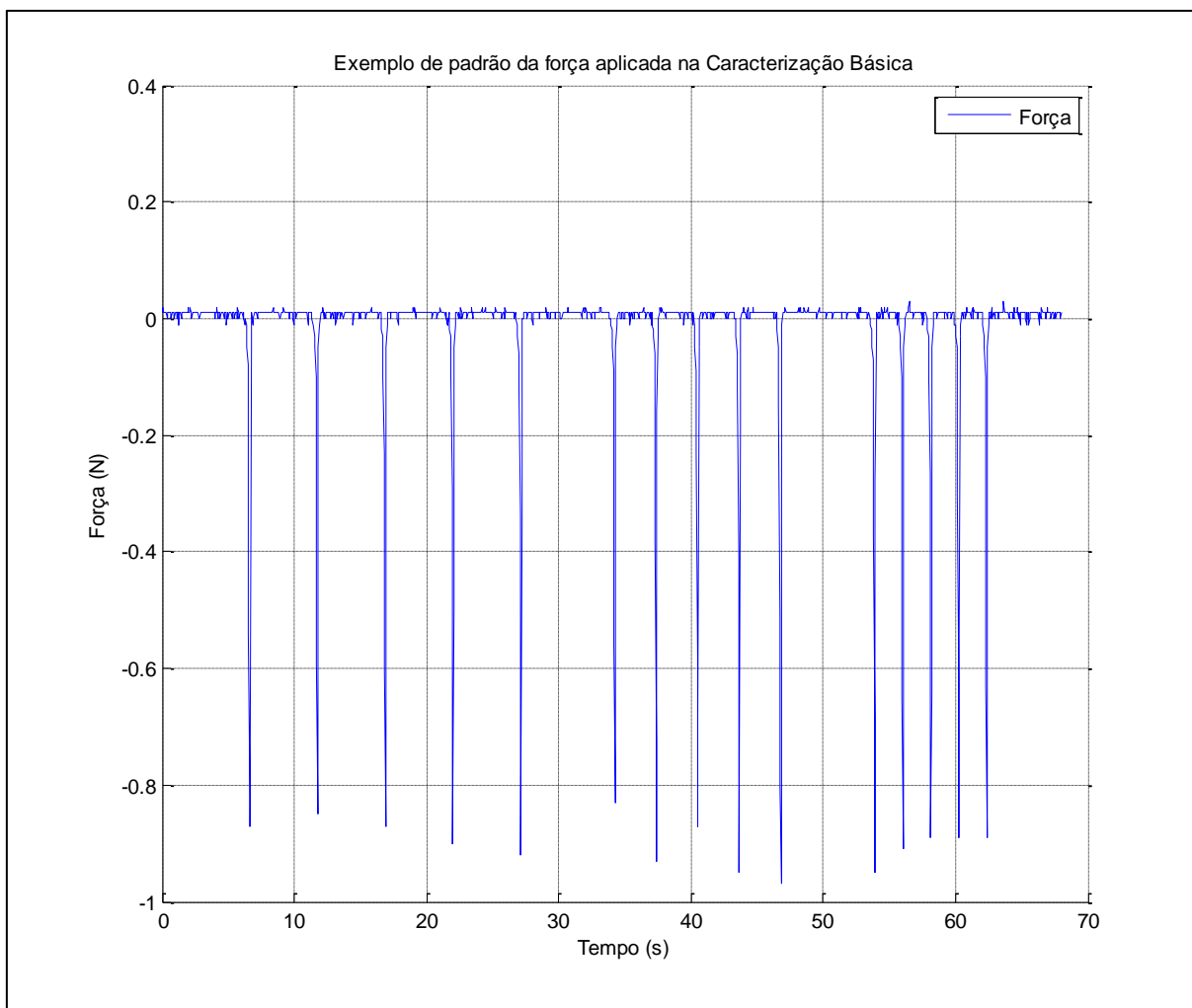


Figura 13 - Exemplo de um gráfico de força aplicada por tempo na caracterização básica das amostras de hidrogel

Para concentrar a aplicação da força no sensor, optou-se por utilizar uma haste plástica com diâmetro de aproximadamente 5,3mm afixada no braço do instrumento de teste. A configuração empregada na caracterização básica do sensor está demonstrada na Figura 14.

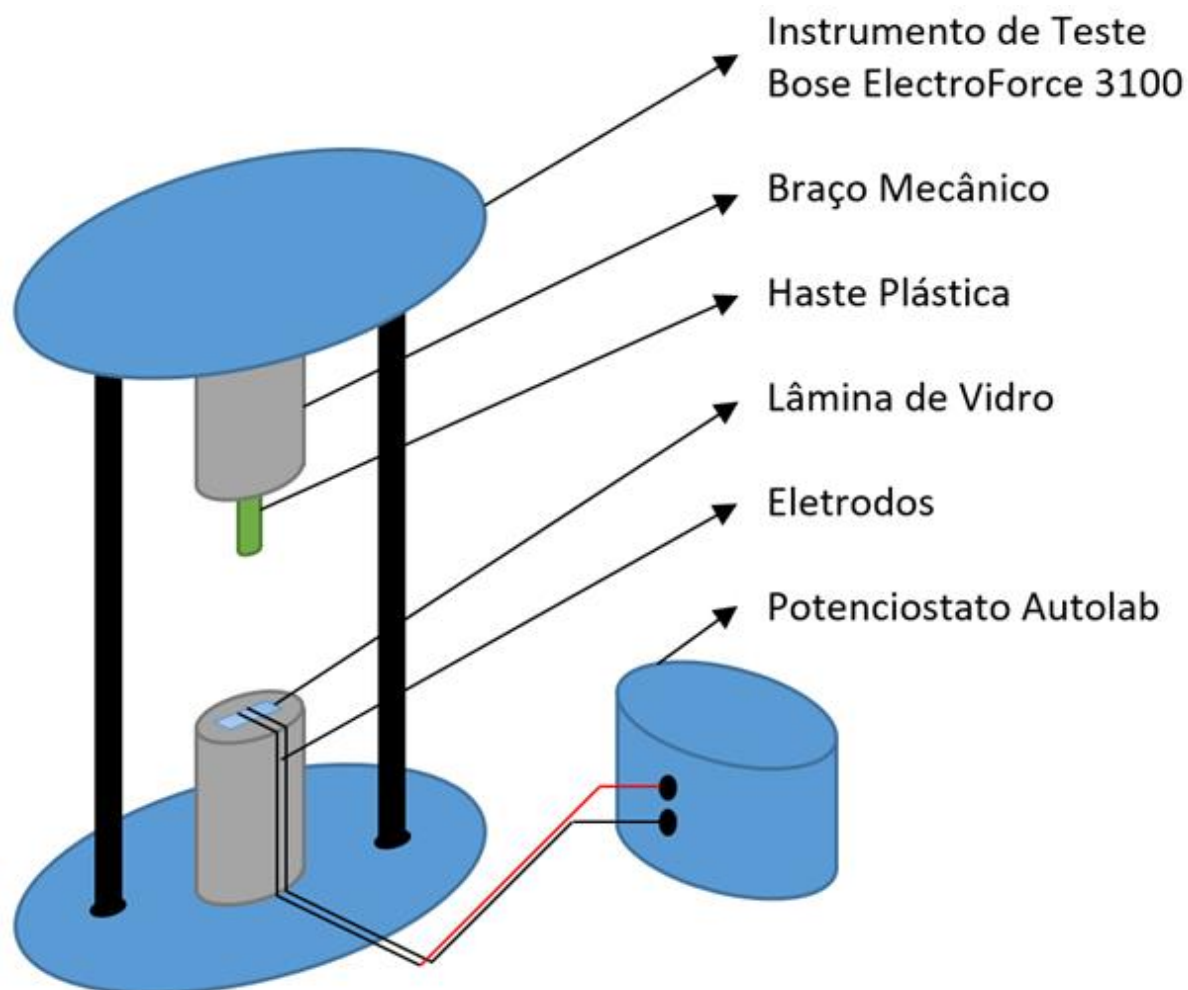


Figura 14 - Configuração empregada na Caracterização Básica do Sensor

Levou-se em consideração para este experimento, também, a posição na qual a haste plástica tocava o sensor: seja no eletrodo positivo, conectado ao eletrodo de trabalho do potenciostato, seja no eletrodo negativo, conectado ao eletrodo de referência do potenciostato, ou seja, no espaço entre os eletrodos. Cada teste foi repetido três vezes para confirmar os valores obtidos nos resultados.

3.1 Caracterização inicial das amostras submersas em KCl

A fim de verificar o sinal obtido das amostras submersas em KCl, foi realizado o teste de corrente de curto-circuito e de circuito aberto utilizando-se da configuração descrita na Figura 14. Realizaram-se testes tocando ambos os eletrodos e também o espaço entre os mesmos. O sinal obtido foi predominantemente positivo quando o

eletrodo de trabalho foi pressionado, e predominantemente negativo quando o eletrodo de referência foi pressionado, como se pode verificar na Figura 15.

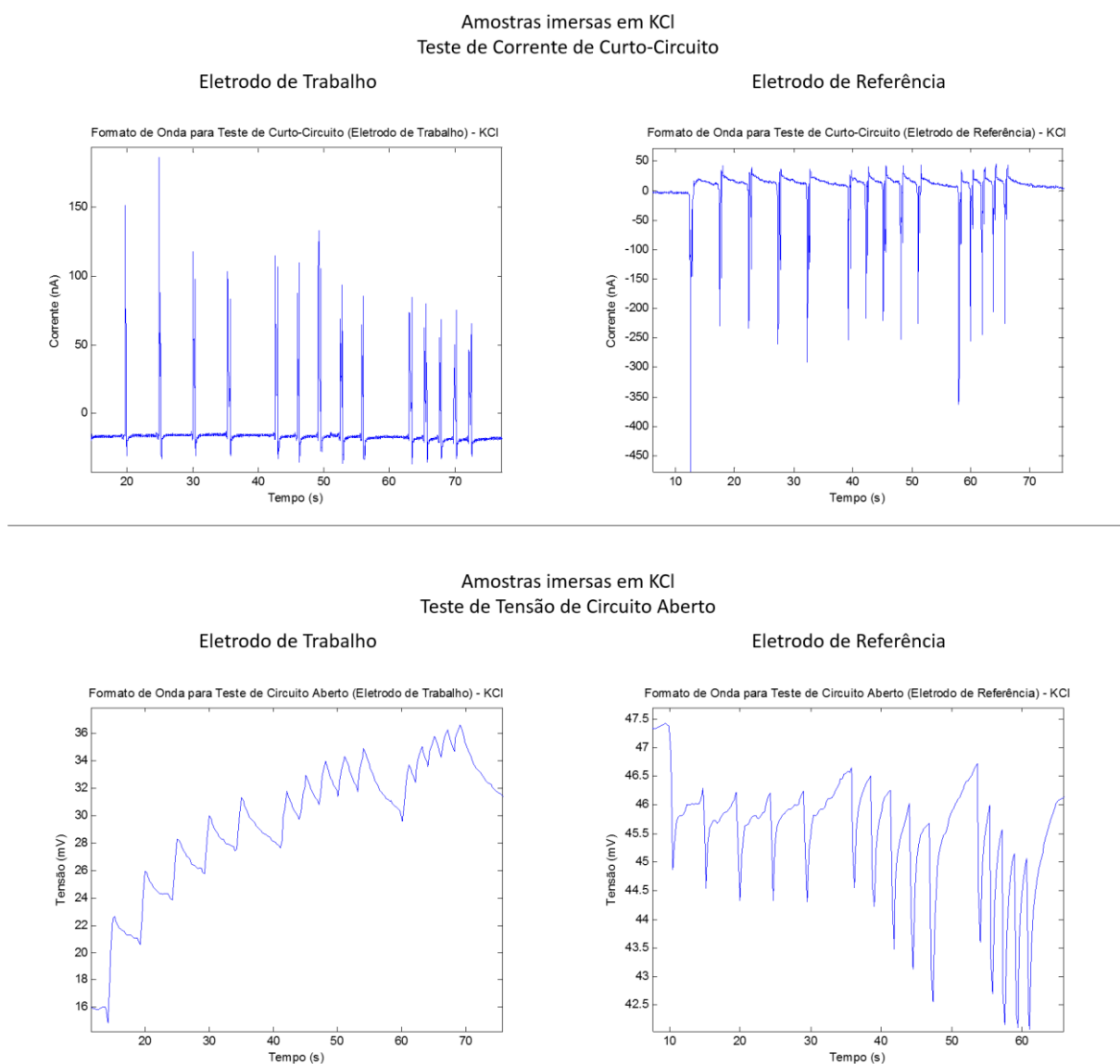


Figura 15 - Formas de onda obtidas na caracterização de amostras submersas em soluções de KCl, quando uma pressão é aplicada no eletrodo de trabalho e no eletrodo de referência

Este comportamento se deve ao movimento de íons resultante da deformação mecânica aplicada ao gel, como discutido previamente. Neste caso, considerando o eletrodo de trabalho como o anodo e o eletrodo de referência como sendo o catodo, é possível verificar que os cations (K^+) são os íons com maior mobilidade, uma vez que eles tendem a se mover em direção ao catodo (representado pelo eletrodo de

referência) com mais facilidade que em direção ao anodo. Por convenção, a direção da corrente é a mesma do fluxo de cátions, o que justifica o sinal das correntes obtidas.

Ao pressionar-se a área entre os eletrodos, entretanto, observou-se um sinal com intensidade significativamente menor, sem possuir uma característica predominantemente positiva ou negativa. Este fato indica a movimentação de cátions e ânions em quantidades semelhantes em ambas as direções, o que acaba por diminuir o sinal resultante consideravelmente. O sinal obtido seria, portanto, uma simples resultante da não-simetria da amostra utilizada, ou do posicionamento não completamente central da haste plástica no hidrogel em relação aos eletrodos positivo e negativo.

As amplitudes dos sinais encontrados no teste da corrente de curto-circuito estão representadas pelos pontos no Gráfico 1, enquanto que a média dos sinais obtidos para toques em cada local para cada concentração são representadas pelas linhas no gráfico.

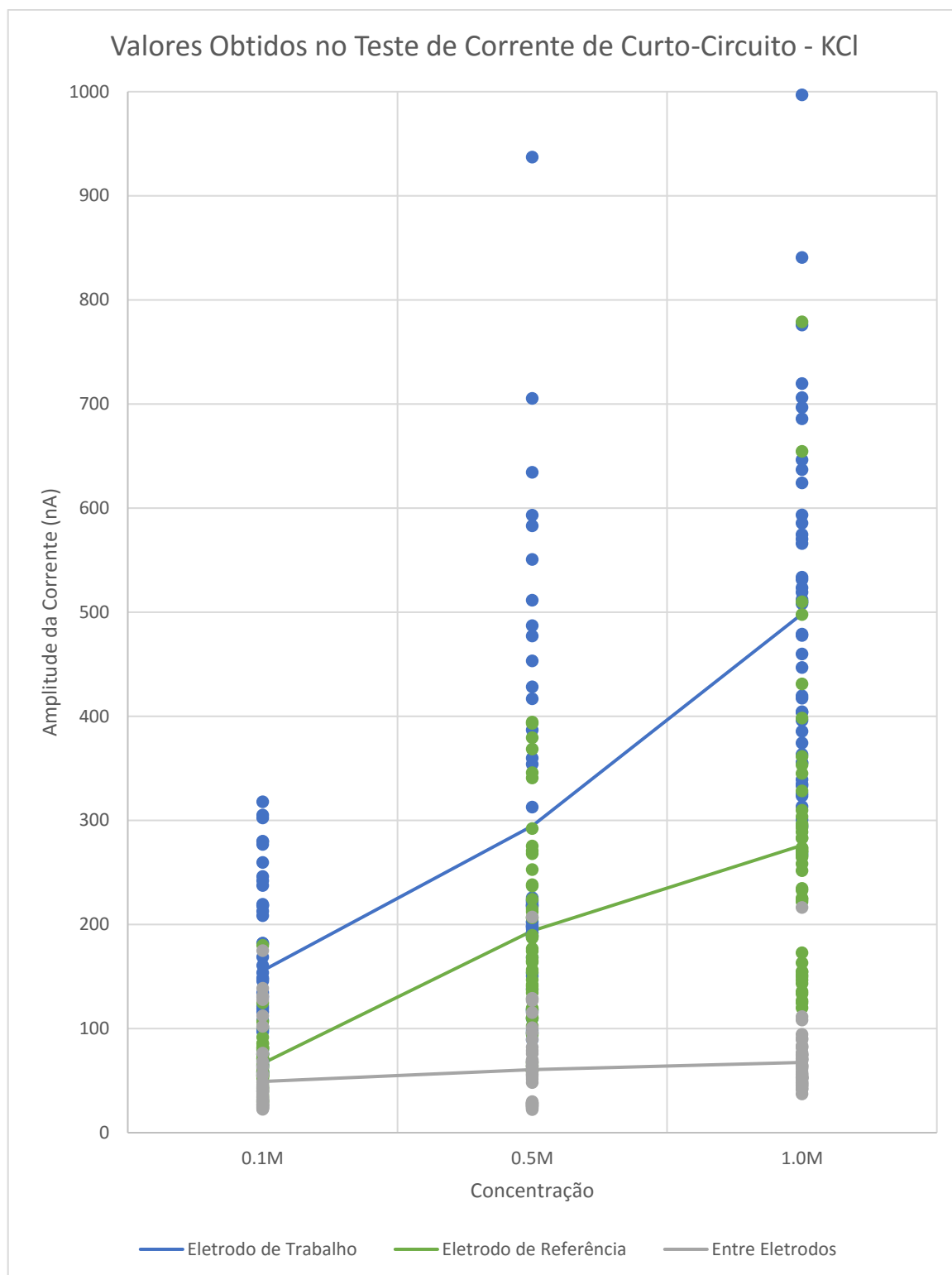


Gráfico 1 - Valores Obtidos no Teste de Corrente de Curto-Circuito - KCl

Com base no gráfico apresentado, é possível extrair informações úteis sobre o comportamento do sensor. Primeiramente, pode-se observar que a corrente tende a aumentar com o aumento da concentração. Também é possível verificar que os toques realizados no eletrodo de trabalho possuem a maior resposta, seguido pela

resposta apresentada pelo eletrodo de referência, e, por último, a resposta apresentada quando o toque se dá entre os eletrodos. Este comportamento é esperado, uma vez que os cátions são os íons com maior mobilidade.

Com o aumento da concentração de íons no polímero, aumenta também a resposta do hidrogel à uma força externa. Como a deformação física do gel resulta no movimento dos íons contidos na estrutura do polímero, é esperado que, em uma maior concentração, uma quantidade maior de íons se mova, gerando assim maiores respostas. Esta teoria pode ser melhor visualizada na Figura 16.

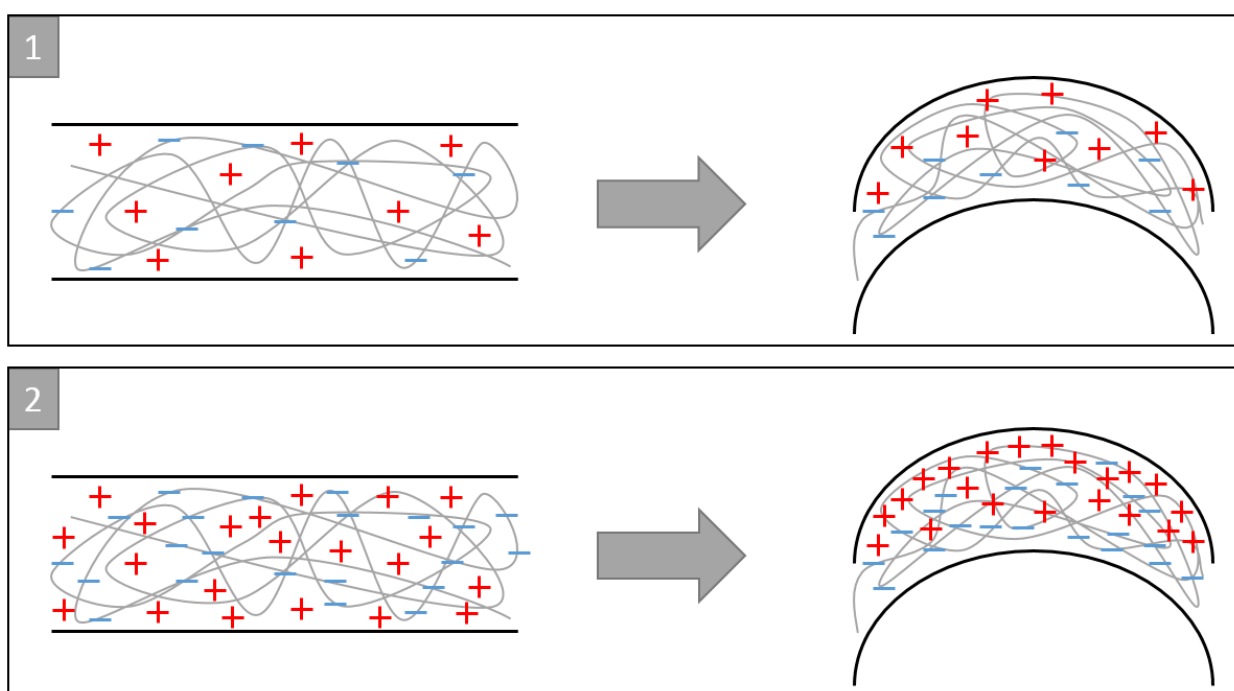


Figura 16 - Influência teórica da concentração de íons no hidrogel e sua resposta a uma força mecânica aplicada

Na primeira figura, uma menor concentração de íons gera uma diferença menor na redistribuição de cátions e ânions, enquanto que na segunda imagem uma maior diferença na distribuição pode ser alcançada. É esperado, entretanto, que a uma elevada concentração produza a saturação dos íons, o que acarreta na perda de mobilidade dos mesmos na amostra, resultando em uma diminuição da resposta do sensor.

O fato de que a resposta do eletrodo de trabalho é maior em comparação àquela do eletrodo de referência é uma indicação de que um íon específico na solução apresenta maior mobilidade que o outro. Ao aplicar uma pressão no eletrodo de

trabalho, espera-se que os íons de maior mobilidade se movam em direção ao eletrodo de referência, gerando assim uma corrente positiva ou negativa. Quando a pressão é exercida no eletrodo de referência, os íons com maior mobilidade se movem em direção ao eletrodo de trabalho, gerando assim uma corrente no sentido oposto. Entretanto, uma vez que um dos eletrodos é tratado como o catodo enquanto que o outro é tratado como o anodo, existe uma maior resistência para a mobilidade dos ânions em direção ao catodo ou cátions em direção ao anodo, o que explicaria o sinal com menor amplitude no eletrodo de referência.

Como mencionado anteriormente, o sinal obtido com o toque entre eletrodos possui amplitude significativamente menor em relação aos outros sinais devido ao fato que este sinal é gerado a partir da soma das correntes geradas, em sentido contrário, que tendem a se cancelar. O sinal obtido, portanto, se deve às imperfeições do gel e do posicionamento da haste que o toca, o que acarreta na geração de uma corrente em uma determinada direção, bem como a afinidade de um dos íons de se deslocar em direção ao eletrodo de trabalho ou de referência.

De modo semelhante, foi realizada a análise dos resultados obtidos com o teste da tensão de circuito aberto. Os valores encontrados estão representados pelos pontos no Gráfico 2, enquanto que as linhas demonstram o comportamento da média dos valores com a mudança da concentração da solução.

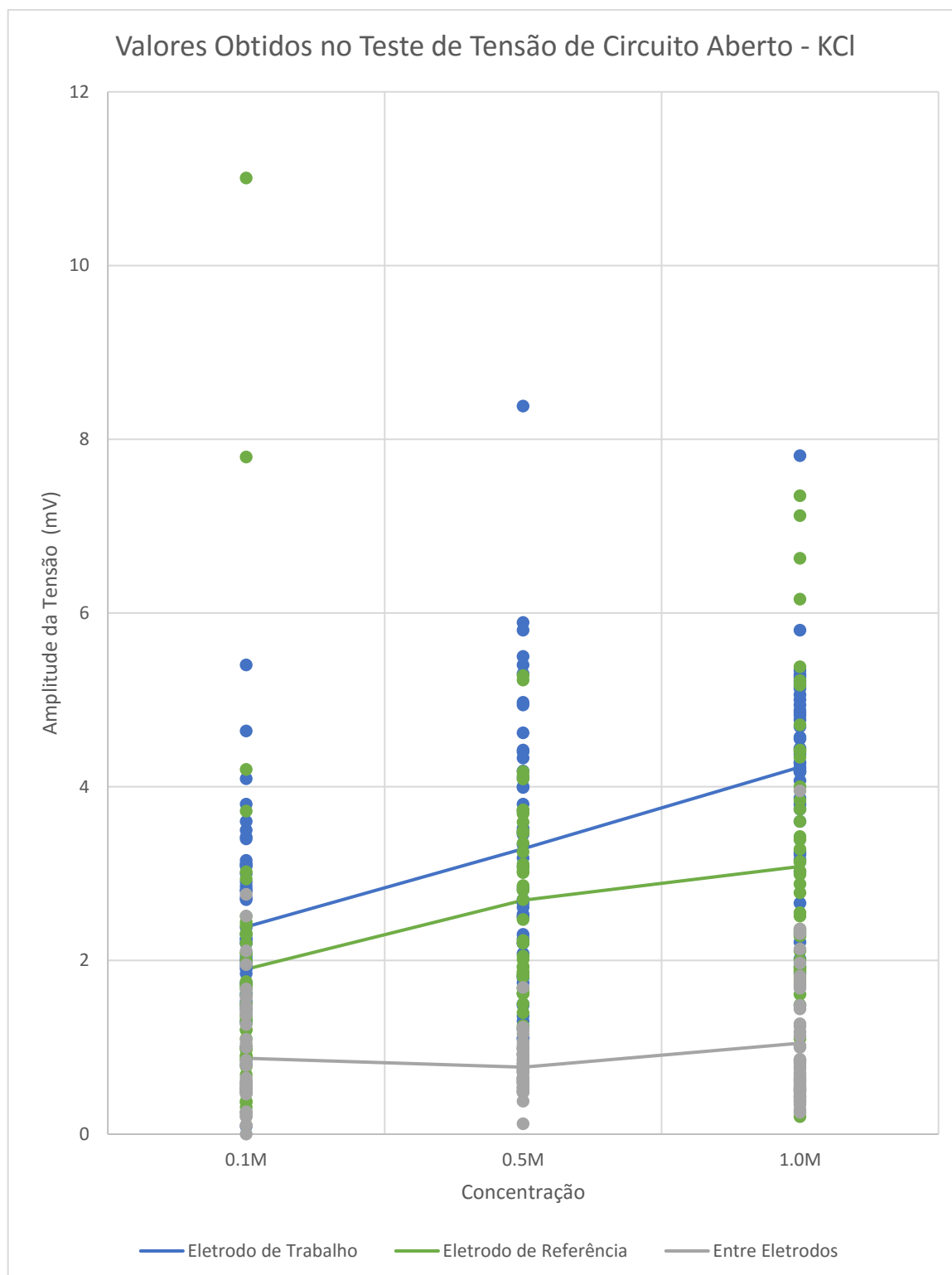


Gráfico 2 - Valores Obtidos no Teste de Tensão de Circuito Aberto – KCl

Da mesma maneira que no teste de corrente de curto-circuito, verifica-se que a amplitude dos sinais obtidos tende a aumentar conforme a concentração de cloreto de potássio aumenta. Também é perceptível o fato que o eletrodo de trabalho apresenta uma resposta melhor em relação ao eletrodo de referência. Como já

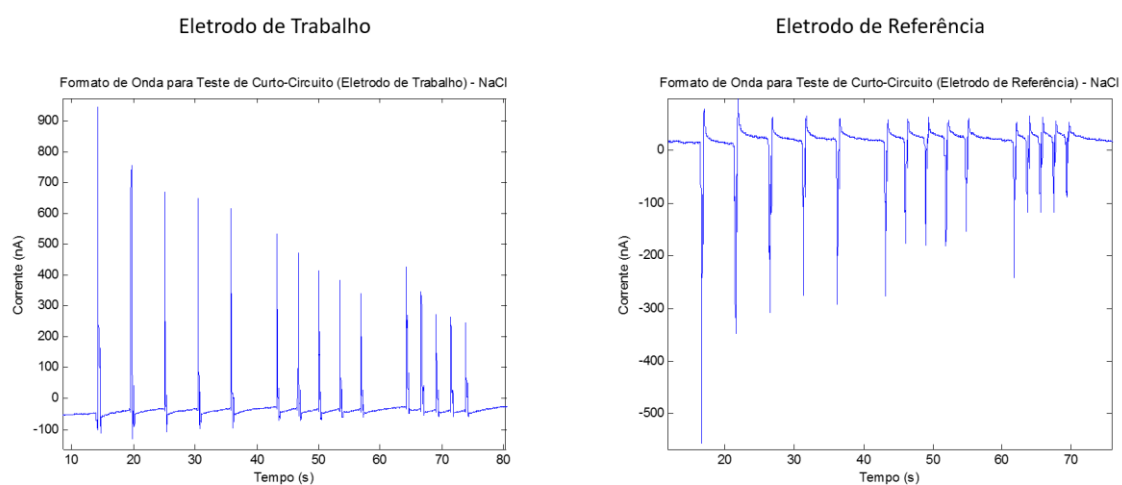
discutido anteriormente, a área entre eletrodos apresenta uma resposta insignificante, uma vez que gera um potencial semelhante em ambos os eletrodos devido ao deslocamento dos íons resultante da aplicação de um estímulo externo.

3.2 Caracterização inicial das amostras submersas em NaCl

De maneira semelhante àquela descrita na seção 3.1, foi realizada a caracterização das amostras de hidrogel submetidas à solução salina de cloreto de sódio. Esta análise possibilita a comparação dos resultados obtidos com ambas as soluções propostas, o que permite que aquela com maior resposta perante o mesmo estímulo externo seja escolhida para o desenvolvimento do sensor.

O sinal obtido destas amostras comportou-se de maneira similar àquela apresentada pelas amostras imersas em KCl, no que se diz respeito à polaridade do sinal, como se verifica nos formatos de onda apresentados na Figura 17.

Amostras imersas em NaCl
Teste de Corrente de Curto-Circuito



Amostras imersas em NaCl
Teste de Tensão de Circuito Aberto

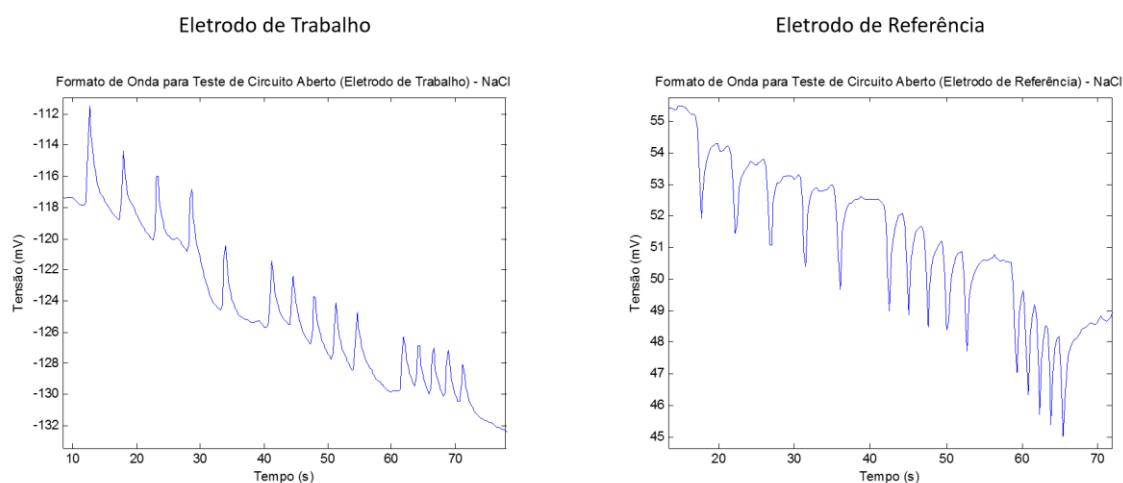


Figura 17 - Formas de onda obtidas na caracterização de amostras submersas em soluções de NaCl, quando uma pressão é aplicada no eletrodo de trabalho e no eletrodo de referência

Este fato indica que, assim como nas amostras imersas em KCl, os cátions (Na^+) são os íons com maior mobilidade na solução, resultado que se confirma através da análise das amplitudes obtidas nos testes realizados. Verificou-se que tanto no teste de corrente de curto-circuito quanto tensão de circuito aberto a amplitude do sinal obtido era maior quando o toque era realizado no eletrodo de trabalho, e relativamente menor no eletrodo de referência. Também foi possível averiguar que uma maior concentração da solução salina resultou em amplitudes de sinal maiores.

3.3 Comparação entre diferentes soluções e concentrações

Entre as diferentes soluções salinas apresentadas, LiTFSI e NaPF₆ foram descartadas para a sua aplicação no sensor devido à sua incompatibilidade com o gel, enquanto que Na₂SO₄ apresentou uma resposta elétrica demasiado pequena ao estímulo externo, sendo assim também desconsiderado para a aplicação proposta.

As outras duas soluções consideradas (cloreto de sódio e cloreto de potássio) não apresentaram problemas de compatibilidade com o gel e desenvolveram uma resposta elétrica satisfatória quando submetidas a um estímulo mecânico. Uma extensa análise foi realizada com amostras do gel submersas nestas soluções, e gráficos comparando ambas as soluções foram gerados. O Gráfico 3 apresenta o resultado obtido da média das amplitudes dos sinais de corrente de curto-circuito gerados pelas amostras de hidrogel.

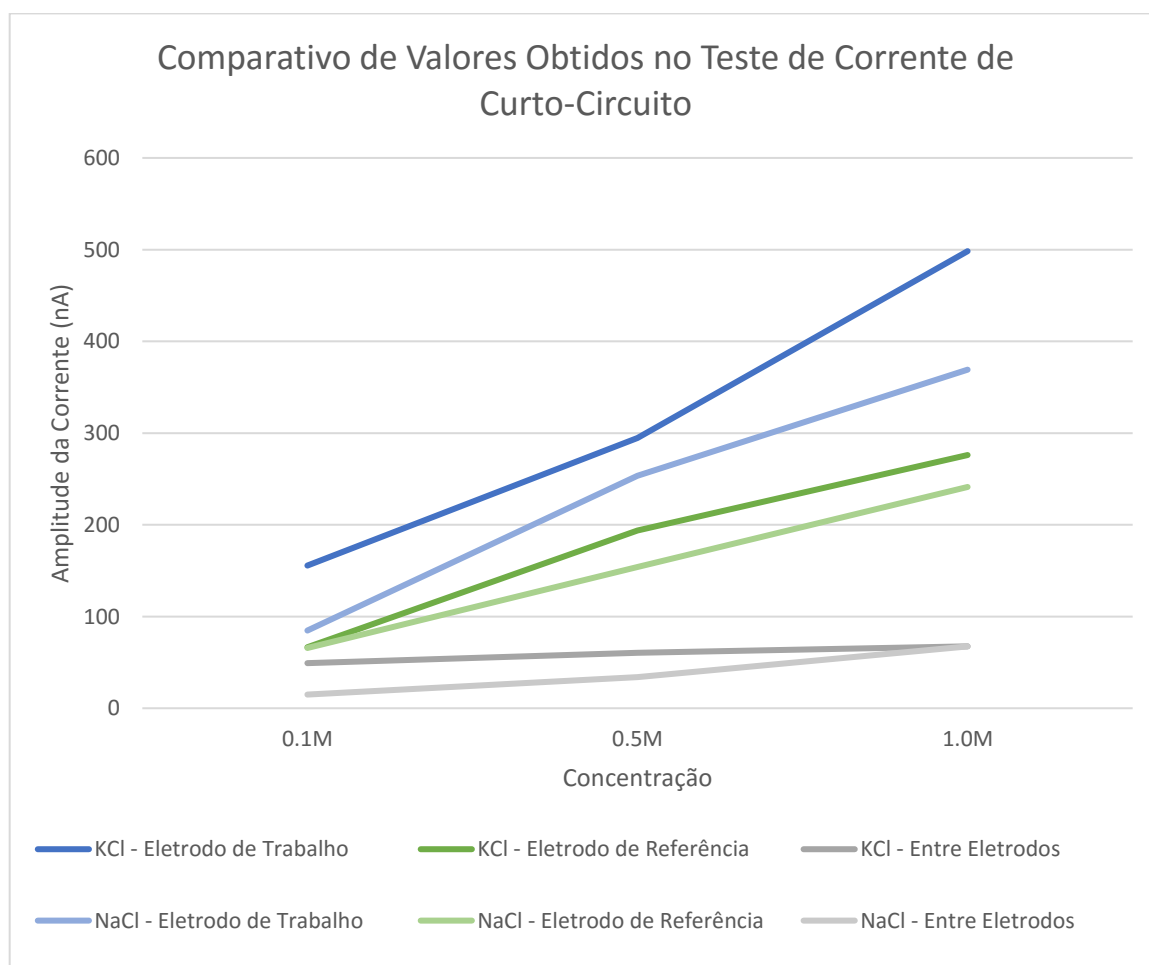


Gráfico 3 - Comparativo de Valores Obtidos no Teste de Corrente de Curto-Circuito

Verifica-se que a amplitude do sinal tende a aumentar com o aumento da concentração salina utilizada, seja ela NaCl ou KCl, o que se deve à maior disponibilidade de íons livres em suspensão no gel. Outro fato importante é a eminência de maior resposta por parte do gel submerso em cloreto de potássio, tanto para testes realizados no eletrodo de referência quanto no eletrodo de trabalho. É possível verificar também que os testes realizados entre eletrodos apresentaram valores consideravelmente menores, o que se deve à geração de um potencial semelhante em ambos os eletrodos. Com base neste gráfico, pode-se afirmar que a amostra que apresentou melhores resultados foi aquela na qual o hidrogel estava submerso em cloreto de potássio a uma concentração de 1M.

Foi também realizado o comparativo entre o resultado apresentado pelas soluções propostas utilizando-se do teste de tensão de circuito aberto. No Gráfico 4, é possível verificar a média da amplitude dos sinais obtidos para este teste.

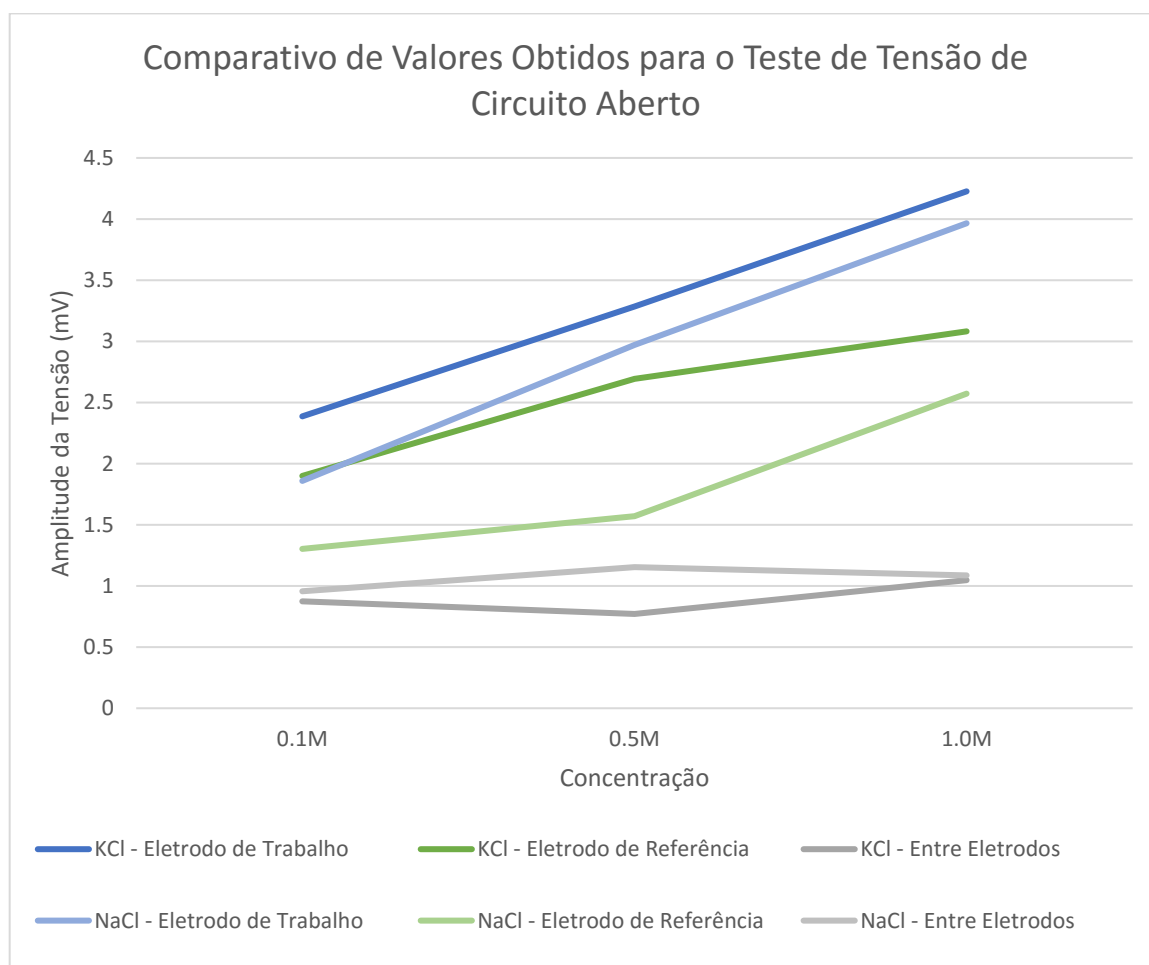


Gráfico 4 - Comparativo de Valores Obtidos para o Teste de Tensão de Circuito Aberto

De maneira semelhante àquela apresentada no Gráfico 3, verifica-se a tendência do aumento da amplitude do sinal de tensão de circuito aberto com o aumento da concentração da solução utilizada, bem como o melhor desempenho das amostras de hidrogel submersas em KCl.

Sendo assim, optou-se pela adoção de cloreto de potássio a uma concentração de 1M para a realização das demais análises no gel.

3.4 Comparação entre diferentes velocidades de toque

Uma vez que a resposta a ser obtida do sensor depende da movimentação de íons em suspensão no hidrogel, espera-se que haja uma certa inércia por parte dos mesmos, o que poderia resultar em uma diminuição do sinal obtido caso o estímulo externo seja aplicado em uma frequência elevada. A fim de averiguar este fenômeno, a configuração descrita na Figura 14 foi empregada, e o instrumento de testes foi programado para realizar três séries de dez toques no hidrogel com uma frequência de 0.2Hz, 0.5Hz e 1Hz. Utilizando-se do potenciostato, foi possível realizar o teste da tensão de circuito aberto entre os eletrodos, que estavam posicionados como mostrado na Figura 11.

Este experimento foi repetido por oito vezes, o que permitiu a aquisição de amplitudes de 80 sinais para cada frequência de toque. Os pontos no Gráfico 5 apresentam tais amplitudes, enquanto que a linha no gráfico representa a média de cada valor obtido.

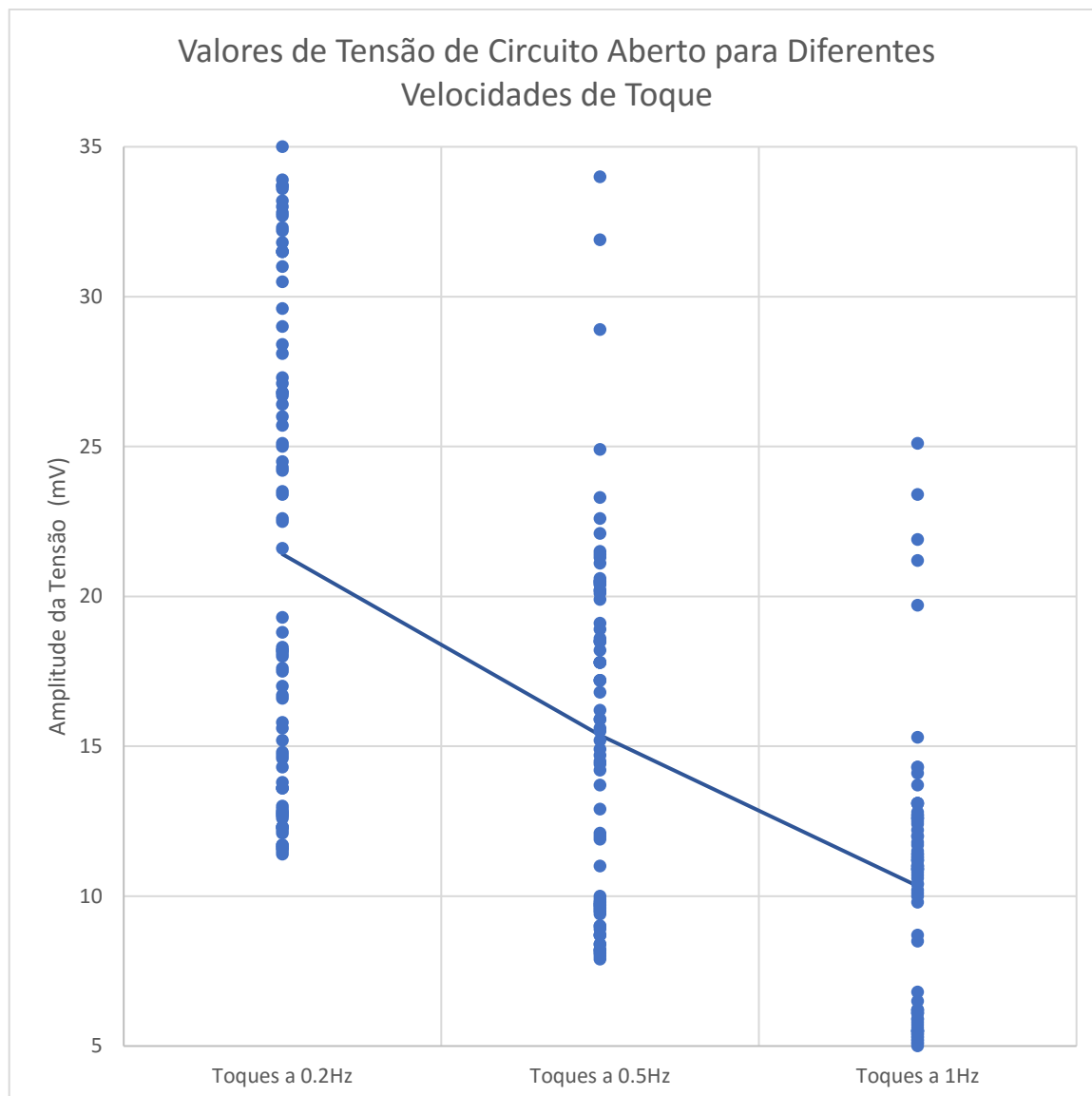


Gráfico 5 - Valores de Tensão de Circuito Aberto para diferentes Velocidades de Toque

Verifica-se através do gráfico que os níveis de tensão obtidos tendem a diminuir com o aumento da frequência na qual o estímulo externo é aplicado na amostra do sensor. Este fenômeno se deve à inércia da solução salina presente no hidrogel. Como o sinal elétrico é obtido através do deslocamento de íons induzido pela deformação mecânica do gel, a menor disponibilidade destes para contrabalancear o estímulo externo acaba por diminuir o sinal efetivo obtido com o aumento da frequência de toque.

3.5 Comparação entre a aplicação de diferentes forças

Outra característica interessante que um sensor pode possuir é a habilidade de produzir diferentes intensidades de sinal de saída como resultado da aplicação de diferentes níveis do sinal de entrada. No caso de um sensor ao toque, como o apresentado, a produção de níveis de tensão maiores ou menores de acordo com a aplicação de diferentes forças pode ser uma característica bem-vinda.

A fim de verificar a capacidade do sensor proposto de responder desta maneira, foi utilizada novamente a configuração apresentada na Figura 14, e o instrumento de testes foi programado para realizar toques em diferentes forças no espectro de 1N a 15N. O potenciostato Autolab foi empregado para medir a tensão de circuito aberto entre os eletrodos, configurados conforme apresenta a Figura 11.

O experimento foi repetido 20 vezes, e os resultados estão apresentados no Gráfico 6. A linha no gráfico apresenta a média encontrada para cada valor de força aplicada, enquanto que amplitudes dos sinais encontrados estão representadas pelos pontos.

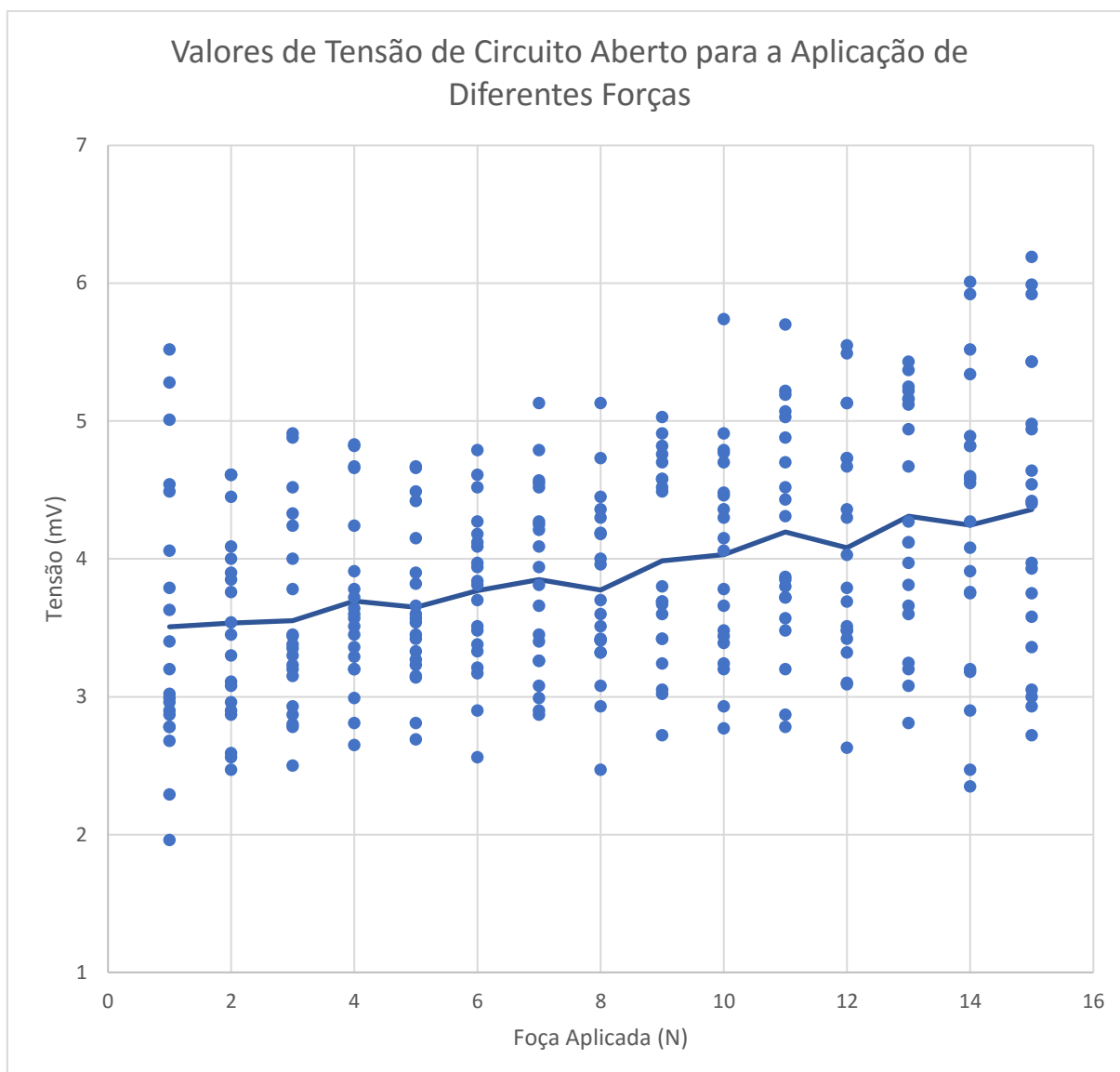


Gráfico 6 - Valores de Tensão de Circuito Aberto para a Aplicação de Diferentes Forças

É possível verificar que, embora haja uma tendência do sinal de possuir uma maior amplitude conforme a força aplicada no mesmo aumenta, este aumento é pequeno em relação aos níveis de sinal. Sendo assim, conclui-se que o sensor se comporta de maneira digital em relação a aplicação de uma força analógica, acusando somente a presença ou ausência de pressão.

3.6 Verificação do comportamento do sensor perante a aplicação e manutenção de um estímulo externo

Uma vez que o sensor proposto consiste em um sensor piezo-iônico, é de se esperar que o mesmo apresente uma resposta quando o gel é pressionado, porém

não se espera que esta resposta permaneça caso a deformação do gel se mantenha. Na realidade, espera-se que o sensor apresente um sinal quando a manutenção da pressão é aplicada e também quando a mesma cessa, pois este movimento é nada mais que uma alteração no formato do sensor, o que incita a movimentação de íons no sensor.

A fim de verificar este comportamento, utilizou-se da configuração costumeiramente adotada e representada esquematicamente na Figura 14. O equipamento de testes foi programado para realizar dois toques no sensor, e em seguida realizar quatro toques que foram mantidos por aproximadamente 10 segundos cada, como se pode verificar na Figura 18.

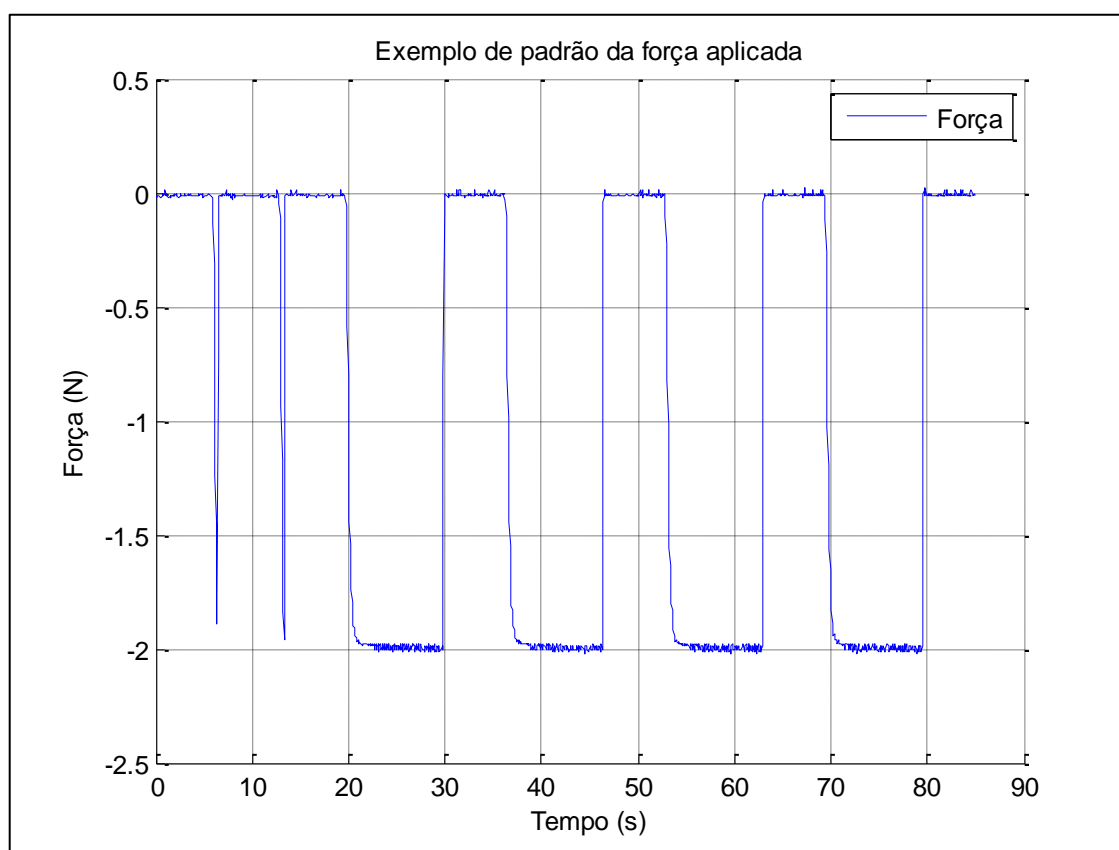


Figura 18 - Exemplo do Padrão da Força Aplicada na Verificação do Comportamento do sensor perante a aplicação e manutenção de um estímulo externo

O sinal obtido, como esperado, não apresentou um comportamento diferenciado durante o período que a força foi mantida no sensor, como se verifica na Figura 19. A parte em destaque representa o período no qual o sensor foi submetido a uma força constante de aproximadamente 2N.

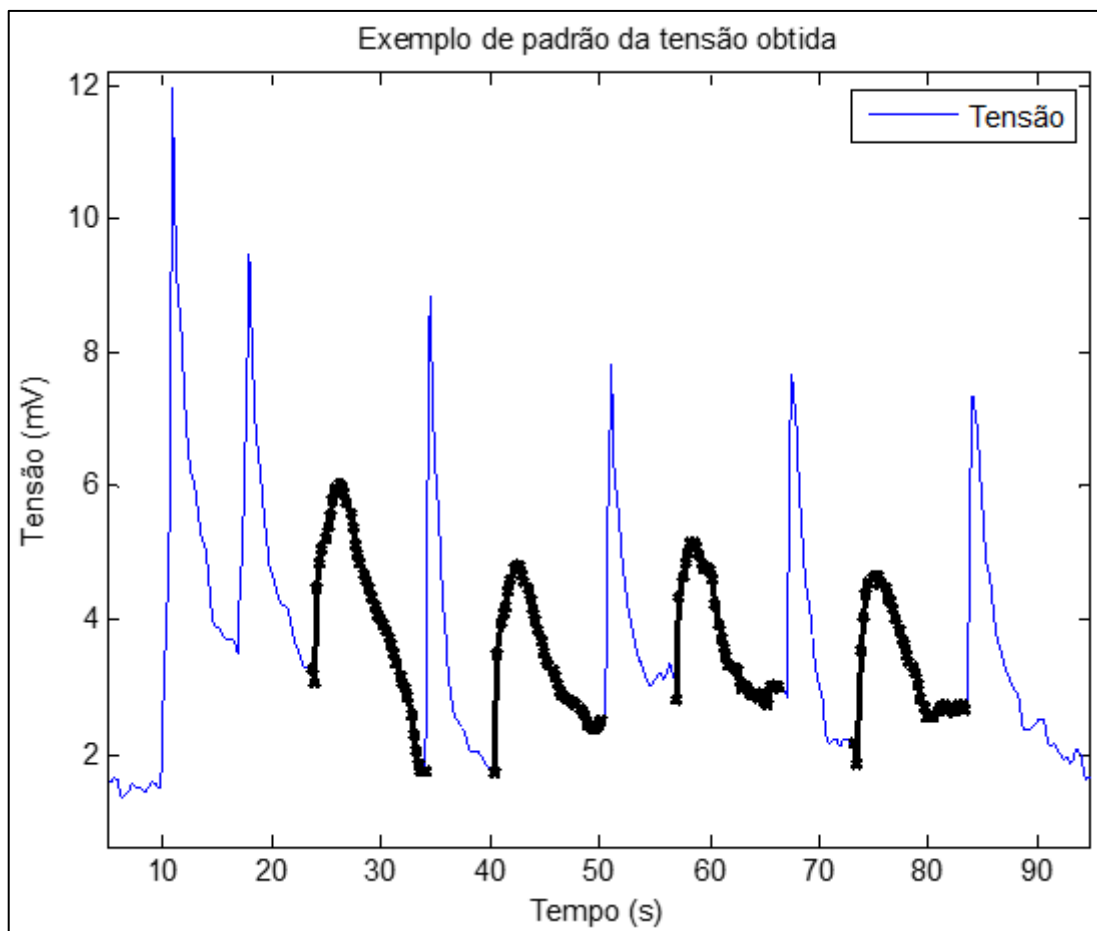


Figura 19 - Exemplo de Padrão da Tensão Obtida na Verificação do Comportamento do sensor perante a aplicação e manutenção de um estímulo externo

Embora verifique-se a impossibilidade da utilização do sensor para a medição e monitoramento da aplicação da manutenção de uma força, é possível observar um fenômeno interessante: os picos de tensão observados quando o sensor é pressionado são menores quando comparados àqueles obtidos quando a pressão é extinta. Este fato se deve à maneira com a qual a força foi aplicada no sensor. Como se verifica na Figura 18, quando o sensor do equipamento de testes verifica que a força esperada de 2N está prestes a ser atingida, o mesmo diminui a velocidade de aproximação do braço mecânico, o que fica visível pela curva formada no gráfico, enquanto que a liberação da força se dá de maneira quase que instantânea, marcada pelo ângulo reto no gráfico. Esta diferença de velocidade de deformação acarreta em uma distribuição de íons mais lenta ou rápida. Uma mudança brusca de força ocasiona em picos mais agudos, porém com menor duração, enquanto que uma mudança mais branda gera picos menores, mas com maior duração. Este comportamento classifica o sensor como sendo derivativo: em situações na qual a mudança de aplicação de

pressão se dá de maneira mais brusca, o sensor responde com um sinal de maior intensidade.

3.7 Verificação da resposta do sensor a frequências de até 10Hz

Foram analisadas formas de onda provenientes de toques no sensor em frequências de até 1Hz, e verificou-se que, embora a resposta elétrica fornecida tenha diminuído, ainda assim foi possível obter um claro sinal do hidrogel. Procurou-se, então, verificar se é possível obter uma resposta do sensor em frequências mais elevadas que esta, uma vez que a capacidade de detecção em altas frequências é uma característica interessante a ser apresentada por um sensor ao toque.

Para tanto, foi empregada a configuração ilustrada na Figura 14, e o equipamento de testes foi programado para realizar séries de 10 toques em diferentes frequências. Foi possível identificar claramente todas as respostas em frequências de até 10Hz, como se verifica na Figura 20.

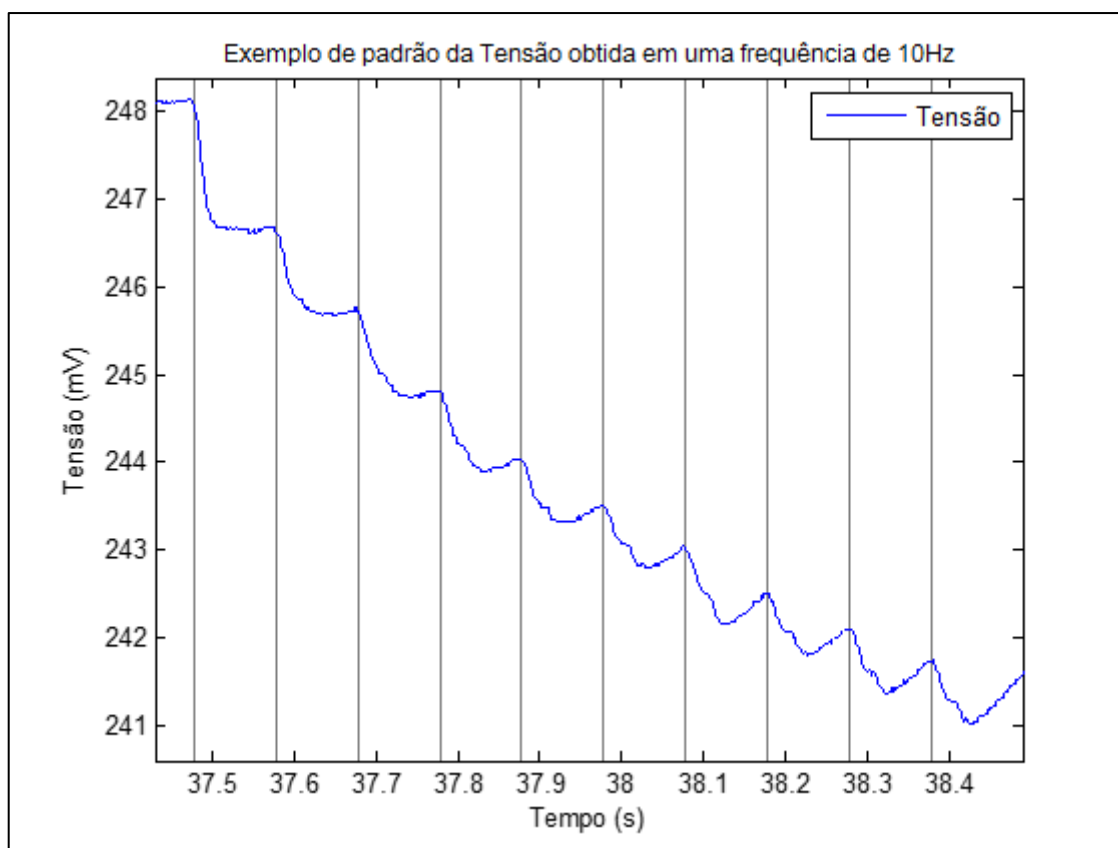


Figura 20 - Exemplo de Padrão da Tensão Obtida na Verificação da resposta do sensor a uma frequência de 10Hz

Acima deste valor, não foi possível distinguir os pulsos claramente devido à limitação da taxa de amostragem do potenciostato. Sendo assim, verifica-se que o sensor é capaz de apresentar uma resposta a esta frequência, porém não sendo necessariamente 10Hz o seu limite operacional.

3.8 Verificação da resistência do sensor

Outra característica extremamente importante a ser verificada no sensor apresentado é a sua resistência, ou seja, quantos toques o sensor suporta até cessar de exprimir uma resposta elétrica. Verificou-se empiricamente que, caso o hidrogel seja mantido ao ar livre por diversos minutos, a solução salina evapora e o sensor não mais fornece uma resposta elétrica quando submetido a uma perturbação externa. Entretanto, procurou-se verificar se a ausência de resposta elétrica ocorria enquanto o sensor permanecia úmido devido ao excesso de toques.

Para tanto, a configuração comumente empregada foi utilizada e o equipamento de testes foi programado para realizar uma série de 1000 toques a uma frequência de 4Hz. A resposta do gel ao estímulo se manteve praticamente constante durante o período observado, o que indica que o gel poderia manter-se ativo por maiores períodos de tempo.

4 ANÁLISE E PROCESSAMENTO DO SINAL OBTIDO

4.1 Análise do Sinal Obtido

O capítulo contendo a caracterização do gel expôs interessantes informações sobre o sinal obtido do sensor quando o mesmo é submetido a um estímulo externo, como por exemplo a amplitude do sinal obtido. Verifica-se que o mesmo é da ordem de milivolts, fato que pode dificultar a leitura do sinal por um microcontrolador, por exemplo, ou que fornece uma tensão insuficiente caso se busque aplicar o sinal bruto para acender um LED ou ativar uma campainha.

Outro fato a ser considerado é a presença de ruído que possa por ventura existir no sensor, ou a adição de um sinal que seja gerado pela presença dos íons em suspensão no gel, por exemplo. Sendo assim, foi realizada a medição da tensão de circuito aberto de uma amostra de hidrogel em repouso, empregando ainda a configuração demonstrada na Figura 14, a fim de verificar qual a característica da curva de resposta de tensão do gel quando o mesmo não é submetido a um estímulo externo. O gráfico obtido pode ser verificado na Figura 21.

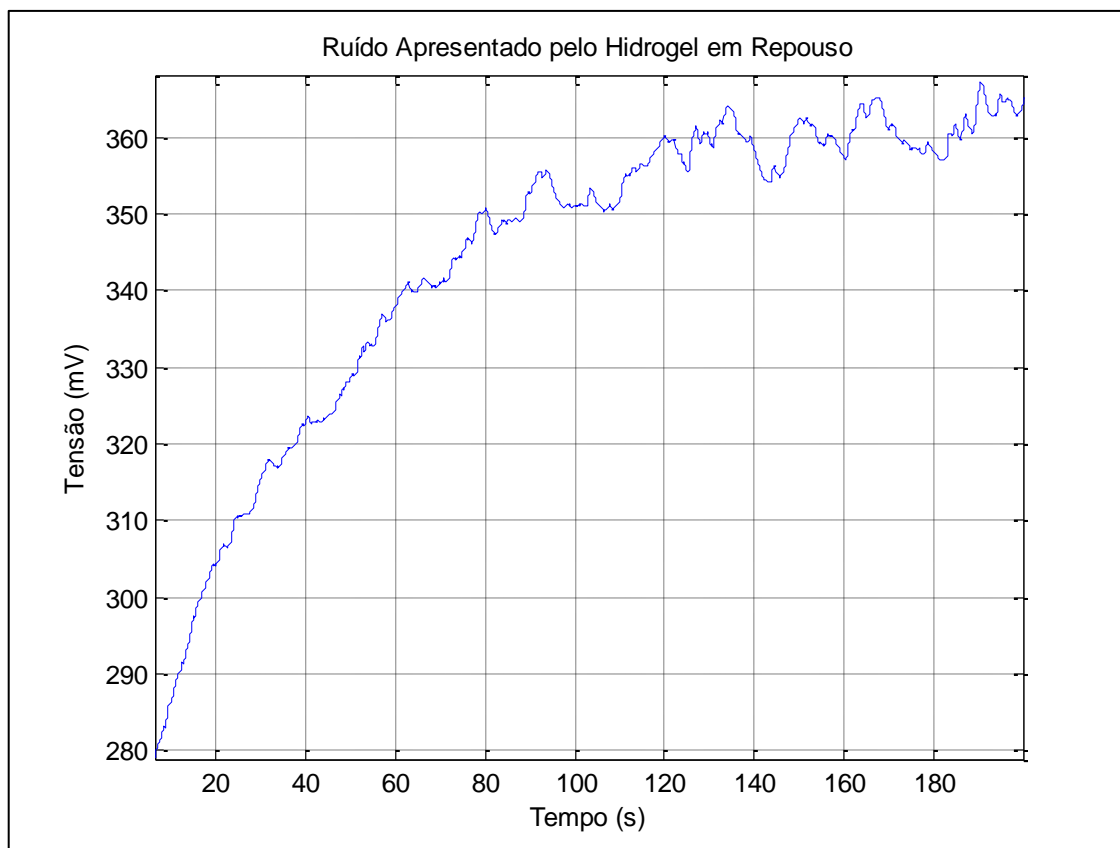


Figura 21 - Ruído Apresentado pelo Hidrogel em Repouso

Observa-se da imagem obtida que, embora existam componentes de alta frequência compondo o sinal, grande parte do mesmo se deve à presença de componentes de baixa frequência, incluindo uma componente de frequência nula de amplitude considerável. A fim de separar as frequências que compõem este sinal, para determinar quais frequências são inerentes do gel em repouso, foi realizada a transformada rápida de Fourier do trecho obtido, cujo gráfico parcial está apresentado na Figura 22.

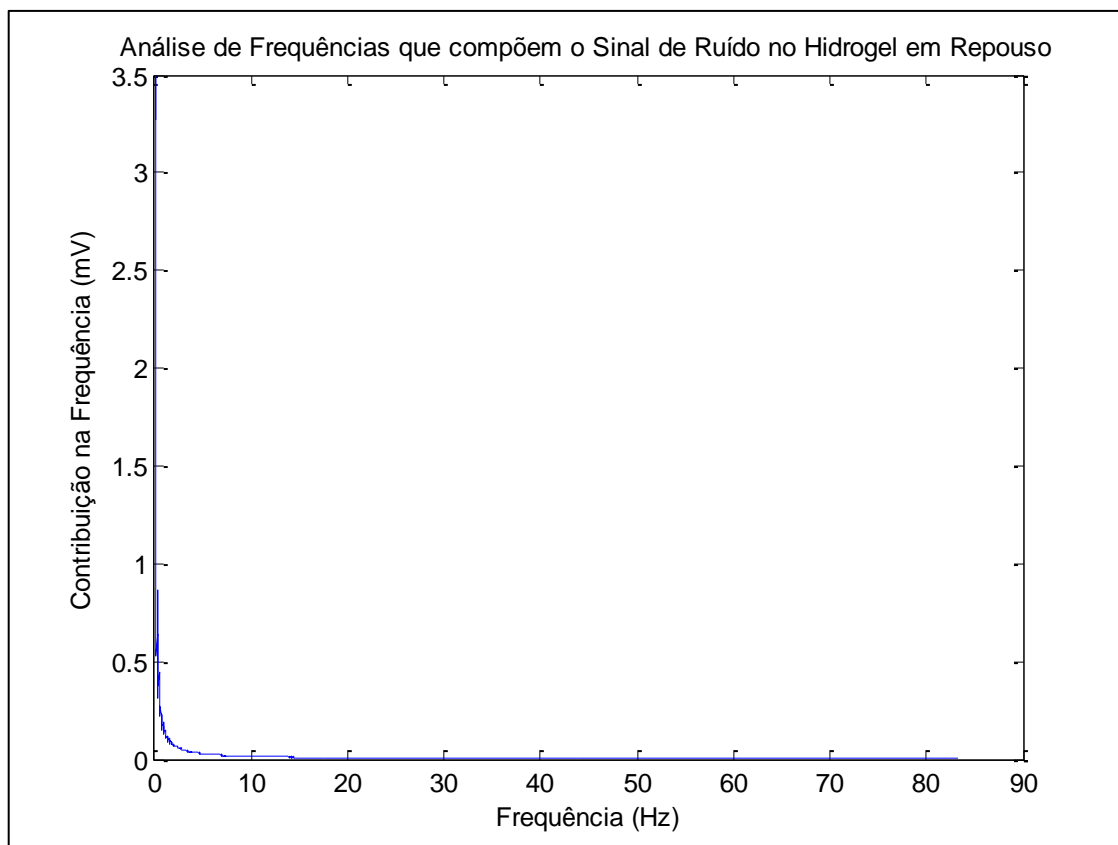


Figura 22 - Análise de Frequências que compõem o Sinal de Ruído no Hidrogel em Repouso

Verifica-se deste gráfico que, efetivamente, grande parte da componente constituinte do sinal quando o gel está em repouso consiste de uma parcela de tensão com frequência baixíssima, que deve ser filtrada caso o sinal seja empregado em um circuito de leitura.

Entretanto, deve-se também realizar a análise das componentes presentes no sinal quando o mesmo é submetido a um estímulo externo, a fim de determinar quais frequências devem ser filtradas e quais devem ser mantidas. Para tanto, foi considerada uma medição subsequente àquela apresentada na Figura 21, na qual o sensor foi tocado por algumas vezes, gerando assim o sinal apresentado na Figura 23.

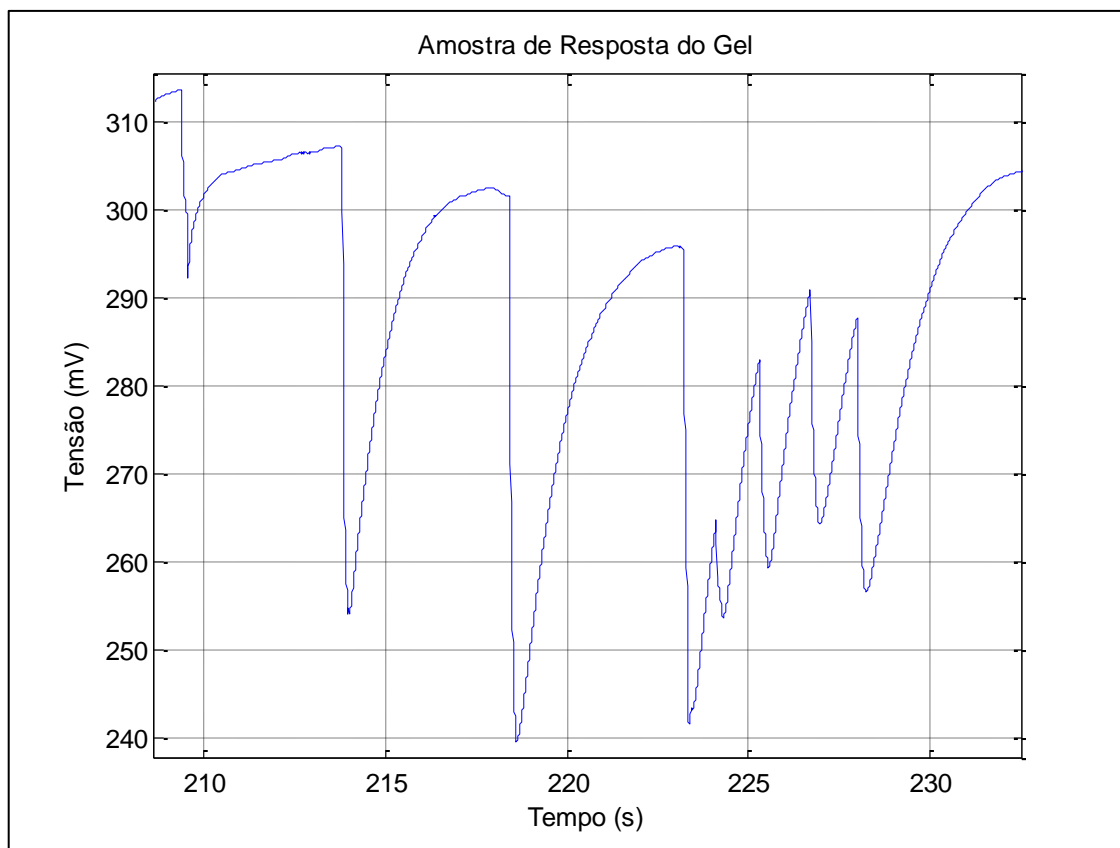


Figura 23 - Sinal apresentado pelo Hidrogel após o mesmo ser tocado algumas vezes

Foi então realizada a decomposição de frequências que compõem esta amostra de sinal, empregando para tanto a transformada rápida de Fourier, a fim de verificar quais as componentes do sinal se mantinham em relação à amostra do sinal com o hidrogel em repouso, e quais componentes se modificavam. As componentes que se mantiveram devem ser filtradas, e as componentes que se modificaram devem ser amplificadas. O gráfico obtido pode ser visualizado na Figura 24.

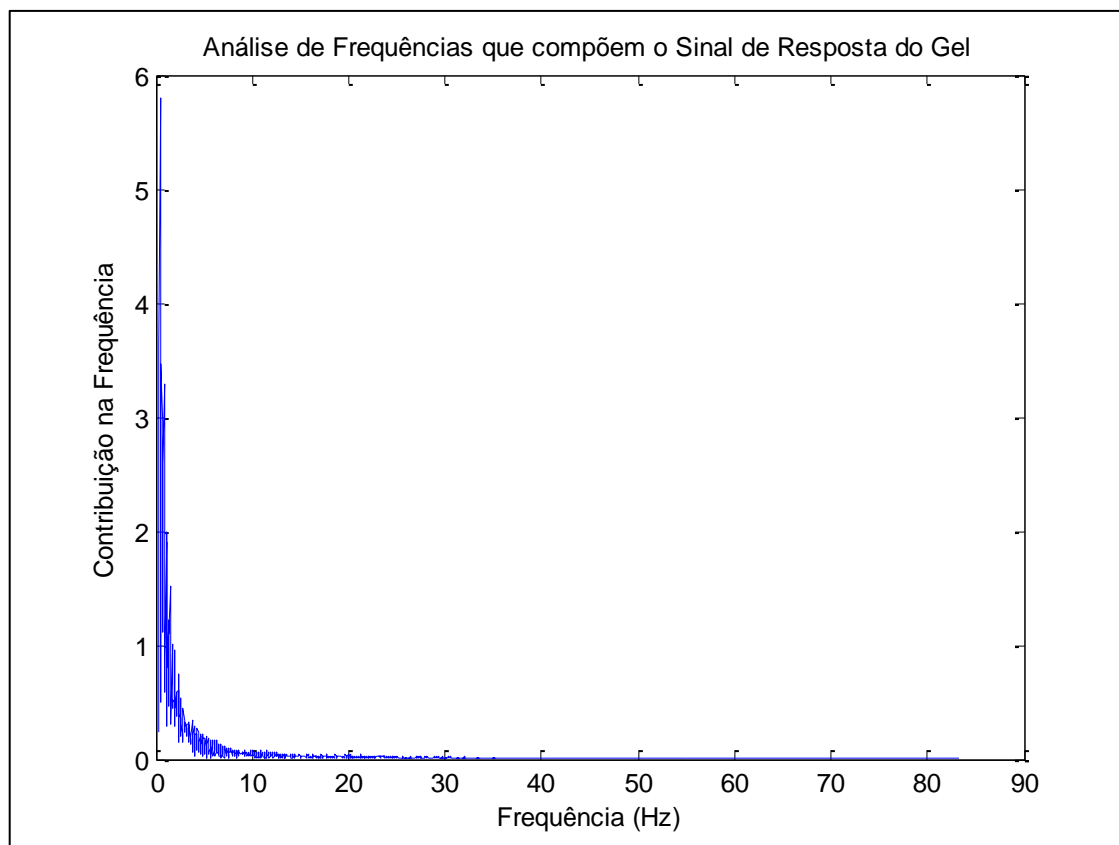


Figura 24 - Análise de Frequências que compõem o Sinal de Resposta do Gel, quando o mesmo é submetido à toques

Observa-se que a grande diferença entre as duas análises de Fourier está localizada entre as frequências de 0 e 10Hz, porém deve-se filtrar a componente de sinal contínuo uma vez que esta apresenta um valor considerável (da ordem de 340mV).

Sendo assim, um filtro passa-alta com a frequência de corte de aproximadamente 2Hz deve ser empregado para filtrar as componentes de frequência extremamente baixa, e um filtro passa-baixa com frequência de corte de aproximadamente 10Hz será empregado a fim de garantir que componentes de alta frequência não interfiram no sinal obtido. Será também necessário empregar a amplificação dos sinais a fim de que os mesmos sejam empregados em circuitos elétricos de leitura, tais como microcontroladores, ou em circuitos de sinalização, como LEDs ou campainhas.

4.2 Design do Filtro Escolhido

Uma vez que o sinal obtido do hidrogel possui uma componente contínua (DC) significativa, deve-se dar prioridade para a eliminação desta antes de amplificar o sinal para níveis adequados, a fim de evitar a saturação dos componentes escolhidos. Entretanto, uma vez que os sinais possuem magnitudes bastante pequenas, se faz necessário amplificar os mesmos em um primeiro estágio, para, em seguida, realizar a filtragem dos sinais. Um último estágio consiste, então, de uma amplificação final que possibilita o emprego do sinal no circuito de leitura. O diagrama de blocos na Figura 25 representa o processo de tratamento do sinal.

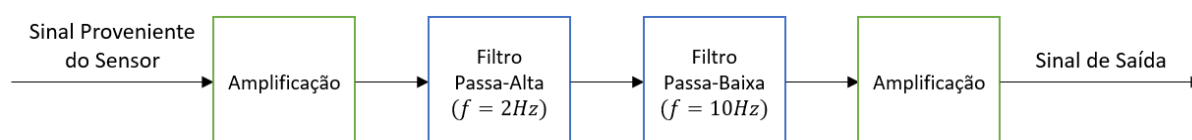


Figura 25 - Diagrama de Blocos do Filtro a ser implementado

Optou-se pela aplicação de filtros ativos para a filtragem do sinal. A função de transferência total do filtro a ser empregado é apresentada na Equação (2). O desenvolvimento desta equação pode ser verificado no Apêndice A.

$$H(s) = Amp_1 \cdot Amp_2 \cdot \frac{62.5s}{s^2 + 75s + 781.3} \quad (2)$$

Considerando que cada estágio amplifica o sinal em 50 vezes, obtém-se o seguinte diagrama de bode para este circuito:

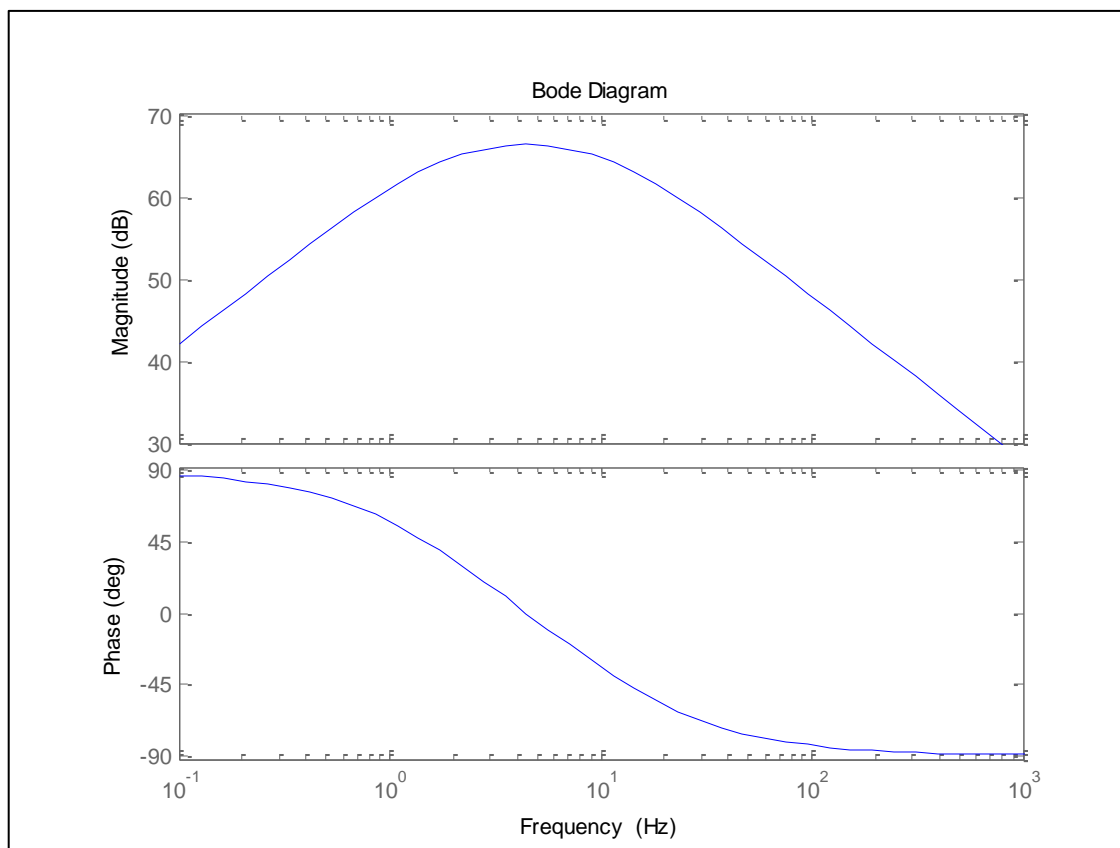


Figura 26 - Diagrama de Bode para o Filtro Proposto

Observa-se da Figura 26 que as partes com maior amplificação são aquelas entre as faixas de 2 e 10Hz, faixa ideal para a obtenção do sinal, de acordo com a análise realizada no seção 4.1.

4.3 Simulação do Filtro

Uma vez definida a função de transferência do filtro, é possível simular qual seria a resposta do mesmo perante o sinal gerado pelo hidrogel quando em repouso, apresentado na Figura 21, e quando o sensor é tocado, como apresentado na Figura 23. Para fins de visualização, o sinal não foi amplificado em nenhum dos dois casos.

Primeiramente foi realizada a simulação do sinal filtrado obtido do gel em repouso. O sinal obtido do filtro pode ser visualizado na Figura 27.

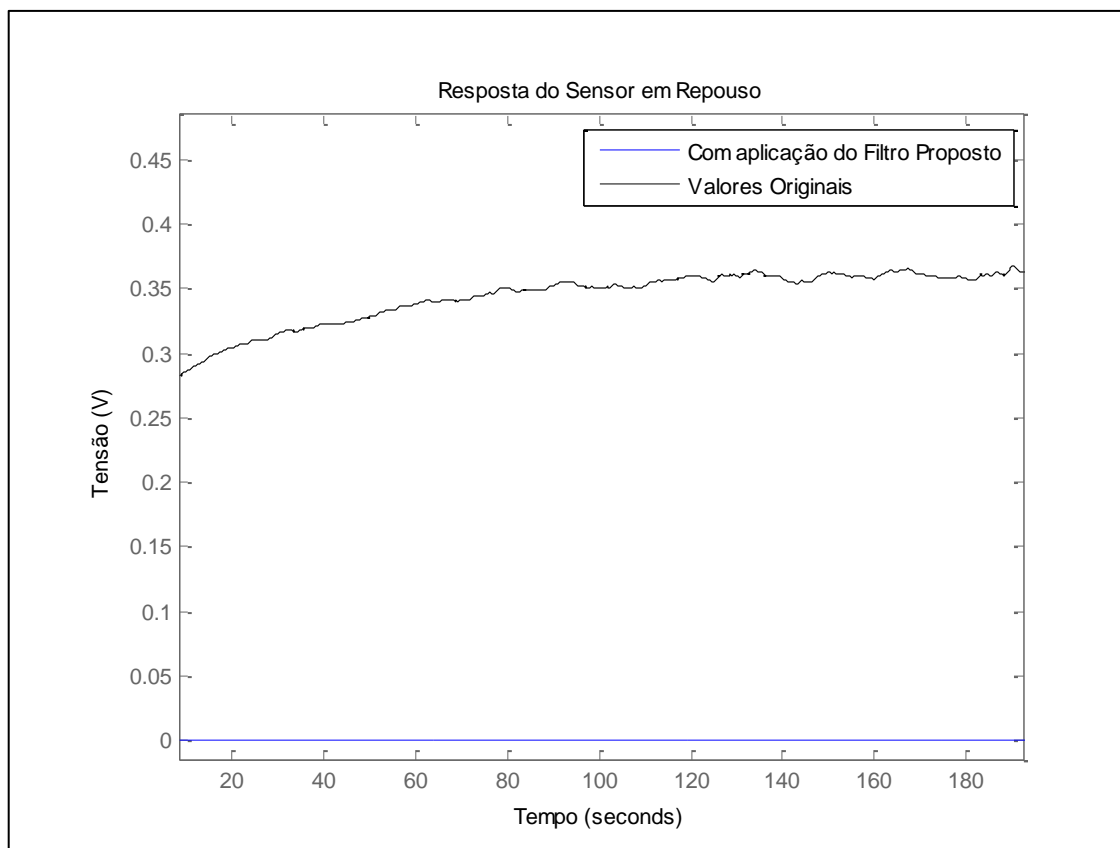


Figura 27 - Simulação do Sinal Filtrado obtido da Amostra de Hidrogel em Repouso

Observa-se desta simulação que a componente contínua anteriormente presente no sinal obtido do gel foi anulada, o que possibilita maior controle sobre os picos gerados e sobre a amplificação a ser aplicada sob o gel. Verifica-se também que a flutuação apresentada pelo sinal original foi filtrada, evitando assim que ruídos gerados pelo ambiente ou pelo gel interfiram no sinal obtido ao final do filtro.

A simulação do sinal filtrado obtido a partir da amostra de hidrogel quando esta é pressionada pode ser verificada na Figura 28.

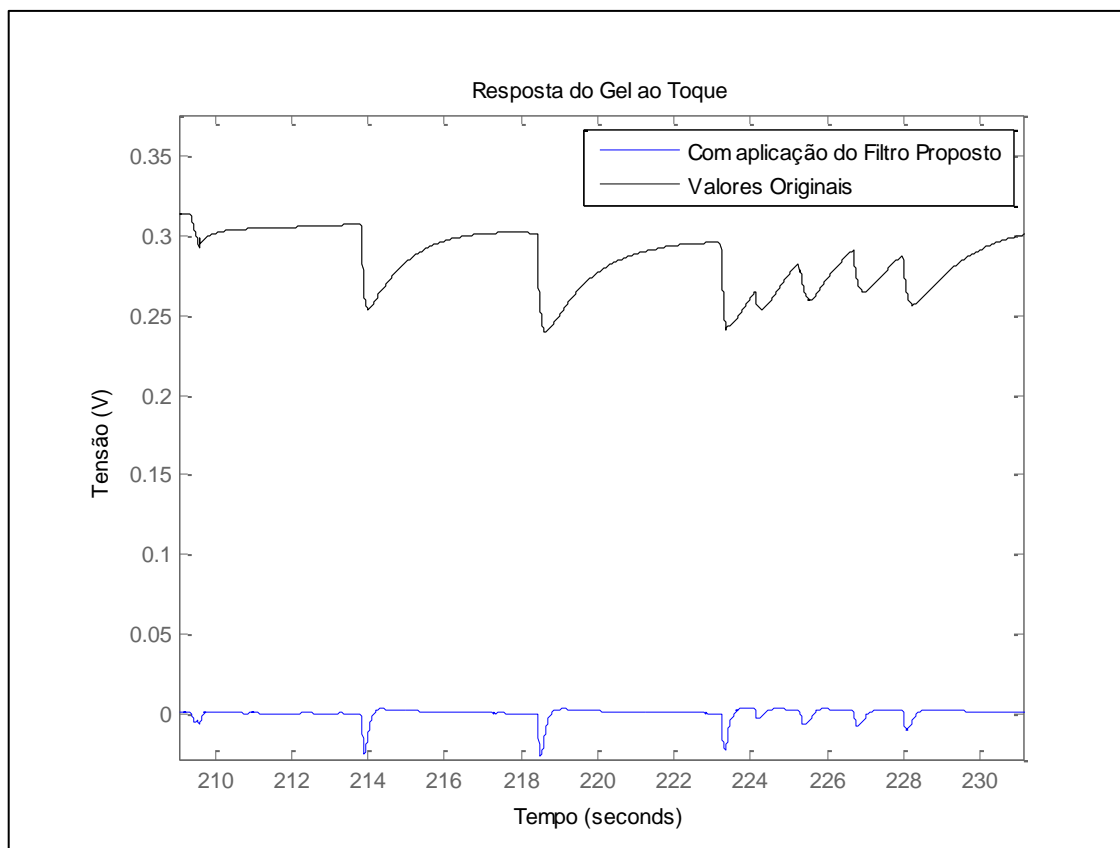


Figura 28 - Simulação do Sinal Filtrado obtido da Amostra de Hidrogel quando esta é tocada

Neste caso é possível verificar que a componente contínua do sinal foi eliminada, e os picos gerados pelo movimento de íons ficaram mais claros. Com o emprego dos níveis corretos de amplificação, é possível determinar um nível mínimo de tensão a partir do qual o circuito de leitura identifica o toque no sensor.

5 IMPLEMENTAÇÕES E DEMONSTRAÇÕES

Após o estudo do comportamento do sinal obtido e de como tratá-lo para que o mesmo possa ser utilizado por um circuito de leitura externo, simulações com uma amostra do sinal foram realizadas e concluiu-se que a configuração de filtro proposta obteve sucesso ao eliminar as componentes indesejadas do sinal, e, assim, possibilitar uma extração mais clara do sinal.

Como mencionado anteriormente, a principal preocupação com o tratamento do sinal é a eliminação da componente contínua do mesmo, uma vez que o sinal obtido do filtro pode saturar caso seja amplificado na presença da mesma. Entretanto, devido à grandeza do sinal obtido e às imperfeições dos componentes eletrônicos, é extremamente complicado realizar a filtragem do sinal antes de um estágio de pré-amplificação. Optou-se, então, pela utilização de um amplificador de instrumentação para realizar os estágios de amplificação. Estes amplificadores possuem características como alta precisão e fácil controle de ganho (BURR-BROWN CORPORATION, 1998). Foi escolhido para este projeto o In-Amp INA114, cuja função de ganho é regida pela seguinte equação:

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G} \quad (3)$$

Já para a implementação dos filtros, foi empregado o Op-Amp OP37EP, amplificador operacional com baixo ruído e alta precisão e velocidade de processamento (ANALOG DEVICES, 2002).

5.1 Implementação do Filtro

O filtro foi implementado em uma *proto-board* utilizando-se dois In-Amps INA114 para os dois estágios de amplificação, dois Op-Amps OP37EP para os filtros, e diversos capacitores e resistores, conforme o esquema ilustrado na Figura 29.

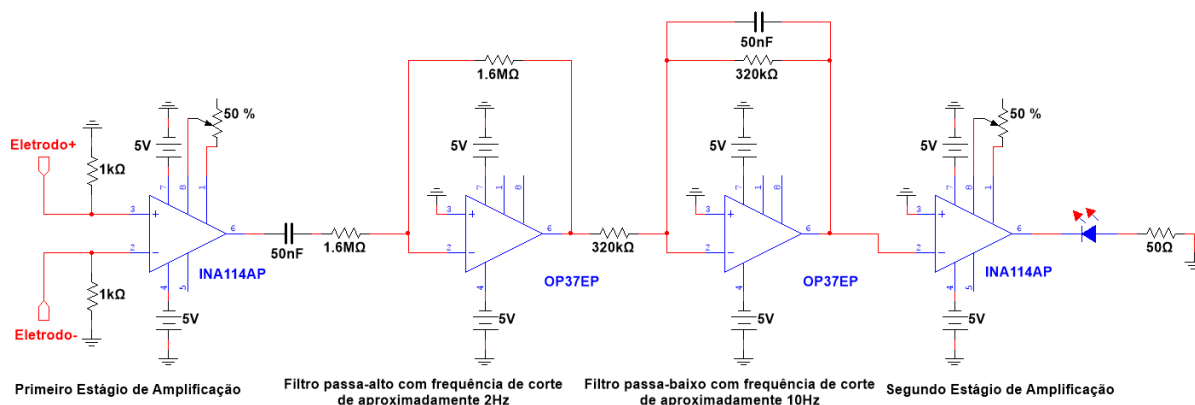


Figura 29 - Esquemático do Circuito Implementado

Verifica-se da figura que dois resistores foram adicionados entre os eletrodos provenientes do sensor e a entrada do In-Amp INA114. A adição destes resistores tem como objetivo definir um potencial para a entrada do amplificador, e evitar as flutuações de sinal que o mesmo possa vir a apresentar. Como os resistores possuem o mesmo valor, o potencial definido para estes pontos é, em teoria, o mesmo. Isto implica em uma queda significativa na componente contínua do sinal, quando medida entre os dois pontos. Isto permite uma maior amplificação do mesmo em um primeiro estágio.

A fim de acompanhar o processo de tratamento do sinal, foram adquiridas amostras de sinais de cinco locais diferentes do circuito: o ponto de entrada do mesmo, o estágio após a primeira amplificação, o estágio após o filtro passa-alta, o estágio após o filtro passa-baixa e o estágio ao fim do filtro.

5.1.1 Sinal obtido no ponto de entrada do circuito

O sinal obtido entre os pontos de entrada do circuito é mostrado na Figura 30.

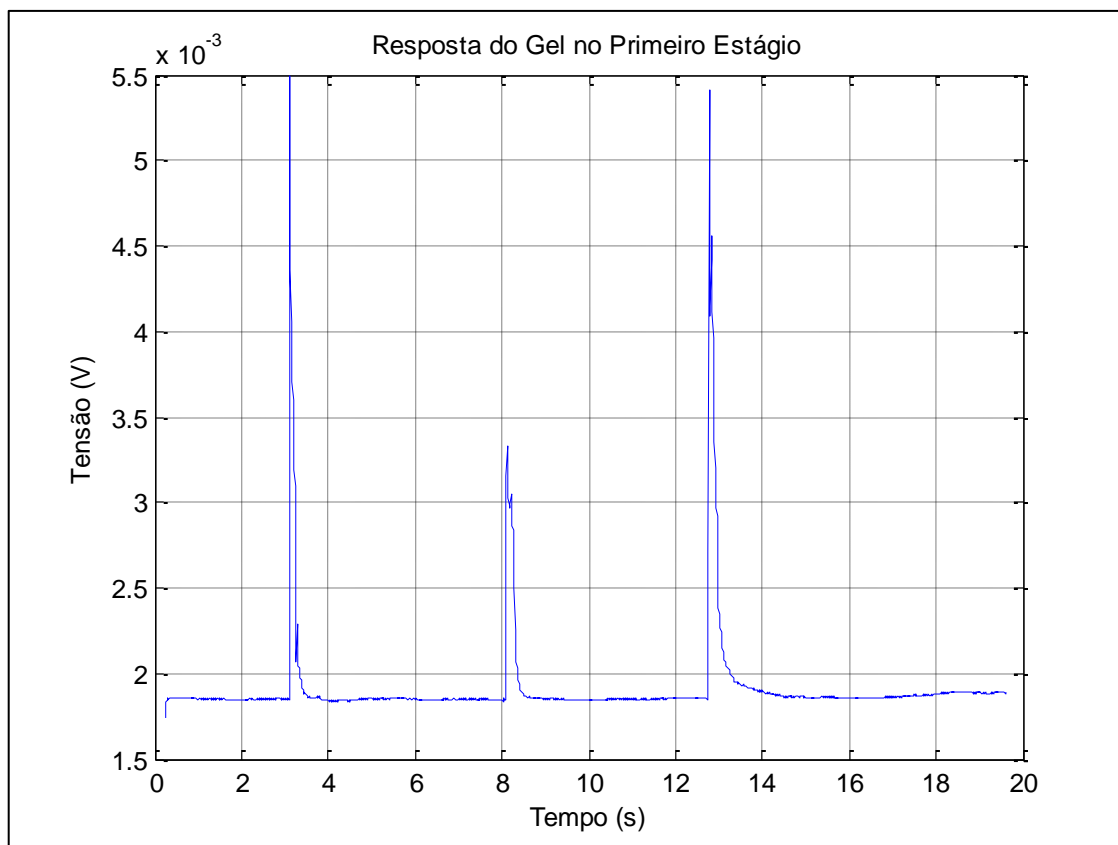


Figura 30 - Sinal Obtido no Ponto de Entrada do Filtro Implementado

É possível verificar que, neste caso, o sinal apresenta uma componente contínua de amplitude menor àquela verificada em experimentos anteriores, com amplitude comparável àquela do próprio sinal. Este fato se deve aos resistores que foram adicionados entre estes pontos e o plano neutro, que auxiliam na manutenção de uma componente contínua baixa. Este fato possibilita a maior amplificação do sinal antes da filtragem do mesmo.

5.1.2 Sinal obtido entre o primeiro estágio de amplificação e o filtro passa-alta

O sinal obtido entre o primeiro estágio de amplificação e o filtro passa-alta é mostrado na Figura 31.

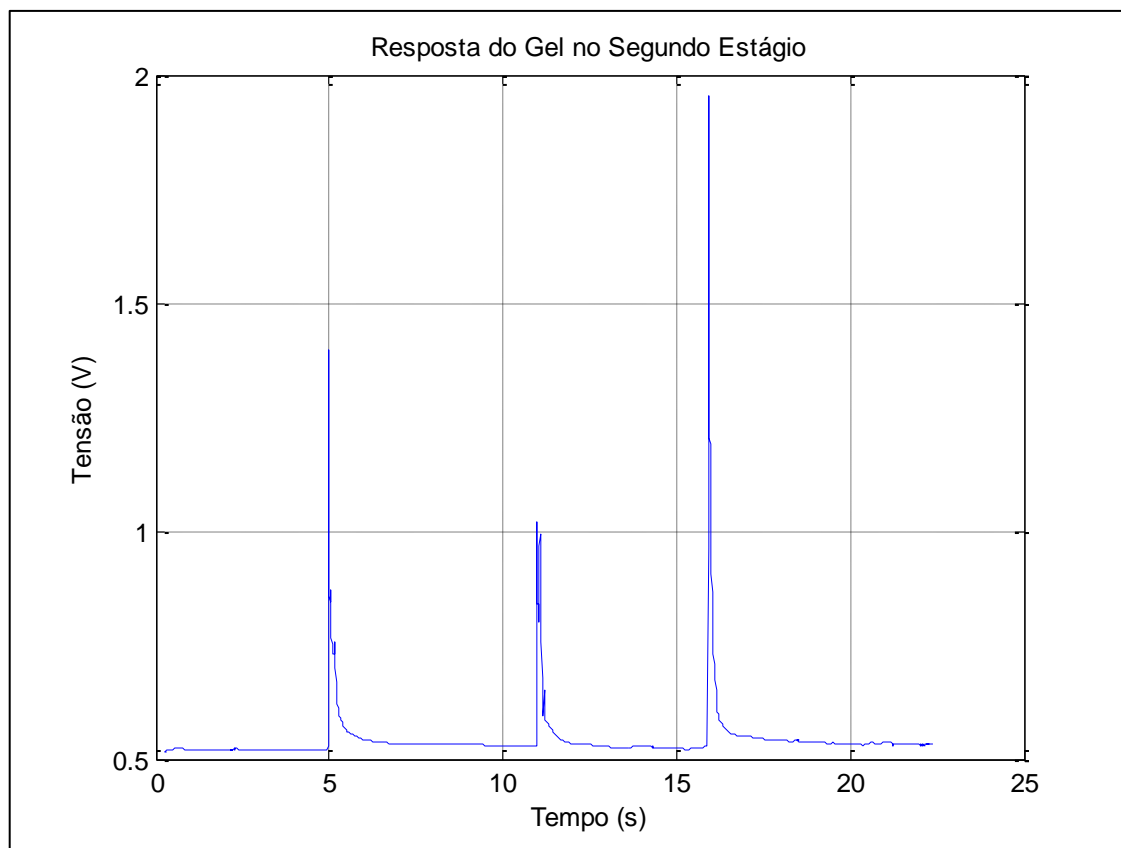


Figura 31 - Sinal Obtido entre o Primeiro Estágio de Amplificação e o Filtro Passa-Alta Implementado

Neste cenário, pode-se verificar um sinal semelhante àquele apresentado na Figura 30, porém com uma amplificação de aproximadamente 300 vezes neste estágio. Como a componente contínua do sinal possui um módulo significativo em comparação com os pulsos obtidos, a filtragem da mesma se faz necessária.

5.1.3 Sinal obtido entre o filtro passa-alta e o filtro passa-baixa

O sinal obtido entre o filtro passa-alta e o filtro passa-baixa é mostrado na Figura 32.

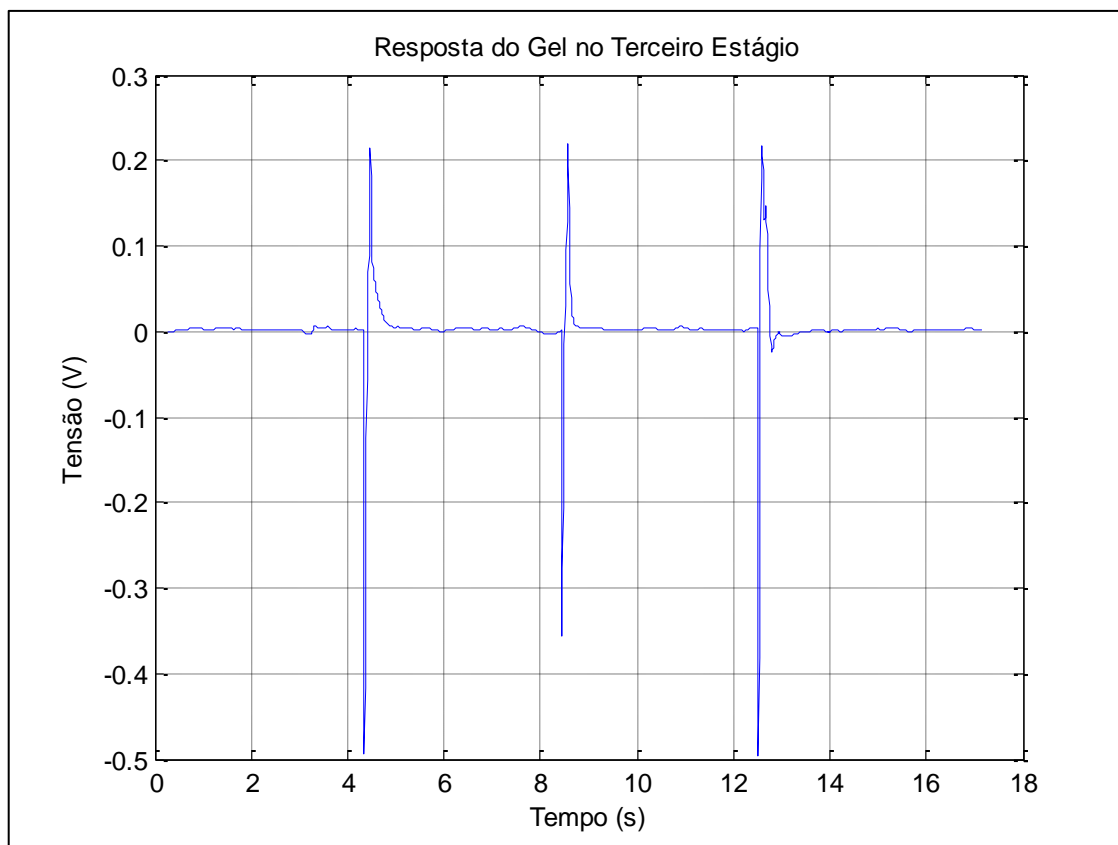


Figura 32 - Sinal Obtido entre o Filtro Passa-Alta e o Filtro Passa-Baixa Implementado

Verifica-se nesta imagem que a componente contínua do sinal foi removida, embora o mesmo ainda possua componentes de alta frequência. Sendo assim, é interessante a remoção destas a fim de que a presença das mesmas não interfira no circuito de leitura. Este filtro também tem como objetivo blindar o sinal final a componentes de alta frequência que possam vir a ocorrer devido ao uso de tecnologias de chaveamento e outras fontes de ruído de alta frequência.

5.1.4 Sinal obtido entre o filtro passa-baixa e o segundo estágio de amplificação

O sinal obtido entre o filtro passa-baixa e o segundo estágio de amplificação é mostrado na Figura 33.

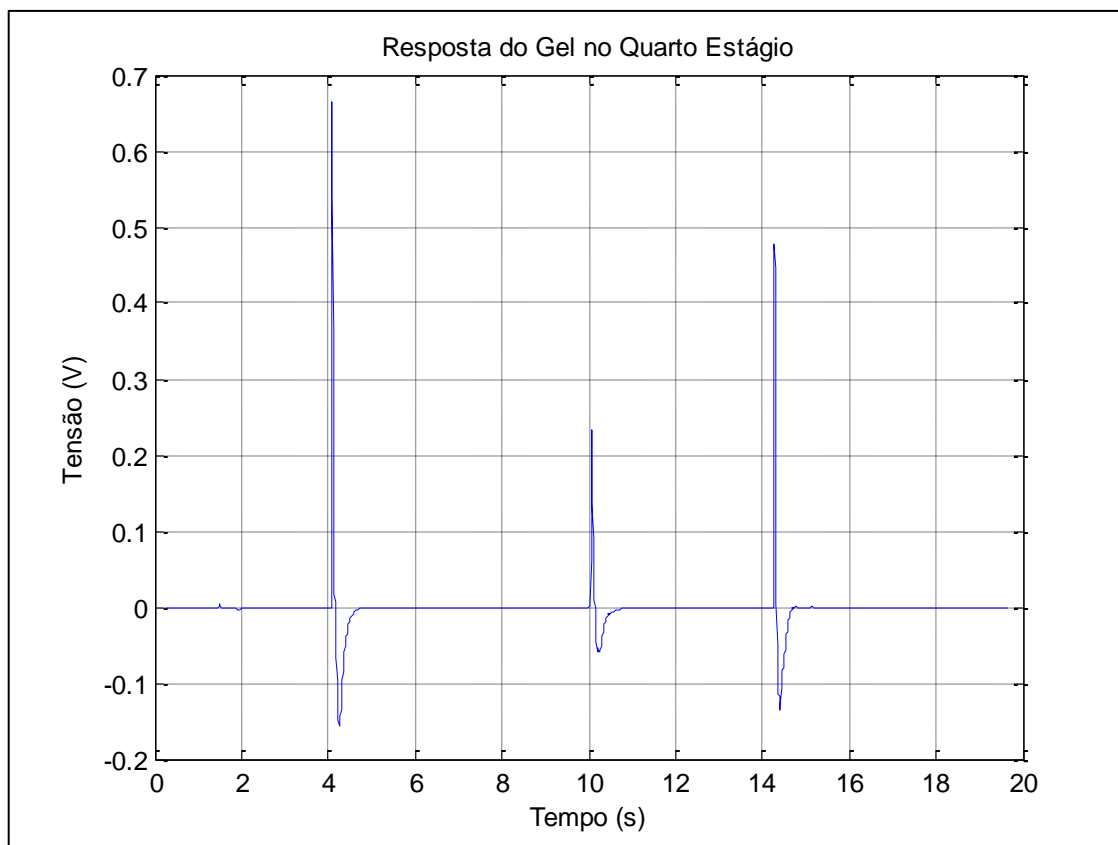


Figura 33 - Sinal Obtido entre o Filtro Passa-Baixa e o Segundo Estágio de Amplificação Implementado

A partir desta figura percebe-se que o sinal apresenta um perfil bastante claro e livre de ruídos e componentes contínuas. Entretanto, nota-se também que o mesmo possui uma amplitude relativamente pequena devido à atenuação dos filtros. Sendo assim, é necessário amplificar o sinal em um último estágio para que o mesmo produza um sinal capaz de ser identificado por um microcontrolador, por exemplo, ou para que este atinja níveis de tensão altos o suficiente que permitam o acionamento de um LED.

5.1.5 Sinal obtido no ponto de saída do circuito

O sinal obtido entre o filtro passa-alta e o filtro passa-baixa é mostrado na Figura 34.

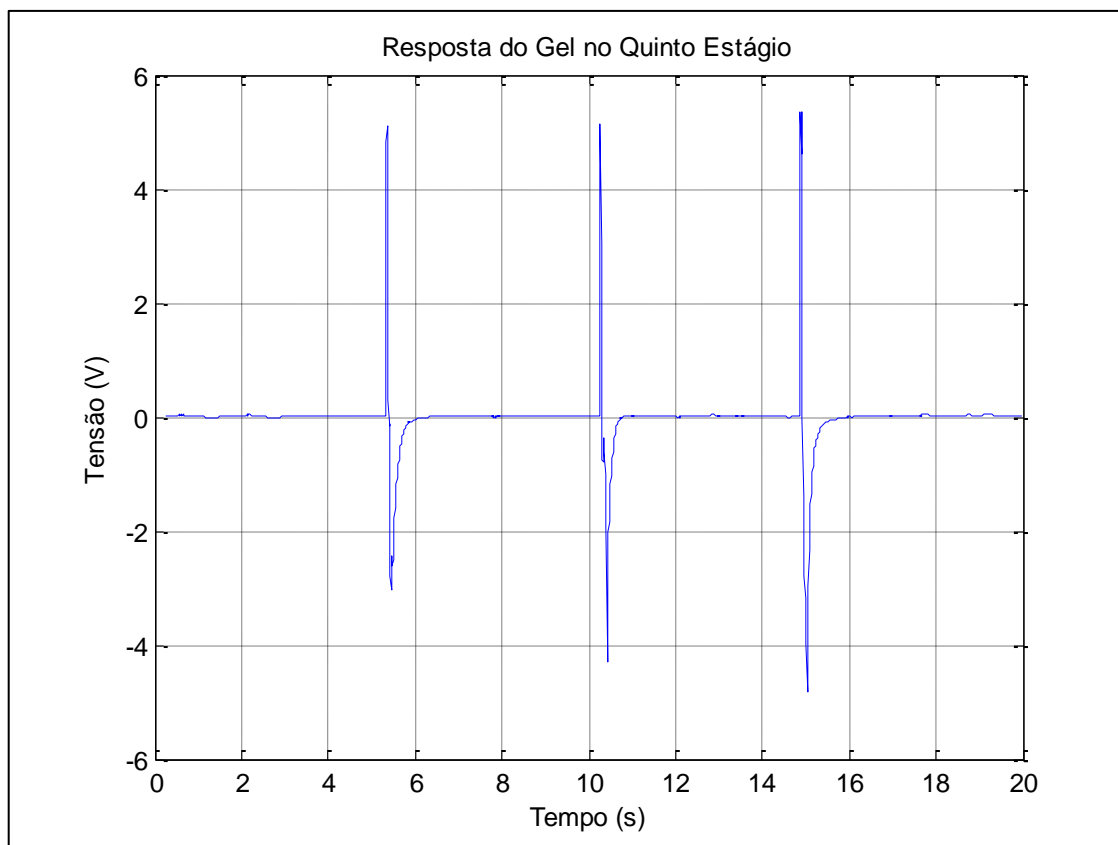


Figura 34 - Sinal Obtido no Ponto de Saída do Circuito Implementado

Neste estágio, o sinal, amplificado em aproximadamente 50 vezes neste estágio, está pronto para ser utilizado no circuito de leitura implementado. Observa-se que houve a saturação do sinal em alguns pontos, uma vez que a alimentação do circuito montado estava limitada a $\pm 5V$.

Como a proposta original deste circuito era proporcionar tensão alta o suficiente para o acionamento de um LED, optou-se por utilizar da parte negativa do sinal apresentado, uma vez que o mesmo atinge a tensão necessária para o acionamento do diodo por tempo o suficiente para que o brilho do mesmo seja facilmente perceptível.

5.2 Demonstrações de Funcionamento do Sensor

Foram realizadas algumas implementações utilizando o sensor de hidrogel a fim de demonstrar algumas de suas características, bem como a sua funcionalidade, utilizando-se de LEDs para indicar os toques realizados.

5.2.1 Reconhecimento de Posição de Toque do Sensor de Hidrogel

Uma matriz com cinco elementos sensoriais foi construída com fios de cobre revestidos de prata (Adquiridos da Digikey Canada) com um diâmetro externo de $250\mu\text{m}$ e espaçamento de aproximadamente 8mm . O esquemático da implementação, bem como uma imagem do sensor sendo ativado, podem ser verificadas na Figura 35.

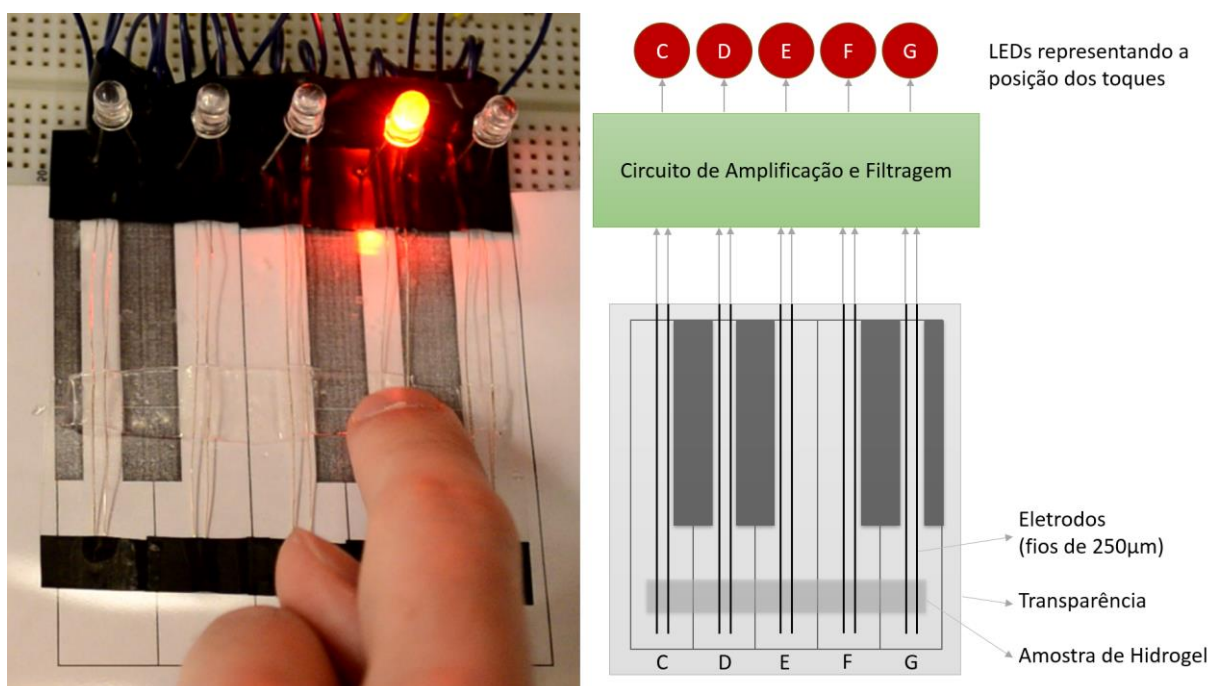


Figura 35 - Implementação para o Reconhecimento de Posição de Toque do Sensor

O circuito utilizado para tratamento do sinal é o mesmo discutido previamente, cujo esquemático pode ser verificado na Figura 29. Esta demonstração tem como objetivo demonstrar o funcionamento do sensor, bem como a capacidade de utilização de uma única amostra de hidrogel para o funcionamento de diversos elementos sensíveis.

5.2.2 Funcionamento do Sensor em uma Superfície Curva

Dois elementos sensoriais foram costurados no braço plástico de um brinquedo, utilizando-se de fios de cobre revestidos de prata com um diâmetro externo de $500\mu\text{m}$ e espaçamento de aproximadamente 5mm . No outro braço do brinquedo, foram costurados LEDs que tem como objetivo indicar a posição do toque realizado

no hidrogel. Uma imagem do sensor sendo ativado na superfície curva do brinquedo pode ser verificada na Figura 36.



Figura 36 - Implementação para o Funcionamento do Sensor em uma Superfície Curva

O circuito utilizado para o tratamento do sinal consiste no mesmo representado na Figura 29. Esta implementação tem como objetivo demonstrar a conformidade do gel, bem como a funcionalidade do sensor até mesmo quando a superfície do mesmo não é plana. Esta característica é de extrema importância para a aplicação no ramo da robótica com a construção de “segundas-peles inteligentes”, capazes de prover uma resposta ao tato para a superfície de robôs, por exemplo.

5.2.3 Funcionamento do Sensor na Superfície da Pele

Três elementos sensoriais foram construídos no formato de anéis, utilizando-se de fios de cobre revestidos de prata (Adquiridos da Digikey Canada) com diâmetro externo de 250 μ m e espaçamento de aproximadamente 5mm. Estes anéis foram posicionados em um dedo de uma mão, enquanto que outros três anéis foram confeccionados possuindo um LED cada, e posicionados em outro dedo da mesma mão. Assim, quando um dos elementos sensoriais era ativado, o LED correspondente acendia. Pode-se verificar o esquemático da implementação, bem como uma imagem do sensor sendo ativado, na Figura 37.

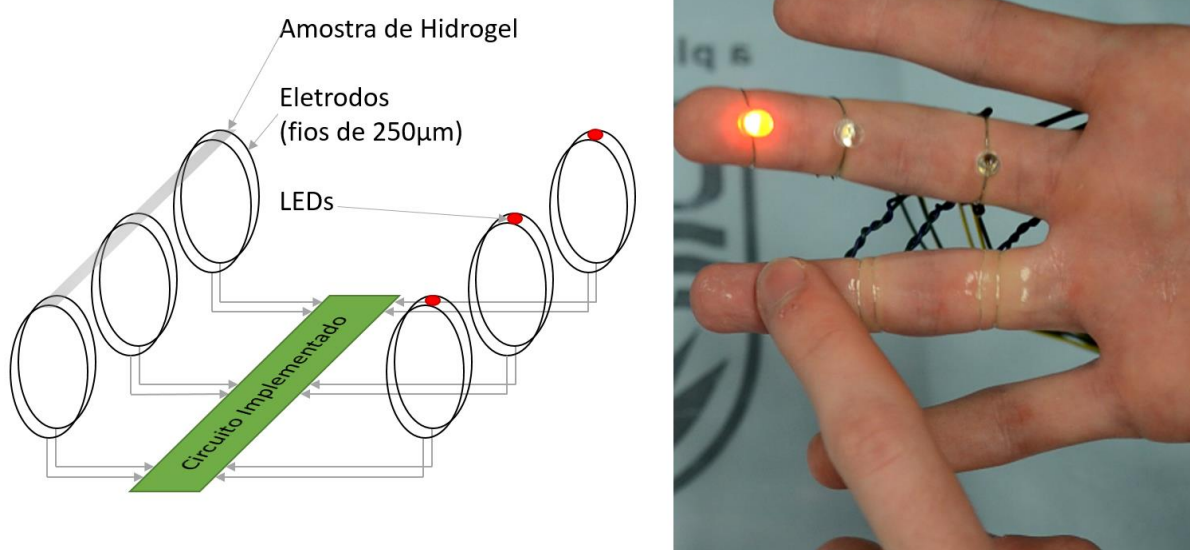


Figura 37 - Implementação para o Funcionamento do Sensor na Superfície da Pele

O circuito utilizado para tratamento do sinal obtido do sensor pode ser verificado na Figura 29. Esta implementação tem como objetivo demonstrar a biocompatibilidade do gel, de maneira que um sensor pode ser construído em conjunto com o corpo humano e ainda assim apresentar bom desempenho na detecção de estímulos externos. Além disto, esta demonstração inclui também os pontos visados em outras demonstrações: capacidade de detecção de diversos pontos utilizando-se da mesma amostra de hidrogel, além de conformação do sensor à superfícies não-planas.

6 CONCLUSÕES

Bastante comuns em aparelhos eletrônicos, sensores ao toque foram um marco decisivo para o desenvolvimento de smartphones e outros aparelhos. A capacidade de interpretar um comando do usuário amplia a experiência do mesmo com o aparelho, uma vez que o tato é um dos sentidos mais utilizados pelo ser humano.

Embora exista uma grande gama de sensores ao toque flexíveis ou transparentes, a combinação destas características em uma configuração simples, robusta e barata ainda é um dos desafios a serem conquistados pela engenharia. Esta tecnologia permitiria o desenvolvimento de aparelhos eletrônicos com capacidade de toque flexíveis ou até mesmo dobráveis, o que seria uma grande inovação para o mercado. O sensor ao toque proposto, além ser flexível e transparente, é confeccionado a partir de elementos abundantes e baratos, e sua configuração é bastante simples, o que o torna um interessante candidato para o desenvolvimento desta tecnologia.

Verificou-se que o sensor proposto desenvolve uma tensão entre os eletrodos nele posicionados quando o mesmo é submetido a uma pressão externa, quando o mesmo possui íons em suspensão. Após a análise de diversas substâncias, verificou-se que a solução salina KCl apresentou a melhor resposta para a aplicação de uma força de 1N, quando comparada a outras soluções. Verificou-se, também, que a velocidade com a qual o sensor é tocado interfere na amplitude do sinal obtido, o que é resultado de uma inércia dos íons presentes no gel.

Foi possível verificar que o sensor apresenta uma resposta semelhante para quando diferentes forças são aplicadas no mesmo, o que leva à conclusão que a resposta apresentada pelo mesmo é digital perante a aplicação de um estímulo analógico. O sensor não foi capaz de apresentar um sinal diferenciado quando uma força foi mantida no mesmo, o que é esperado de um comportamento piezoônico. Também se verificou que o sensor é capaz de reconhecer diferentes toques a uma frequência de até 10Hz, e que o mesmo permaneceu operante após a aplicação de mais de 1000 toques.

Como o sinal apresentado pelo sensor é da ordem de milivolts, foi necessário realizar a amplificação do mesmo para que este fosse utilizado em um circuito de leitura. Também se estimou, através da análise de Fourier, que algumas frequências presentes no sinal deveriam ser filtradas de maneira que somente o sinal resultante de um toque permaneça.

O circuito proposto para filtragem e amplificação do sinal obtido do gel obteve sucesso em criar uma resposta clara ao eliminar frequências inferiores a 2Hz e superiores a 10Hz do sinal obtido do sensor. Uma simulação utilizando estes parâmetros mostrou a eficácia do circuito, que foi então implementado e testado, com sucesso. Demonstrações foram montadas, mostrando assim a capacidade do gel de mostrar-se operacional em superfícies curvas e até mesmo na superfície da pele.

A continuidade deste projeto se dá pela pesquisa na possibilidade de encapsulamento do sensor, uma vez que o mesmo se torna inoperante após alguns minutos caso exposto ao ambiente, uma vez que a solução salina necessária para seu funcionamento evapora. Também seria interessante realizar o tratamento do sinal utilizando-se de um microprocessador, o que poderia refinar o mesmo e aumentar a detecção dos estímulos externos, diminuindo os falsos positivos esporádicos apresentados pelo sensor com o tratamento atual.

REFERÊNCIAS

ANALOG DEVICES. **Operational Amplifier OP37EP**. Disponível em: <<http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/49055/AD/OP37EP.html>>.

ARNDT, K. **Hydrogel sensors and actuators**. [s.l: s.n.]

ARREGUI, F. J.; CIAURRIZ, Z.; ONECA, M.; MATÍAS, I. R. An experimental study about hydrogels for the fabrication of optical fiber humidity sensors. **Sensors and Actuators B: Chemical**, v. 96, n. 1-2, p. 165–172, nov. 2003. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0925400503005203>>. Acesso em: 9 maio. 2014.

ASANO, K.; KITA, G.; SHIKIDA, M.; SATO, K. Transparent touch panel with conductive liquid channel structure. In: 2011 16th International Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems Conference (TRANSDUCERS), Beijing. **Anais...** Beijing: 2011. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=5969161>. Acesso em: 26 maio. 2014.

ASHRUF, C. M. a. Thin flexible pressure sensors. **Sensor Review**, v. 22, n. 4, p. 322–327, 2002. Disponível em: <<http://www.emeraldinsight.com/10.1108/02602280210444636>>. Acesso em: 28 maio. 2014.

BARRY, R. a; WILTZIUS, P. Humidity-sensing inverse opal hydrogels. **Langmuir : the ACS journal of surfaces and colloids**, v. 22, n. 3, p. 1369–74, 31 jan. 2006. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16430307>>.

BASSIL, M.; DAVENAS, J.; EL TAHCHI, M. Electrochemical properties and actuation mechanisms of polyacrylamide hydrogel for artificial muscle application. **Sensors and Actuators B: Chemical**, v. 134, n. 2, p. 496–501, set. 2008. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0925400508003766>>. Acesso em: 12 maio. 2014.

BIOENGINEERING, N. I. of B. I. and; COMMUNICATIONS, O. of S. P. and. **Sensors**. Disponível em: <http://www.nibib.nih.gov/sites/default/files/BS_Fact_Sheet_508.pdf>.

BIOMATERIALS, A. **Fact Sheet: HydroMedD640™ Permanently Lubricious Coatings**. Disponível em: <<http://hngmedical.com/uploads/soft/110414/HydroMed640.pdf>>.

BOLAND, J. J. Flexible electronics: Within touch of artificial skin. **Nature materials**, v. 9, n. 10, p. 790–2, out. 2010. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20835233>>. Acesso em: 19 maio. 2014.

BURDICK, J. a; WARD, M.; LIANG, E.; YOUNG, M. J.; LANGER, R. Stimulation of neurite outgrowth by neurotrophins delivered from degradable hydrogels. **Biomaterials**, v. 27, n. 3, p. 452–9, jan. 2006. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16115674>>. Acesso em: 9 maio. 2014.

BÜRGI, L.; PFEIFFER, R.; MÜCKLICH, M.; METZLER, P.; KIY, M.; WINNEWISSER, C. Optical proximity and touch sensors based on monolithically integrated polymer photodiodes and polymer LEDs. **Organic Electronics**, v. 7, n. 2, p. 114–120, abr. 2006. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1566119905000960>>. Acesso em: 21 maio. 2014.

BURR-BROWN CORPORATION. **Instrumentation Amplifier INA114**. Disponível em: <<http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/56674/BURR-BROWN/INA114.html>>.

CAI, Z.; ZHANG, J.-T.; XUE, F.; HONG, Z.; PUNIHAOLE, D.; ASHER, S. a. 2D Photonic Crystal Protein Hydrogel Coulometer for Sensing Serum Albumin Ligand Binding. **Analytical chemistry**, 7 maio 2014. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24766373>>.

CALO, E.; KHUTORYANSKIY, V. V. Biomedical applications of hydrogels: A review of patents and commercial products. **European Polymer Journal**, v. 65, p. 252–267, 2015.

CHOI, E.; JEONG, M.; CHOI, K. W.; LIM, C.; LEE, S. Flexible and transparent touch sensor using single-wall carbon nanotube thin-films. **2010 3rd International Nanoelectronics Conference (INEC)**, p. 718–719, jan. 2010. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=5424578>>.

CHOI, M.-Y.; CHOI, D.; JIN, M.-J.; KIM, I.; KIM, S.-H.; CHOI, J.-Y.; LEE, S. Y.; KIM, J. M.; KIM, S.-W. Mechanically Powered Transparent Flexible Charge-Generating Nanodevices with Piezoelectric ZnO Nanorods. **Advanced Materials**, v. 21, n. 21, p. 2185–2189, 5 jun. 2009. Disponível em: <<http://doi.wiley.com/10.1002/adma.200803605>>. Acesso em: 28 maio. 2014.

DELIGKARIS, K.; TADELE, T. S.; OLTHUIS, W.; VAN DEN BERG, A. Hydrogel-based devices for biomedical applications. **Sensors and Actuators B: Chemical**, v. 147, n. 2, p. 765–774, 3 jun. 2010. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0925400510003096>>. Acesso em: 5

maio. 2014.

DIRECT INDUSTRY. **Materials testing machine / electromechanical / table-top**. Disponível em: <<http://www.directindustry.com/prod/bose-electroforce-systems-group/product-50709-348028.html>>.

EDDINGTON, D.; BEEBE, D. Flow control with hydrogels. **Advanced Drug Delivery Reviews**, v. 56, n. 2, p. 199–210, 10 fev. 2004. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0169409X03001947>>. Acesso em: 1 maio. 2014.

EHRBAR, M.; SCHOENMAKERS, R.; CHRISTEN, E. H.; FUSSENEGGER, M.; WEBER, W. Drug-sensing hydrogels for the inducible release of biopharmaceuticals. **Nature materials**, v. 7, n. 10, p. 800–4, out. 2008. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18690239>>. Acesso em: 5 maio. 2014.

FAN, F.-R.; LIN, L.; ZHU, G.; WU, W.; ZHANG, R.; WANG, Z. L. Transparent triboelectric nanogenerators and self-powered pressure sensors based on micropatterned plastic films. **Nano letters**, v. 12, n. 6, p. 3109–14, 13 jun. 2012. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22577731>>.

FERRER-ANGLADA, N.; KAEMPGEN, M.; ROTH, S. Transparent and flexible carbon nanotube/polypyrrole and carbon nanotube/polyaniline pH sensors. **Physica Status Solidi (B)**, v. 243, n. 13, p. 3519–3523, nov. 2006. Disponível em: <<http://doi.wiley.com/10.1002/pssb.200669220>>. Acesso em: 21 maio. 2014.

GERLACH, G.; GUENTHER, M.; SORBER, J.; SUCHANECK, G.; ARNDT, K.-F.; RICHTER, A. Chemical and pH sensors based on the swelling behavior of hydrogels. **Sensors and Actuators B: Chemical**, v. 111-112, p. 555–561, nov. 2005. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S092540050500328X>>. Acesso em: 7 maio. 2014.

GERLACH, G.; GUENTHER, M.; SUCHANECK, G.; SORBER, J.; ARNDT, K.-F.; RICHTER, A. Application of sensitive hydrogels in chemical and pH sensors. **Macromolecular Symposia**, v. 210, n. 1, p. 403–410, mar. 2004. Disponível em: <<http://doi.wiley.com/10.1002/masy.200450645>>. Acesso em: 9 maio. 2014.

GRASSI, G.; FARRA, R.; CALICETI, P.; GUARNIERI, G.; SALMASO, S.; CARENZA, M.; GRASSI, M. Temperature-Sensitive Hydrogels Potential Therapeutic Applications. v. 3, n. 4, p. 239–251, 2005.

GRAZ, I.; KALTENBRUNNER, M.; KEPLINGER, C.; SCHWÖDIAUER, R.; BAUER, S.; LACOUR, S. P.; WAGNER, S. Flexible ferroelectric field-effect transistor for large-area

sensor skins and microphones. **Applied Physics Letters**, v. 89, n. 7, p. 073501, 2006. Disponível em: <<http://scitation.aip.org/content/aip/journal/apl/89/7/10.1063/1.2335838>>. Acesso em: 21 maio. 2014.

GUENTHER, M.; KUCKLING, D.; CORTEN, C.; GERLACH, G.; SORBER, J.; SUCHANECK, G.; ARNDT, K. Chemical sensors based on multiresponsive block copolymer hydrogels. **Sensors and Actuators B: Chemical**, v. 126, n. 1, p. 97–106, 20 set. 2007. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S092540050600743X>>. Acesso em: 9 maio. 2014.

HAN, J. Low-cost multi-touch sensing through frustrated total internal reflection. **Proceedings of the 18th annual ACM symposium on ...**, p. 115–118, 2005. Disponível em: <<http://dl.acm.org/citation.cfm?id=1095054>>. Acesso em: 23 maio. 2014.

HE, Q.; WU, S.; GAO, S.; CAO, X.; YIN, Z.; LI, H.; CHEN, P.; ZHANG, H. Transparent, flexible, all-reduced graphene oxide thin film transistors. **ACS nano**, v. 5, n. 6, p. 5038–44, 28 jun. 2011. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21524119>>.

HEJCL, a; LESNÝ, P.; PRÁDNÝ, M.; MICHÁLEK, J.; JENDELOVÁ, P.; STULÍK, J.; SYKOVÁ, E. Biocompatible hydrogels in spinal cord injury repair. **Physiological research / Academia Scientiarum Bohemoslovaca**, v. 57 Suppl 3, p. S121–32, jan. 2008. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18481908>>.

HERBER, S.; BOMER, J.; OLTHUIS, W.; BERGVELD, P.; VAN DEN BERG, a. A miniaturized carbon dioxide gas sensor based on sensing of pH-sensitive hydrogel swelling with a pressure sensor. **Biomedical microdevices**, v. 7, n. 3, p. 197–204, set. 2005. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16133807>>.

HERBER, S.; OLTHUIS, W.; BERGVELD, P. A swelling hydrogel-based PCO₂ sensor. **Sensors and Actuators B: Chemical**, v. 91, n. 1-3, p. 378–382, jun. 2003. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0925400503001217>>. Acesso em: 9 maio. 2014.

HERBER, S.; OLTHUIS, W.; BERGVELD, P.; VAN DEN BERG, a. Exploitation of a pH-sensitive hydrogel disk for CO₂ detection. **Sensors and Actuators B: Chemical**, v. 103, n. 1-2, p. 284–289, set. 2004. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0925400504002473>>. Acesso em: 12 maio. 2014.

HODGES, S.; IZADI, S.; BUTLER, A.; RRUSTEMI, A.; BUXTON, B. ThinSight: versatile multi-touch sensing for thin form-factor displays. In: 20th annual ACM

symposium on User interface software and technology, **Anais...**2007. Disponível em: <<http://dl.acm.org/citation.cfm?id=1294258>>. Acesso em: 26 maio. 2014.

HOLTZ, J. H.; ASHER, S. a. Polymerized colloidal crystal hydrogel films as intelligent chemical sensing materials. **Nature**, v. 389, n. 6653, p. 829–32, 23 out. 1997. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9349814>>.

HONEYWELL. **Speed and Direction Sensors**. Disponível em: <<http://sensing.honeywell.com/products/speed-sensors?Ne=2308&N=3225>>.

HU, W.; NIU, X.; ZHAO, R.; PEI, Q. Elastomeric transparent capacitive sensors based on an interpenetrating composite of silver nanowires and polyurethane. **Applied Physics Letters**, v. 102, n. 8, p. 083303, 2013. Disponível em: <<http://scitation.aip.org/content/aip/journal/apl/102/8/10.1063/1.4794143>>. Acesso em: 28 maio. 2014.

ILLEPERUMA, W. R. K.; SUN, J.-Y.; SUO, Z.; VLASSAK, J. J. Force and stroke of a hydrogel actuator. **Soft Matter**, v. 9, n. 35, p. 8504, 2013. Disponível em: <<http://xlink.rsc.org/?DOI=c3sm51617b>>. Acesso em: 12 maio. 2014.

JAIN, A.; KIM, Y.-T.; MCKEON, R. J.; BELLAMKONDA, R. V. In situ gelling hydrogels for conformational repair of spinal cord defects, and local delivery of BDNF after spinal cord injury. **Biomaterials**, v. 27, n. 3, p. 497–504, jan. 2006. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16099038>>. Acesso em: 9 maio. 2014.

JEOL. **Debye-Scherrer ring - Glossary of TEM Terms**. Disponível em: <[http://www.jeol.co.jp/en/words/emterms/search_result.html?keyword=Debye-Scherrer ring](http://www.jeol.co.jp/en/words/emterms/search_result.html?keyword=Debye-Scherrer%20ring)>. Acesso em: 5 mar. 2016.

KAEMPGEN, M.; ROTH, S. Transparent and flexible carbon nanotube/polyaniline pH sensors. **Journal of Electroanalytical Chemistry**, v. 586, n. 1, p. 72–76, jan. 2006. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022072805004596>>. Acesso em: 29 abr. 2014.

KIM, H.; LEE, S.; HAN, J.; KIM, T.; HWANG, S.; AHN, S.; YOU, I.; CHO, K.; SONG, T.; YUN, K. Transparent and flexible tactile sensor for multi touch screen application with force sensing. In: Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems Conference, Denver. **Anais...** Denver: 2009. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=5285933>. Acesso em: 28 maio. 2014.

KIM, H.-K.; LEE, S.; YUN, K.-S. Capacitive tactile sensor array for touch screen application. **Sensors and Actuators A: Physical**, v. 165, n. 1, p. 2–7, jan. 2011.

Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0924424709005573>>. Acesso em: 24 maio. 2014.

KIM, K.; LEE, K. R.; LEE, D. S.; CHO, N.-K.; KIM, W. H.; PARK, K.-B.; PARK, H.-D.; KIM, Y. K.; PARK, Y.-K.; KIM, J.-H. A silicon-based flexible tactile sensor for ubiquitous robot companion applications. **Journal of Physics: Conference Series**, v. 34, p. 399–403, 1 abr. 2006. Disponível em: <<http://stacks.iop.org/1742-6596/34/i=1/a=065?key=crossref.4931c6728c26dbfac25791360686b28a>>. Acesso em: 23 maio. 2014.

KIM, K.; SHIN, K.; HAN, J.-H.; LEE, K.-R.; KIM, W.-H.; PARK, K.-B.; JU, B.-K.; PAK, J. J. Deformable single wall carbon nanotube electrode for transparent tactile touch screen. **Electronics Letters**, v. 47, n. 2, p. 118, 2011. Disponível em: <<http://digital-library.theiet.org/content/journals/10.1049/el.2010.2717>>. Acesso em: 27 maio. 2014.

KUCKLING, D. Responsive hydrogel layers—from synthesis to applications. **Colloid and Polymer Science**, v. 287, n. 8, p. 881–891, 16 jun. 2009. Disponível em: <<http://link.springer.com/10.1007/s00396-009-2060-x>>. Acesso em: 9 maio. 2014.

KWON, G. H.; CHOI, Y. Y.; PARK, J. Y.; WOO, D. H.; LEE, K. B.; KIM, J. H.; LEE, S.-H. Electrically-driven hydrogel actuators in microfluidic channels: fabrication, characterization, and biological application. **Lab on a chip**, v. 10, n. 12, p. 1604–10, 21 jun. 2010. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20376390>>. Acesso em: 12 maio. 2014.

KWON, G. H.; JEONG, G. S.; PARK, J. Y.; MOON, J. H.; LEE, S.-H. A low-energy-consumption electroactive valveless hydrogel micropump for long-term biomedical applications. **Lab on a chip**, v. 11, n. 17, p. 2910–5, 7 set. 2011. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21761057>>. Acesso em: 12 maio. 2014.

LEE, B. P.; KONST, S. Novel Hydrogel Actuator Inspired by Reversible Mussel Adhesive Protein Chemistry. **Advanced materials (Deerfield Beach, Fla.)**, p. 1–5, 4 mar. 2014. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24596273>>. Acesso em: 30 abr. 2014.

LEE, D.; CUI, T. Low-cost, transparent, and flexible single-walled carbon nanotube nanocomposite based ion-sensitive field-effect transistors for pH/glucose sensing. **Biosensors & bioelectronics**, v. 25, n. 10, p. 2259–64, 15 jun. 2010. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20417088>>. Acesso em: 21 maio. 2014.

LEE, H.-K.; CHANG, S.-I.; YOON, E. A Flexible Polymer Tactile Sensor: Fabrication and Modular Expandability for Large Area Deployment. **Journal of Microelectromechanical Systems**, v. 15, n. 6, p. 1681–1686, dez. 2006. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4020266>>.

LEE, S.; IBEY, B. L.; COTÉ, G. L.; PISHKO, M. V. Measurement of pH and dissolved oxygen within cell culture media using a hydrogel microarray sensor. **Sensors and Actuators B: Chemical**, v. 128, n. 2, p. 388–398, jan. 2008. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S092540050700442X>>. Acesso em: 9 maio. 2014.

LEE, Y.-J.; BRAUN, P. V. Tunable Inverse Opal Hydrogel pH Sensors. **Advanced Materials**, v. 15, n. 78, p. 563–566, 17 abr. 2003. Disponível em: <<http://doi.wiley.com/10.1002/adma.200304588>>. Acesso em: 29 abr. 2014.

LI, A.; KHOSLA, A.; DREWBROOK, C.; GRAY, B. L. Fabrication and Testing of Thermally-Responsive Hydrogel-Based Actuators using Polymer Heather Elements for Flexible Microvalves. (H. Becker, B. L. Gray, Eds.) In: **Anais...** 10 fev. 2011. Disponível em: <<http://proceedings.spiedigitallibrary.org/proceeding.aspx?articleid=1349383>>. Acesso em: 12 maio. 2014.

LIPOMI, D. J.; VOSGUERITCHIAN, M.; TEE, B. C.-K.; HELLSTROM, S. L.; LEE, J. a; FOX, C. H.; BAO, Z. Skin-like pressure and strain sensors based on transparent elastic films of carbon nanotubes. **Nature nanotechnology**, v. 6, n. 12, p. 788–92, dez. 2011. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22020121>>. Acesso em: 26 maio. 2014.

LIU, K.; JI, H.-F. Detection of Pb²⁺ using a hydrogel swelling microcantilever sensor. **Analytical sciences : the international journal of the Japan Society for Analytical Chemistry**, v. 20, n. 1, p. 9–11, jan. 2004. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14753251>>.

MADOU, M. J. **Fundamentals of microfabrication: the science of miniaturization.** [s.l: s.n.]

MANNSFELD, S. C. B.; TEE, B. C.-K.; STOLTENBERG, R. M.; CHEN, C. V. H.-H.; BARMAN, S.; MUIR, B. V. O.; SOKOLOV, A. N.; REESE, C.; BAO, Z. Highly sensitive flexible pressure sensors with microstructured rubber dielectric layers. **Nature materials**, v. 9, n. 10, p. 859–64, out. 2010. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20835231>>. Acesso em: 30 abr. 2014.

MAYOUSSE, C.; CELLE, C.; CARELLA, A.; SIMONATO, J.-P. Synthesis and purification of long copper nanowires. Application to high performance flexible transparent electrodes with and without PEDOT:PSS. **Nano Research**, v. 7, n. 3, p. 315–324, 13 jan. 2014. Disponível em: <<http://link.springer.com/10.1007/s12274-013-0397-4>>. Acesso em: 26 maio. 2014.

MAYOUSSE, C.; CELLE, C.; MOREAU, E.; MAINGUET, J.-F.; CARELLA, A.; SIMONATO, J.-P. Improvements in purification of silver nanowires by decantation and

fabrication of flexible transparent electrodes. Application to capacitive touch sensors. **Nanotechnology**, v. 24, n. 21, p. 215501, 31 maio 2013. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23619480>>. Acesso em: 27 maio. 2014.

MCCOY, C. P.; STOMEIO, F.; PLUSH, S. E.; GUNNLAUGSSON, T. Soft Matter pH Sensing: From Luminescent Lanthanide pH Switches in Solution to Sensing in Hydrogels. **Chemistry of Materials**, v. 18, n. 18, p. 4336–4343, set. 2006. Disponível em: <<http://pubs.acs.org/doi/abs/10.1021/cm060603v>>.

METROHM. **Compact Line potentiostat/galvanostat instruments**. Disponível em: <<http://www.metrohm.com/en-us/products-overview/potentiostats/autolab-compact-line/>>.

MITSUBAYASHI, K.; WAKABAYASHI, Y.; TANIMOTO, S.; MUROTOMI, D.; ENDO, T. Optical-transparent and flexible glucose sensor with ITO electrode. **Biosensors and Bioelectronics**, v. 19, n. 1, p. 67–71, out. 2003. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0956566303001301>>. Acesso em: 7 maio. 2014.

MIZUSHIMA, M.; TAKAGI, S.; ITANO, H.; OBATA, T.; KASAHARA, T.; SHOJI, S.; MIZUNO, J. Flexible and capacitive tactile sensor sheet. **2014 International Conference on Electronics Packaging (ICEP)**, n. 1, p. 756–759, abr. 2014. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6826783>>.

NISBET, D. R.; CROMPTON, K. E.; HORNE, M. K.; FINKELSTEIN, D. I.; FORSYTHE, J. S. Neural tissue engineering of the CNS using hydrogels. **Journal of biomedical materials research. Part B, Applied biomaterials**, v. 87, n. 1, p. 251–63, out. 2008. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18161806>>. Acesso em: 12 maio. 2014.

O'NEAL, D.; MELEDEO, M.; DAVIS, J. Oxygen sensor based on the fluorescence quenching of a ruthenium complex immobilized in a biocompatible poly (ethylene glycol) hydrogel. **Sensors Journal**, ..., v. 4, n. 6, p. 728–734, 2004. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=1359831>. Acesso em: 20 maio. 2014.

PAN, Z.; CUI, H.; ZHU, Z. A flexible full-body tactile sensor of low cost and minimal connections. In: IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, 2003, **Anais...IEEE**, 2003. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=1244238>. Acesso em: 21 maio. 2014.

PERALE, G.; ROSSI, F.; SANTORO, M.; PEVIANI, M.; PAPA, S.; LLUPI, D.;

TORRIANI, P.; MICOTTI, E.; PREVIDI, S.; CERVO, L.; SUNDSTRÖM, E.; BOCCACCINI, A. R.; MASI, M.; FORLONI, G.; VEGLIANESE, P. Multiple drug delivery hydrogel system for spinal cord injury repair strategies. **Journal of controlled release : official journal of the Controlled Release Society**, v. 159, n. 2, p. 271–80, 30 abr. 2012. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22227024>>. Acesso em: 12 maio. 2014.

RAMUZ, M.; TEE, B. C.-K.; TOK, J. B.-H.; BAO, Z. Transparent, optical, pressure-sensitive artificial skin for large-area stretchable electronics. **Advanced materials (Deerfield Beach, Fla.)**, v. 24, n. 24, p. 3223–7, 26 jun. 2012. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22641411>>. Acesso em: 28 maio. 2014.

RICHTER, A.; BUND, A.; KELLER, M.; ARNDT, K.-F. Characterization of a microgravimetric sensor based on pH sensitive hydrogels. **Sensors and Actuators B: Chemical**, v. 99, n. 2-3, p. 579–585, maio 2004. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0925400504000292>>. Acesso em: 9 maio. 2014.

RICHTER, A.; PASCHEW, G.; KLATT, S.; LIENIG, J. Review on hydrogel-based pH sensors and microsensors. **Sensors**, v. 8, n. 1, p. 561–581, 2008. Disponível em: <<http://www.mdpi.com/1424-8220/8/1/561>>. Acesso em: 20 maio. 2014.

ROBERTS, M. E.; MANNSFELD, S. C. B.; STOLTENBERG, R. M.; BAO, Z. Flexible, plastic transistor-based chemical sensors. **Organic Electronics**, v. 10, n. 3, p. 377–383, maio 2009. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1566119908002322>>. Acesso em: 11 maio. 2014.

RŮŽIČKA, J.; ROMANYUK, N.; HEJČL, A.; VETRÍK, M.; HRUBÝ, M.; COCKS, G.; CIHLÁR, J.; PŘÁDNÝ, M.; PRICE, J.; SYKOVÁ, E.; JENDELOVÁ, P. Treating spinal cord injury in rats with a combination of human fetal neural stem cells and hydrogels modified with serotonin. **Acta neurobiologiae experimentalis**, v. 73, n. 1, p. 102–15, jan. 2013. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23595287>>.

SHIKIDA, M.; ASANO, K. A Flexible Transparent Touch Panel Based on Ionic Liquid Channel. **IEEE Sensors Journal**, v. 13, n. 9, p. 3490–3495, set. 2013. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6522465>>.

SHIN, J.; BRAUN, P. V.; LEE, W. Fast response photonic crystal pH sensor based on templated photo-polymerized hydrogel inverse opal. **Sensors and Actuators B: Chemical**, v. 150, n. 1, p. 183–190, set. 2010. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0925400510005939>>. Acesso em: 9 maio. 2014.

SOMEYA, T.; KATO, Y.; SEKITANI, T.; IBA, S.; NOGUCHI, Y.; MURASE, Y.; KAWAGUCHI, H.; SAKURAI, T. Conformable, flexible, large-area networks of pressure and thermal sensors with organic transistor active matrixes. **Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America**, v. 102, n. 35, p. 12321–5, 30 ago. 2005. Disponível em: <<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=1187825&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>>.

STANFORD. **Sensors and Cellphones: What is a sensor ?**

SU, P.-G.; TSENG, J.-Y.; HUANG, Y.-C.; PAN, H.-H.; LI, P.-C. Novel fully transparent and flexible humidity sensor. **Sensors and Actuators B: Chemical**, v. 137, n. 2, p. 496–500, 2 abr. 2009. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0925400509000471>>. Acesso em: 21 maio. 2014.

SYKOVÁ, E.; JENDELOVÁ, P.; URDZÍKOVÁ, L.; LESNÝ, P.; HEJCL, A. Bone marrow stem cells and polymer hydrogels--two strategies for spinal cord injury repair. **Cellular and molecular neurobiology**, v. 26, n. 7-8, p. 1113–29, 2006. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16633897>>. Acesso em: 29 abr. 2014.

TADA, Y.; INOUE, M.; KAWASAKI, T. A Flexible and Stretchable Tactile Sensor utilizing Static Electricity. In: 2007 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, San Diego, CA. **Anais...** San Diego, CA: 2007.

TAKAMATSU, S.; IMAI, T.; YAMASHITA, T.; KOBAYASHI, T.; MIYAKE, K.; ITOH, T. Flexible fabric keyboard with conductive polymer-coated fibers. **2011 IEEE SENSORS Proceedings**, p. 659–662, out. 2011. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6127391>>.

TAKAMATSU, S.; TAKAHATA, T.; MURAKI, M.; IWASE, E.; MATSUMOTO, K.; SHIMOYAMA, I. Transparent conductive-polymer strain sensors for touch input sheets of flexible displays. **Journal of Micromechanics and Microengineering**, v. 20, n. 7, p. 075017, 1 jul. 2010. Disponível em: <<http://stacks.iop.org/0960-1317/20/i=7/a=075017?key=crossref.922a9bc98a332530ce448602a3bf2e06>>. Acesso em: 26 maio. 2014.

TE CONNECTIVITY LTD. **General Industry Sensors**. Disponível em: <<http://meas-spec.com/general-industry.aspx>>.

THONG TRINH, Q.; GERLACH, G.; SORBER, J.; ARNDT, K.-F. Hydrogel-based piezoresistive pH sensors: Design, simulation and output characteristics. **Sensors and Actuators B: Chemical**, v. 117, n. 1, p. 17–26, set. 2006. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0925400505008683>>. Acesso em: 9

maio. 2014.

US SARWAR, M. S.; DOBASHI, Y.; SCABENI GLITZ, E. F.; FARAJOLLAHI, M.; MIRABBASI, S.; NAFICY, S.; SPINKS, G. M.; MADDEN, J. D. W. Transparent and conformal “piezoionic” touch sensor. **SPIE Smart Structures and Materials + Nondestructive Evaluation and Health Monitoring**, p. 943026, 2015. Disponível em: <<http://proceedings.spiedigitallibrary.org/proceeding.aspx?articleid=2239762>>.

VAN DER LINDEN, H. J.; HERBER, S.; OLTHUIS, W.; BERGVELD, P. Stimulus-sensitive hydrogels and their applications in chemical (micro)analysis. **The Analyst**, v. 128, n. 4, p. 325–331, 7 abr. 2003. Disponível em: <<http://xlink.rsc.org/?DOI=b210140h>>. Acesso em: 9 maio. 2014.

VAN TOMME, S. R.; STORM, G.; HENNINK, W. E. In situ gelling hydrogels for pharmaceutical and biomedical applications. **International journal of pharmaceutics**, v. 355, n. 1-2, p. 1–18, 1 maio 2008. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18343058>>. Acesso em: 29 abr. 2014.

VILOZNY, B.; SCHILLER, A.; WESSLING, R. a.; SINGARAM, B. Multiwell plates loaded with fluorescent hydrogel sensors for measuring pH and glucose concentration. **Journal of Materials Chemistry**, v. 21, n. 21, p. 7589, 2011. Disponível em: <<http://xlink.rsc.org/?DOI=c0jm04257a>>. Acesso em: 9 maio. 2014.

WANG, X.; LI, T.; ADAMS, J.; YANG, J. Transparent, stretchable, carbon-nanotube-inlaid conductors enabled by standard replication technology for capacitive pressure, strain and touch sensors. **Journal of Materials Chemistry A**, v. 1, n. 11, p. 3580, 2013. Disponível em: <<http://xlink.rsc.org/?DOI=c3ta00079f>>. Acesso em: 28 maio. 2014.

XIONG, L.; FENG, J.; HU, R.; WANG, S.; LI, S.; LI, Y.; YANG, G. Sensing in 15 s for aqueous fluoride anion by water-insoluble fluorescent probe incorporating hydrogel. **Analytical chemistry**, v. 85, n. 8, p. 4113–9, 16 abr. 2013. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23484955>>.

XUE, F.; MENG, Z.; WANG, F.; WANG, Q. 2-D photonic crystal hydrogel for the selective sensing of glucose. **Journal of Materials Chemistry A**, 2014. Disponível em: <<http://pubs.rsc.org/en/content/articlehtml/2014/ta/c4ta01031k>>. Acesso em: 12 maio. 2014.

YU, X.; RAJAMANI, R.; STELSON, K. a.; CUI, T. Carbon nanotube-based transparent thin film acoustic actuators and sensors. **Sensors and Actuators A: Physical**, v. 132, n. 2, p. 626–631, nov. 2006. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0924424706001580>>. Acesso em: 28 maio. 2014.

YUN, S.; PARK, S.; PARK, B.; KIM, Y.; PARK, S. K.; NAM, S.; KYUNG, K.-U. Polymer-waveguide-based flexible tactile sensor array for dynamic response. **Advanced materials (Deerfield Beach, Fla.)**, v. 26, n. 26, p. 4474–80, jul. 2014.

ZHANG, C.; LOSEGO, M.; BRAUN, P. Hydrogel-Based Glucose Sensors: Effects of Phenylboronic Acid Chemical Structure on Response. **Chemistry of Materials**, v. 25, p. 3239–3250, 2013. Disponível em: <<http://pubs.acs.org/doi/abs/10.1021/cm401738p>>. Acesso em: 12 maio. 2014.

ZHANG, M.-L.; JIN, F.; ZHENG, M.-L.; DUAN, X.-M. Inverse opal hydrogel sensor for the detection of pH and mercury ions. **RSC Advances**, v. 4, n. 39, p. 20567, 2014. Disponível em: <<http://xlink.rsc.org/?DOI=c4ra03013c>>. Acesso em: 5 nov. 2014.

ZHANG, Y.; JI, H.; SNOW, D.; STERLING, R.; BROWN, G. M. A pH Sensor Based on a Microcantilever Coated with Intelligent Hydrogel. **Instrumentation Science & Technology**, v. 32, n. 4, p. 361–369, 27 dez. 2004. Disponível em: <<http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1081/CI-120037668>>. Acesso em: 9 maio. 2014.

ZHANG, Y.; JI, H.-F.; BROWN, G. M.; THUNDAT, T. Detection of CrO₄²⁻ using a hydrogel swelling microcantilever sensor. **Analytical chemistry**, v. 75, n. 18, p. 4773–4777, jan. 2003.

APÊNDICE A – Detalhamento do Design do Filtro Escolhido

Como apresentado na seção 4.2, optou-se pelo emprego de filtros ativos para o processamento do sinal obtido pelo sensor. Foram empregados filtros passa-alta e passa-baixa. A configuração do filtro passa-alta utilizado pode ser verificada na Figura 38.

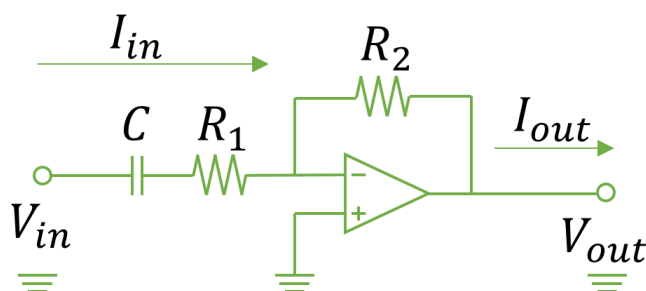


Figura 38 - Configuração de Filtro Passa-Alta Empregado

Para este circuito, a função de transferência se dá através da seguinte dedução:

$$I_{in} = -I_{out}$$

$$\frac{V_{in}}{R_1 + \frac{1}{Cs}} = -\frac{V_{out}}{R_2}$$

$$\frac{V_{in} \cdot Cs}{R_1 \cdot Cs + 1} = -\frac{V_{out}}{R_2}$$

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = H(s) = -\frac{R_2 \cdot Cs}{R_1 \cdot Cs + 1} \quad (4)$$

Como se optou pela frequência de corte de 2Hz, e $f_c = (2 \cdot \pi \cdot R_1 C)^{-1}$, escolheu-se para os componentes os valores de $C = 50nF$ e $R_1 = 1,6M\Omega$. Uma vez que se deseja obter ganho unitário neste filtro, o valor de R_2 também foi definido como sendo $1,6M\Omega$. Sendo assim, substituindo-se estes valores na Equação (4), obtém-se a função de transferência para o filtro passa-alta a ser empregado:

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = H(s) = -\frac{s}{s + 12.5} \quad (5)$$

Já o filtro passa-baixa utilizado possui uma configuração igual àquela apresentada na Figura 39.

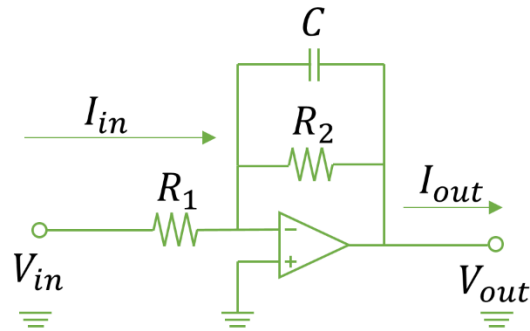


Figura 39 - Configuração de Filtro Passa-Baixa Empregado

De maneira similar, a função de transferência deste filtro pode ser deduzida da seguinte maneira:

$$I_{in} = -I_{out}$$

$$\frac{V_{in}}{R_1} = -\frac{V_{out}}{\frac{R_2}{R_2 \cdot Cs + 1}}$$

$$\frac{V_{in}}{R_1} = -\frac{V_{out} \cdot (R_2 \cdot Cs + 1)}{R_2}$$

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = H(s) = -\frac{R_2}{R_1 \cdot (R_2 \cdot Cs + 1)} \quad (6)$$

Como se optou pela frequência de corte de 10Hz, e $f_c = (2 \cdot \pi \cdot R_2 C)^{-1}$, escolheu-se para os componentes os valores de $C = 50nF$ e $R_2 = 320k\Omega$. Uma vez que se deseja um ganho unitário neste filtro, o valor de R_2 também foi definido como sendo $320k\Omega$. Sendo assim, substituindo-se estes valores na Equação (6), obtém-se a função de transferência para o filtro passa-alta a ser empregado:

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = H(s) = -\frac{62.5}{s + 62.5} \quad (7)$$

Sendo assim, a função de transferência total do filtro a ser empregado inclui tanto a Equação (5) quanto a Equação (7), além dos dois estágios de amplificação, resultando na Equação (2):

$$H(s) = Amp_1 \cdot Amp_2 \cdot \frac{62.5s}{s^2 + 75s + 781.3} \quad (2)$$