

Universidade de Brasília - UnB  
Faculdade UnB Gama - FGA  
Engenharia Eletrônica

# **Sistema de Monitoramento por meio de Feedback para Pacientes com Disfunção Temporomandibular**

Autor: Pablo Alejandro de Abreu Urbizagastegui, Thiago Lopes  
Amaral

Orientador: Profa. Dra. Suélia Rodrigues Fleury Rosa

Coorientador: Prof. Msc. Mário Frabício Fleury Rosa

Brasília, DF

2015





Pablo Alejandro de Abreu Urbizagastegui, Thiago Lopes Amaral

## **Sistema de Monitoramento por meio de Feedback para Pacientes com Disfunção Temporomandibular**

Monografia submetida ao curso de graduação em (Engenharia Eletrônica) da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em (Engenharia Eletrônica).

Universidade de Brasília - UnB

Faculdade UnB Gama - FGA

Orientador: Profa. Dra. Suélia Rodrigues Fleury Rosa

Coorientador: Prof. Msc. Mário Frabício Fleury Rosa

Brasília, DF

2015

---

Pablo Alejandro de Abreu Urbizagastegui, Thiago Lopes Amaral  
Sistema de Monitoramento por meio de Feedback para Pacientes com Disfunção Temporomandibular/ Pablo Alejandro de Abreu Urbizagastegui, Thiago Lopes Amaral. – Brasília, DF, 2015-  
59 p. : il. (algumas color.) ; 30 cm.

Orientador: Profa. Dra. Suélia Rodrigues Fleury Rosa

Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade de Brasília - UnB  
Faculdade UnB Gama - FGA , 2015.

1. DTM. 2. Feedback. I. Profa. Dra. Suélia Rodrigues Fleury Rosa. II. Universidade de Brasília. III. Faculdade UnB Gama. IV. Sistema de Monitoramento por meio de Feedback para Pacientes com Disfunção Temporomandibular

CDU 02:141:005.6

---



Pablo Alejandro de Abreu Urbizagastegui, Thiago Lopes Amaral

## **Sistema de Monitoramento por meio de Feedback para Pacientes com Disfunção Temporomandibular**

Monografia submetida ao curso de graduação em (Engenharia Eletrônica) da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em (Engenharia Eletrônica).

Trabalho aprovado. Brasília, DF, 19 de Junho 2015:

---

**Profa. Dra. Suélia Rodrigues Fleury  
Rosa**  
Orientador

---

**Prof. Msc. Mário Frabício Fleury  
Rosa**  
Coorientador

---

**Prof. Dr. José Felício da Silva**  
Convidado 1

---

**Profa. Msc. Jaqueline Alves Ribeiro**  
Convidado 2

Brasília, DF  
2015



# Agradecimentos

Gostaríamos de agradecer primeiramente a nossa orientadora, Professora Suélia, e o nosso co-orientador, Professor Mario, por nos oferecer a oportunidade de trabalharmos sob suas supervisão. Agradecer ao grupo BioEngLab que sempre contribuiu com o desenvolvimento do projeto. Ao nosso amigo de classe e também técnico da Universidade, Diogo Costa, que sempre foi solícito e companheiro nas horas de dificuldade. Gostaríamos também de agradecer a nossos familiares, que ao longo dessa jornada nos inspiraram e apoiam, cada um a sua maneira.



*“A mente que se abre a uma nova idéia jamais voltará ao seu tamanho original”*  
*(Albert Einstein)*



# Resumo

A disfunção temporomandibular (DTM) é considerada um conjunto de distúrbios articulares e musculares da articulação temporomandibular (ATM). É caracterizada por dor orofacial, barulhos nas articulações, zumbido no ouvido, limitação de abertura da boca e dificuldades mastigatórias. Possui etiologia multifatorial e por isso envolve um tratamento com abordagem interdisciplinar. Essa disfunção atinge uma grande parte da população, que não recebe um tratamento adequado pelo fato de sua difícil detecção, pois o que acaba sendo tratado são apenas os seus sintomas, que provavelmente voltam a aparecer devido a tratamentos ineficientes. O presente trabalho tem como objetivo principal desenvolver um dispositivo que use um alerta de *feedback* que auxilie a detecção de apertamentos dentários involuntários, que rotineiramente causam disfunções temporomandibulares e dores orofaciais. O protótipo consiste em uma placa oclusora onde foram fixados sensores que, ao receberem a pressão de toque da arcada dentária superior com a inferior, irão acionar um sistema eletrônico que enviará o feedback ao usuário, alertando-o do movimento involuntário. A placa oclusora em questão é confeccionada em látex, que é um biomaterial polimérico com grande e crescente aplicação na área médica e odontológica devido as suas propriedades cicatrizantes e a biocompatibilidade. O sensoramento da placa foi feito com pastilhas de composto de tunelamento quântico (QTC), que consiste em um inovador sensor que altera a sua resistência conforme uma pressão é aplicada sobre ele. O dispositivo apresenta uma tecnologia assistiva de grande potencial, já consolidada, que através de *feedbacks* proporciona uma reeducação do usuário e consequentemente mitiga patologias oriundas de apertamentos diurnos involuntários. Para validação do produto ainda são necessários experimentos em sujeitos portadores de DTMs, realizando avaliações anteriormente e posteriormente à utilização do dispositivo.

**Palavras-chaves:** disfunção temporomandibular. feedback. látex. reabilitação oral. tecnologia assistiva. engenharia de reabilitação.





# Abstract

The temporomandibular dysfunction (TMD) is a cluster of disorders affecting the temporomandibular joint (TMJ) and muscles on the facial area. It is characterized by orofacial pain, joint noises, ringing in the ears, limited mouth opening or difficulties with chewing. This disorder has a multifactorial etiology and hence involves treatments with interdisciplinary approach. This dysfunction affects a significant amount of the population, who do not receive proper treatment because of difficult diagnosis and have solely symptoms treated, which occasionally come back. The main goal of the present work is to develop a device that uses a feedback alert to detect an involuntary clenching, which is one of the factors causing TMD and orofacial pain. The prototype consists of a occlusal splint with sensors, which activate an electronic system that sends a feedback to the user when a pressure is detected. The occlusal splint is made of latex, which is a biomaterial with growing use in medical and dental applications due to its healing and biocompatible properties. Quantum tunnelling composite (QTC) pills sensors, which are an innovating sensor that changes its resistance according to the applied pressure, were used to clenching detection. The device implements a promising assistive technology, which uses feedback to promote reeducation and thus mitigate pathologies caused by involuntary clenching. It is still necessary to validate the device, performing studies in TMD patients prior to and after its usage.

**Key-words:** temporomandibular dysfunction. feedback. latex. oral rehabilitation. assistive technology. rehabilitation engineering.



# Lista de ilustrações

Figura 1 – Barreira de potencial retangular. Uma partícula incide da esquerda para a direita em uma barreira, como indicado pela seta. Os números 1, 2 e 3 indicam as regiões em que a partícula pode se encontrar . . . .	30
Figura 2 – Conforme aumenta a pressão exercida pelo dedo, diminui a resistência e conseqüentemente ocorre o aumento da corrente que flui [Fonte: (PERATECH, 2014c)]. . . . .	31
Figura 3 – Comportamento do nível de condução do QTC de acordo com a proximidade das partículas metálicas, distância que varia conforme uma pressão seja exercida [Fonte: (PERATECH, 2014b)]. . . . .	31
Figura 4 – Diagramas de blocos com o sistema proposto . . . . .	34
Figura 5 – Esquemático do circuito, desenhado usando o software Proteus 7.8 SP2. Onde é possível identificar as saídas responsáveis pelo <i>feedback</i> localização dos sensores e bateria de 3,7 V. . . . .	38
Figura 6 – (1) Disposição dos componentes de circuito impresso. (2) Layout da placa. . . . .	39
Figura 7 – Procedimento de aquisição dos sinais de EMG. (A) computador para análise e armazenamento dos dados coletados. (B) Eletromiógrafo Delsys. (C) Eletrodo fixado com esparadrapo. (D) Eletrodo para referencia localizado na coluna vertebral. . . . .	41
Figura 8 – (1) Molde negativo em alginato (A). Molde positivo em gesso pedra(B). (2) Modelo de arcada dentária com o molde de látex. (A) Molde positivo em gesso. (B) Placas confeccionadas em látex. (3) Molde de látex no qual será embutido o sensor de pressão. . . . .	43
Figura 9 – Curvas dos resultados das análises de TGA e DSC. TGA ,em verde, apresenta uma queda de 93,6% a partir de 290° C, DTG, em azul, é a diferenciação da TGA e DSC em vermelho, seus picos positivos indicam processo exotérmico. . . . .	44
Figura 10 – Curvas dos resultados das análises de TGA e DSC para a amostra do teste em saliva. As principais diferenças com o gráfico anterior são o fluxo de calor e a perda de massa à baixas temperaturas. . . . .	45
Figura 11 – (1) Imagem com a amostra sem saliva. (2) Imagem com a amostra com saliva . . . . .	46

Figura 12 – (a) Curva característica do sensor FSR utilizado. Em um primeiro momento apresenta característica de circuito aberto, após a aplicação de uma pressão, sua resistência diminui até o ponto em que se comporta como curto circuito. (b) a regressão linear dos dados obtidos e erros de cada segmento. . . . .	46
Figura 13 – Curva característica do sensor QTC utilizado no segundo protótipo. Apresentou o comportamento bastante semelhante ao do sensor utilizado no primeiro protótipo, porém com uma melhor ergonomia [Fonte: (AMARASINGHE; KULASEKERA; PRIYADARSHANA, 2013)]. . . .	47
Figura 14 – Circuito finalizado, já embarcado na patola. (A) Jack j4 para alimentação da bateria. (B) Chave on/off. (C) Motor vibracal. (D) Bateria recarregável. (E) Placa de circuito impresso com os componentes (resistores, circuito integrado, buzzer, led e capacitor). . . . .	47
Figura 15 – (A) Fios para conexão com o circuito da patola. (B) Placa oclusora de látex com os QTC já incorporados. . . . .	48
Figura 16 – Sinais de EMG cada janela representa um sinal(Sinal A e Sinal B), com as linhas em azul para o MD e verdes para ME. O eixo horizontal representa o valor da tensão obtida no tempo. . . . .	48
Figura 17 – (1) Sinais de entrada para apertamento durante 5 segundos e para sinal de saída coletado pelo EMG do lado direito e esquerdo.(2) Periodograma dos sinais, que fornece uma estimativa para suas DEP. (3) Resposta em frequência dos sinais, através de uma ETFE. . . . .	49
Figura 18 – (1) Resultado para o método paramétrico de covariância modificado. Autoregressivo para estimar seus parâmetros, sempre minimizando os erros de predição. (2) Foi usado um método de subespaços, que se baseia na estimação de componentes de frequência, esses métodos forneceram uma estimativa mais suave da DEP do sinal. . . . .	50
Figura 19 – Saída do modelo obtido, em azul, em comparação com os dados reais medidos.O modelo se aproximou significativamente do modelo real, com cerca 80,5%. . . . .	50
Figura 20 – Quantil-Quantil(q-q) apresentando a distribuição de dados coletados de dois indivíduos. Nota-se a não linearidade do gráfico devido à distribuição de dados ser distinta entre a coleta do dois indivíduos. . . . .	51
Figura 21 – Gráfico 3D dos sinais de EMG coletados, facilmente visualizando-se pontos de maior pressão e relaxamento através da alteração de coloração por ponto no gráfico. Sendo sinal A e B coletados de indivíduos distintos. . . . .	51

Figura 22 – Gráficos de barra e histogramas da matriz de dados do sinal. Os vetores obtidos a partir do histograma representa a frequencia que o sinal eletromiografico atinge multiplos niveis de amplitude. A sua implementação se dá pela criação de uma faixa simétrica de amplitude sobre uma linha base padrão e subdividi-la em níveis. Dessa forma é possível calcular a frequencia com que o sinal eletromiográfico estabelece. . . . . 52



# Lista de tabelas

Tabela 1 – Materiais utilizados na preparação da placa oclusora. . . . .	34
Tabela 2 – Dados estatísticos obtidos nas capturas do EMG. . . . .	48





# Lista de abreviaturas e siglas

AR	Autoregressivo
ATM	Articulação temporomandibular
CI	Circuito integrado
CVIM	Contração Voluntária Isométrica Máxima
DEP	Densidade Espectral de Potência
DSC	Calorimetria explanatória diferencial
DTG	Derivada da Análise termogravimétrica
DTM	Disfunção temporomandibular
EMG	Eletromiografia
ETFE	Estimativa Empírica de Função de Transferência
FSR	Resistência Sensível à Força
LED	Diodo Emissor de Luz
PCI	Placa de circuito impresso
PEM	Previsão de Minimização de Erro
pH	Potencial hidrogeniônico
QTC	Composito de Tunelamento Quântico
RFID	Identificação de Rádio Frequência
TGA	Análise termogravimétrica



# Lista de símbolos

A	Ampere
Ag	Prata
Cl	Cloro
F	Farad
$\Omega$	Ohms
V	Volts
W	Watt



# Sumário

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>25</b>
<b>1.1</b>	<b>Motivação</b>	<b>25</b>
<b>1.2</b>	<b>Objetivos</b>	<b>27</b>
<b>2</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b>	<b>29</b>
<b>2.1</b>	<b>Sensor Utilizado</b>	<b>29</b>
2.1.1	Mecânica Quântica	29
2.1.2	Quantum Tunnelling Composite	30
<b>2.2</b>	<b>Biomaterial</b>	<b>31</b>
2.2.1	Látex	32
2.2.2	O uso do Látex aplicado à Medicina	33
<b>2.3</b>	<b>Placa Oclusora</b>	<b>33</b>
2.3.1	Materiais	34
2.3.2	Métodos	34
2.3.2.1	Molde Negativo de Alginato	35
2.3.2.2	Molde Positivo de Gesso Pedra	35
2.3.2.3	Placa Oclusora de Látex	35
2.3.3	Caracterização	36
2.3.3.1	Caracterização por Análise Térmica Simultânea TGA/DSC	36
2.3.3.2	Caracterização por Microscopia Confocal	36
<b>2.4</b>	<b>Sistema Eletrônico</b>	<b>36</b>
2.4.1	Materiais	36
2.4.2	O Circuito	37
2.4.3	Confecção da Placa de Circuito Impresso	38
<b>2.5</b>	<b>Análises de eletromiografia (EMG)</b>	<b>39</b>
2.5.1	Sistema do EMG	39
2.5.2	Análise da Eletromiografia	40
2.5.3	Modelo Dinâmico	40
<b>3</b>	<b>RESULTADOS</b>	<b>43</b>
<b>3.1</b>	<b>Caracterização da Placa Oclusora</b>	<b>43</b>
<b>3.2</b>	<b>Funcionamento do Circuito</b>	<b>44</b>
<b>3.3</b>	<b>Modelo Matemático por Identificação Computacional</b>	<b>48</b>
<b>4</b>	<b>DISCUSSÕES</b>	<b>53</b>
<b>4.1</b>	<b>Placa Oclusora de Látex</b>	<b>53</b>

4.2 Sistema Eletrônico . . . . . 54

5 CONCLUSÃO . . . . . 55

REFERÊNCIAS . . . . . 57

# 1 Introdução

## 1.1 Motivação

O Sistema Mastigatório é uma unidade funcional composta pelos dentes e suas estruturas de suporte, maxilares, articulações temporomandibulares (ATMs), músculos inseridos na mandíbula, lábios, língua e sistemas vasculares e nervosos desses tecidos ([RAMFJORD; ASH, 1984](#)). A ATM caracteriza-se como uma articulação ginglemoartrodial por proporcionar movimentos de rotação e translação, que são executados pela mandíbula durante a mastigação. Os de rotação se dão pelo giro do côndilo, que é a extremidade arredondada da mandíbula, em torno do seu próprio eixo. Já os de translação ocorrem quando o deslizamento do côndilo é ao longo da cavidade condilar até a eminência articular do osso temporal.

Com o decorrer dos anos, percebeu-se que dores faciais, auriculares e cranianas eram oriundas de disfunções do sistema mastigatório, e eles eram designados por uma variedade de termos. Salientou-se então a necessidade de se criar um termo mais amplo e coletivo para essas disfunções. Assim, foi adotado o termo disfunções temporomandibulares (DTM), pois ele não se refere apenas a problemas isolados das articulações, como a ATM, mas também inclui condições patológicas envolvendo músculos mastigatórios, distúrbios neurológicos. Os principais sintomas e sinais relatados por pacientes diagnosticados com DTM são dores (cabeça, pescoço, ombro ou na região do ouvido), ruídos articulares, estalo unilateral e travamento ([DONNARUMMA et al., 2010](#); [SILVEIRA et al., 2007](#)).

De acordo com [Quinto \(2000\)](#), a etiologia da DTM é multifatorial. Isso significa que podem existir vários fatores causais, dentre os quais pode-se citar alterações na oclusão, lesões da ATM, problemas esqueléticos e fatores psicológicos. Essa complexidade faz com que seja necessário uma abordagem interdisciplinar para seu tratamento, muitas vezes demandando um profundo conhecimento da etiologia do problema. Estudos realizados por [Branco et al. \(2008\)](#) demonstram que a maioria dos pacientes com DTM que se queixam de dor, relatam algum tipo de parafunção oral que são hábitos não relacionados à execução das funções normais do sistema estomatognático. Dessa forma, distúrbios como o bruxismo do sono e o apertamento dentário são exemplos de hábitos parafuncionais que podem ser entendidos como fatores de risco para o desenvolvimento de uma DTM.

O bruxismo do sono é caracterizado como o fenômeno de cerrar a mandíbula, pressionando os dentes superiores contra os inferiores e rangendo os dentes de forma involuntária ou semi-involuntária. Isso pode trazer danos às estruturas dentárias, causando

hipertrofia nos músculos da mastigação, disfunção nas articulações temporomandibulares e dores de cabeça (TOMACHESKI et al., 2009). Existem ainda indícios de que pacientes com bruxismo tem a capacidade de trituração de alimentos reduzida (SOARES et al., 2004).

O apertamento dentário, por sua vez, ocorre com mais frequência quando o indivíduo está realizando alguma atividade que exige concentração e/ou esforço físico e está associado à dor miofascial mastigatória e à artralgia temporomandibular (MOLINA et al., 2008). Essa desordem também recebe o nome de bruxismo diurno e acomete cerca de 20% da população adulta, sendo predominante em mulheres (MACEDO, 2008). A atividade da musculatura mastigatória resultante desses distúrbios pode ser analisada através de uma eletromiografia (EMG). Trata-se de um exame não invasivo em que se usa eletrodos bipolares de superfície para obtenção dos sinais de interesse.

Ao longo dos anos, uma série de estudos demonstraram que placas oclusoras podem ser utilizadas para o tratamento de DTMs, trazendo bons resultados (PORTERO et al., 2009). Esse tipo de tratamento se baseia em usar aparelhos dentários removíveis com o objetivo de criar uma resistência mecânica contra forças de cunho parafuncional, causando um relaxamento na musculatura mastigatória. Apesar de seu sucesso, autores ressaltam que essas não deveriam ser usadas como única modalidade de tratamento. Em conformidade com isso, Kato et al. (2001) sugeriu que a combinação de placas estabilizadoras e estratégias cognitivo-comportamentais seria a abordagem mais apropriada de tratamentos a longo prazo.

Nesse sentido, o uso de placas oclusoras com sistemas de *feedback* aparecem como possível solução. Essa técnica permite que o paciente receba informações sobre um eventual apertamento dentário na forma de algum sinal imediato, possibilitando que o indivíduo se corrija.

Nordlander, Gallia e Burman (1992) proporam que um filme piezoelétrico incorporado em uma placa de acrílico fosse conectado à um rádio transmissor alimentado por uma bateria dentro da boca. Dessa forma, quando um apertamento dentário fosse aplicado, o filme permitiria que um sinal de rádio frequência fosse enviado para um receptor remoto, que então emitiria um alarme sonoro. Uma solução parecida foi desenvolvida por O'Connell e MCauliffe (2010), mas usando um compósito polimérico sensível para detectar a pressão e um microcontrolador para coleta de dados e transmissões. Ambos obtiveram bons resultados, mas o fato de a bateria estar dentro da boca do usuário poderia trazer complicações caso algo inesperado ocorresse.

Uma outra abordagem foi desenvolvida por Lantada et al. (2012) e González e Lantada (2009), em que é usado um esquema de comunicação via campos magnéticos, similar ao de identificação por radiofrequência (RFID), para o monitoramento de forças aplicadas por apertamentos. Um dispositivo leitor remoto gera um campo magnético de



baixa frequência que induz uma voltagem responsável por alimentar o circuito de um sensor de pressão resistivo, embutido em uma placa de acrílico. Dessa forma, quando deformado, esse sensor diminui sua resistência e ativa um oscilador, que irá transmitir o dado de pressão para um microcontrolador acoplado ao leitor.

Diferente de outras soluções apresentadas na área, este estudo propõe a confecção de uma placa oclusora com um biomaterial: o látex. Isto traria uma facilidade de confecção e baixo custo quando comparado com a convencional placa de acrílico. Além disso, um sistema em que não sejam colocadas baterias dentro da boca do paciente e nem sejam aplicados campos magnéticos contínuos sobre o mesmo é proposto. Por causa de seu tamanho reduzido e consequente conforto quando inserido dentro da boca, a utilização de um sensor de QTC (*Quantum Tunnelling Composite*) é também proposta.

## 1.2 Objetivos

O presente trabalho tem como objetivo principal desenvolver um protótipo ortodôntico para o tratamento de pacientes que apresentam o quadro de apertamento dental durante o dia.

Para isso, foi construído um circuito responsável por detectar a pressão de uma mordida e retornar um *feedback* para o paciente a fim de evitar que o mesmo continue a pressionar os dentes. Dessa forma, o molde dentário feito a partir de látex é usado como uma placa oclusora onde será inserido um sensor de QTC, que varia sua resistência de acordo com a pressão aplicada. Esse circuito será usado como um colar e irá vibrar, piscar um LED e apitar a cada vez que o sensor conduzir.

Com o intuito de investigar as características do molde confeccionado, um teste de microscopia confocal, uma análise termogravimétrica (TGA) e calorimetria explanatória diferencial (DSC) foram realizadas.

Com este dispositivo, acredita-se que as dores causadas por hábitos parafuncionais possam ser monitoradas e diminuídas, trazendo benefícios para o tratamento de DTMs.



## 2 Materiais e Métodos

### 2.1 Sensor Utilizado

Para compreender os princípios por trás do sensor utilizado, é preciso que se compreenda algumas noções sobre mecânica quântica. Sendo assim, a próxima seção se dedica a este fim.

#### 2.1.1 Mecânica Quântica

A física clássica lida basicamente com sistemas macroscópicos, possibilitando um entendimento mais intuitivo de seus fenômenos. A física quântica, por sua vez, trata de eventos na escala atômica ou sub-atômica e que não podem ser descritos pelos conceitos da física clássica. Os conceitos e princípios dessa teoria se mostram eficientes e confiáveis, sendo aplicados a escalas cada vez menores sem que se tenha encontrado indícios de inaplicabilidade (NUSSENZVEIG, 1998).

Na mecânica quântica, o conceito de estado quântico se refere a uma abstração matemática que descreve o estado de um sistema quântico e pode ser representado por uma função de onda. Essa função de onda é interpretada como a medida da probabilidade de se encontrar uma partícula em determinada posição e em determinado tempo.

Nesse contexto, a equação de Schrödinger aparece como análoga à segunda lei de Newton da mecânica clássica, descrevendo a dinâmica de um estado quântico. De forma geral, o caso unidimensional dependente do tempo pode ser escrito como:

$$i\hbar \frac{\partial}{\partial t} |\psi\rangle = \hat{H} |\psi\rangle \quad (2.1)$$

sendo  $i$  a unidade imaginária,  $\hbar$  a constante de Planck dividida por  $2\pi$ ,  $\psi$  um vetor da função de onda do sistema quântico,  $|\rangle$  a notação braket usada para indicar um vetor coluna e  $\hat{H}$  o operador Hamiltoniano, sendo que

$$\hat{H} |\psi\rangle \rightarrow -\frac{\hbar^2}{2m} \frac{\partial^2 \psi}{\partial x^2} + V(x)\psi \equiv \hat{H}\psi \quad (2.2)$$

onde  $m$  é a massa da partícula,  $x$  a dimensão considerada e  $V(x)$  o potencial externo aplicado.

A Equação (2.1) e suas soluções levam a consequências importantes para a física de materiais. Primeiramente, é importante salientar que se trata de um tipo de equação de

onda. Isso deixa claro o conceito de dualidade onda-partícula, profundamente intrínseco aos fundamentos da mecânica quântica.

Outro conceito importante é o de tunelamento quântico. Considere que uma partícula se movendo no espaço com energia  $E$  se encontre com uma barreira de potencial de intensidade  $V$  e largura  $a$ , conforme visto na Fig. (1). Sobre a ótica da mecânica clássica, a partícula, por não possuir energia suficiente para superar a barreira já que  $E < V$ , seria totalmente refletida. Na quântica, entretanto, isso é visto de maneira diferente.

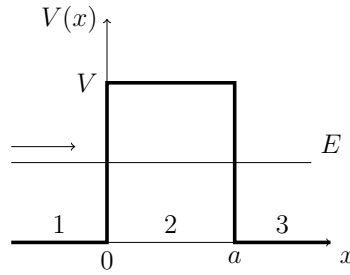


Figura 1 – Barreira de potencial retangular. Uma partícula incide da esquerda para a direita em uma barreira, como indicado pela seta. Os números 1, 2 e 3 indicam as regiões em que a partícula pode se encontrar

Utilizando a equação de Schrödinger nas regiões 1, 2 e 3, soluções gerais são obtidas, necessitando condições de contorno para definir uma solução. Aplicando-as em  $x = 0$  e  $x = a$ , é possível determinar a probabilidade de transmissão  $\tau$ . Considerando barreiras espessas, esta é dada por:

$$\tau \approx \frac{16E(V - E)}{V^2} \exp\left(-2\sqrt{2m(V - E)}\frac{a}{\hbar}\right) \quad (2.3)$$

Quanticamente, uma partícula com  $E < V$  pode “tunelar” através de uma barreira. Esse é um efeito tipicamente ondulatório, mostrando que nesse caso a partícula se comporta como uma onda. Quando esta se encontra com uma barreira de potencial, sua amplitude decai exponencialmente dentro da barreira. Se a onda não atingir o valor nulo quando alcançar o outro lado da barreira, existe uma probabilidade finita de que ela seja encontrada neste ponto.

Dessa forma, como pode ser visto pela Eq. (2.3), a probabilidade de transmissão é pequena, mas existe. Além disso, quanto mais estreita a barreira e/ou mais próxima estiver a energia  $E$  do topo da barreira  $V$ , maior a probabilidade de tunelamento.

### 2.1.2 Quantum Tunnelling Composite

O QTC, do inglês *Quantum Tunnelling Composite*, é um compósito de matriz polimérica preenchido com partículas de metal. Foi descoberto em 1997 pelo cientista David Lussey e tem como principal mecanismo de condução o tunelamento quântico.

Suas propriedades peculiares fizeram com que fosse fundada a empresa Peratech Ltd, que hoje se dedica ao estudo e aplicações desse material ([PERATECH, 2014a](#)).

Esse material apresenta propriedades elétricas especiais: quando se encontra em um estado em que não há nenhuma pressão aplicada, as partículas de metal não estão em contato e o polímero exerce sua função de isolante. Por outro lado, quando passa por alguma deformação, essas partículas se aproximam (ainda sem se tocar) e o material passa a conduzir, diminuindo sua resistência elétrica na medida em que a pressão aplicada se eleva, como pode ser visto na figura.

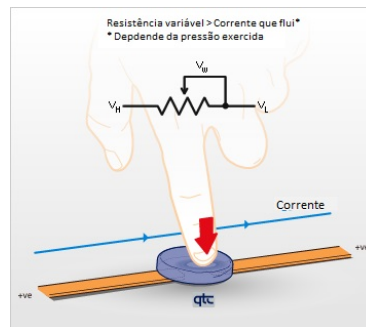


Figura 2 – Conforme aumenta a pressão exercida pelo dedo, diminui a resistência e consequentemente ocorre o aumento da corrente que flui [Fonte: ([PERATECH, 2014c](#))].

Esse comportamento singular é causado pela sua composição. Geralmente, QTCs são obtidos inserindo partículas de Ni na matriz elastomérica. Essas partículas tem uma superfície irregular e quando uma pressão aplicada no material faz com que elas se aproximem, o efeito de tunelamento quântico faz com que os elétrons, mesmo sem nenhum contato direto, passem da irregularidade de uma partícula para a de outra.



Figura 3 – Comportamento do nível de condução do QTC de acordo com a proximidade das partículas metálicas, distância que varia conforme uma pressão seja exercida [Fonte: ([PERATECH, 2014b](#))].

## 2.2 Biomaterial

Os biomateriais, em um sentido amplo, são definidos como materiais, de origem natural ou sintética, farmacologicamente inertes capaz de interagir com um organismo vivo com um intuito de substituir total ou parcial, avaliar e/ou aumentar, qualquer tecido,

órgão ou organismo. Seu uso não deve causar reações adversas na área de implantação. Sua aplicação tem um cunho primário médico e odontológico, porém são também utilizados para aplicações como crescimento de células em cultura, ensaios para proteínas sanguíneas, em biochips (MRUÉ, 2000; MRUE et al., 2004; RODRIGUES, 2008).

Suas características essenciais são biocompatibilidade com o tecido vivo e atoxicidade. Atualmente os materiais mais utilizados são polímeros e cerâmicos, pois além de atenderem as características essenciais, também apresentam a função de estimular a regeneração tecidual.

### 2.2.1 Látex

De origem natural ou sintética o látex é um fluido viscoso de micropartículas poliméricas, que já é utilizado desde épocas pré-colombianas. O de origem natural é uma forma de cicatrização de algumas plantas, no caso do Brasil a mais comum é a seringueira (*Hevea Brasiliensis*), que libera uma secreção esbranquiçada com a função de recuperação de tecido lesado.

Com o intuito da extração, para diversas aplicações, são feitas incisões no caule da planta, ocasionando a remoção de sua casca, procedimento comumente denominado “sangria” o que resultará na liberação de látex até que ocorra coagulação e ocorra a obstrução dos canais.

Na composição do látex natural existem partículas de hidrocarboneto de borracha e não-gomosos, suspensa numa fase de soro aquoso nas quais existe ocorrência de, em média, 36% de hidrocarbonetos, 1,4% de proteína, 1,6% de carboidratos, 1% de lipídeos neutros, 0,6% de glicolipídeos mais fosfolipídeos, 0,5% de componentes inorgânicos, 58,5% de água e 0,4% de outras substâncias (ALVES, 2004). Assim sendo uma solução estável de uma substância polimérica em meio aquoso.

Logo após a extração, ela apresenta o potencial hidrogeniônico (pH) de 7,0 a 7,2 caracterizando-se neutro. Porém, caso não seja armazenado de forma correta ou seja deixado exposto ao ar, seu pH cai para 5,0, sofrendo coagulação espontânea e então ocorrendo a formação da borracha.

O látex necessita ser estabilizado, evitando a coagulação em momento inapropriado que pode ocorrer rapidamente, em questão de horas. Essa estabilização é feita através de acréscimo de aditivos. Durante o processo de coagulação observa-se a formação de duas fases no látex, uma fase mais densa que fica depositada mais ao fundo em forma aquosa e clara e outra fase superior coagulada.

### 2.2.2 O uso do Látex aplicado à Medicina

A biocompatibilidade da membrana de látex foi demonstrada através de implantes *in vivo* em cães (LACHAT et al., 1997; MRUE et al., 2004). Dentre outras características interessantes, pode-se destacar seu baixo custo, risco de transmissão de patógenos reduzido e grande aplicabilidade clínico-social (FRADE et al., 2004).

O látex vem sendo bastante aplicado à medicina, e tem apresentado resultados bastante satisfatórios quando empregado em implantes e como cicatrizante. Um resultado positivo de grande relevância e que alavancou o estudo do assunto foi a aplicação do látex em uma prótese esofágica biossintética, utilizada na reconstrução de esôfago de cães. Observou-se ainda que, após esse resultado, uma biomembrana de látex natural e polilisina, que possui características bioquímicas, tornam tal modelo de prótese capaz de interferir no processo de reparação tecidual favorecendo a formação rápida e regular de um novo tecido (MRUÉ, 2000). Estudos ainda aplicados a cães empregaram o látex para a reconstrução do pericárdio, substituindo-o por uma membrana de látex. Também utilizando um biomembrana de látex foi desenvolvido uma espécie de remendo vascular em artérias femorais de cães, que resultaram em um novo implante. Com estes resultados, ficou evidente o efeito estimulador do látex no reparo tecidual, sobretudo por sua ação indutora da angiogênese (FRADE, 2003).

Sua aplicação como implante transitório em miringoplastias, aprimorou o processo de revascularização da membrana do tímpano ainda existente (OLIVEIRA et al., 2003) e, ainda, favoreceu a cicatrização conjuntival e a neoangiogênese em coelhos (PINHO, 2004).

A biomembrana de látex com polilisina a 0,1% foi utilizada na herniorrafia perineal unilateral em um cão e com sucesso deixou uma base de tecido que permitiu a correção do processo, sendo que a membrana foi retirada após aos cinco meses de observação (PAULO et al., 2005).

Devido o sucesso de sua aplicação para fins médicos, o látex foi o material selecionado para a confecção da placa oclusora onde os sensores são fixados. A biocompatibilidade, inclusive com a saliva humana, foi outro ponto de relevância para a seleção do material.

## 2.3 Placa Oclusora

O aparelho proposto funciona da seguinte maneira: O paciente usará em sua boca algo semelhante a uma placa oclusal, na qual será embutido um sensor de pressão. Um circuito em modo de espera será ativado no momento em que uma mordida involuntária acontecer. Desde modo, o circuito se comporta como um *feedback*, vibrando, piscando LED e emitindo som enquanto a pressão estiver sendo aplicada e fazendo com que o

paciente tenha uma forma de reconhecer e evitar o hábito inconsciente. Na Figura (4), um diagrama com o funcionamento geral do sistema é apresentado.

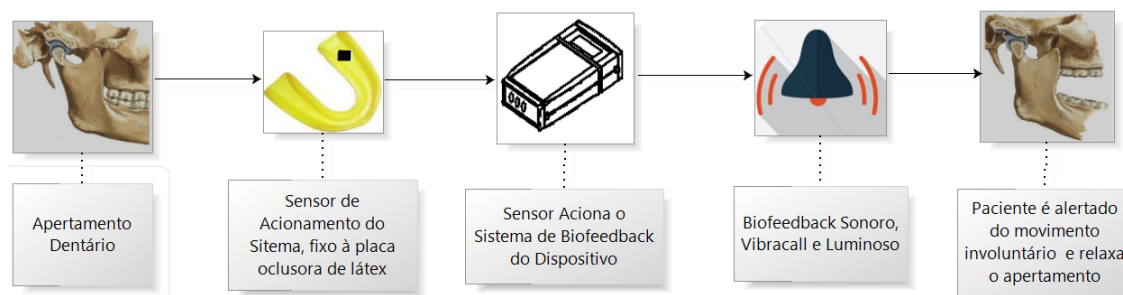


Figura 4 – Diagramas de blocos com o sistema proposto

As próximas sessões foram subdividida em três partes. A primeira se trata da confecção e caracterização da placa oclusora onde será fixado o sensor. A segunda parte se refere à construção e implementação do dispositivo de detecção e alarme através de um sistema eletrônico. Por fim, na última são feitas análises do sinais eletromiográficos.

### 2.3.1 Materiais

Os materiais utilizados para a confecção da placa oclusora são mostrados na Tab. (1).

Material	Quantidade
Alginato de potássio 15% em pó	75ml
Gesso pedra de sulfato de cálcio semihidratado	300 ml
Recipientes de vidro de 1L	2
Espátula plástica de base larga e plana	2
Moldeira odontológica plástica autoclavável	2
Frascos plástico medidores para pó e líquido	2
Cronômetro digital com precisão de meio segundo	1

Tabela 1 – Materiais utilizados na preparação da placa oclusora.

### 2.3.2 Métodos

No primeiro instante, lavou-se as vidrarias, espátulas, moldeiras e medidor com água corrente e sabão. Logo após a lavagem, o material foi secado à temperatura ambiente. Com o material completamente seco, preparou-se o látex. Foi adicionado 250 ml de látex em um bquer com capacidade de 1000 ml. Com o auxílio de uma espátula, misturou-se até obter uma mistura homogênea. Em seguida, foi armazenado em repouso em um local sem incidência de luminosidade e à temperatura ambiente, na ocasião em torno de 26° C.



### 2.3.2.1 Molde Negativo de Alginato

Para moldar a arcada dentária foi utilizado alginato, um pó bastante utilizado em procedimentos como a confecção de dentaduras e aparelhos ortodônticos. Quando misturado com água, enrijece rapidamente, possibilitando a impressão do negativo dos dentes de um paciente. Para seu preparo, em um béquero foi colocado 100 ml de água e aos poucos se acrescentou 75 ml de alginato em pó, sempre misturando com a espátula. A agitação aconteceu por aproximadamente dois minutos, e com o auxílio da espátula colocou-se a mistura água-alginato, agora com consistência já pastosa, na moldeira, posicionou-se na arcada, ora superior ora inferior, e foi feita a oclusão, mantendo-se por aproximadamente dois minutos a fim de se obter o molde negativo.

### 2.3.2.2 Molde Positivo de Gesso Pedra

Após o molde negativo de alginato finalizado, foi feito o gesso pedra para confeccionar o molde positivo da arcada. Para seu preparo, foi adicionado 100 ml água em um béquero e aos poucos acrescentou-se 300 ml gesso em pó, sempre misturando com a espátula, até que se forme uma mistura de textura mais pastosa, quase sólida. A partir disso, colocou-se o molde de alginato sobre uma superfície móvel. Despejou-se sobre o molde o gesso e agitou-se a superfície a fim de evitar a formação de bolhas de ar que comprometem a qualidade do molde. Finalmente, aguardou-se a secagem por aproximadamente dez minutos para então o molde ser desenhado.

### 2.3.2.3 Placa Oclusora de Látex

Após o término da confecção do molde de gesso e aproximadamente uma hora e vinte minutos após o início do repouso do látex, deve-se retirar uma fina camada chamada nata, que formou-se na superfície do látex. Como o látex é uma dispersão de borracha num soro aquoso, que contém outras substâncias minerais e orgânicas, este apresenta viscosidade variável (conforme o teor de borracha), de modo que a sua densidade varia entre 0.94 a 0.97. Dessa forma, os principais processos de produção de borracha são por coagulação e por desidratação. O molde é imerso num compósito de látex concentrado e lentamente retirado sob movimentos circulares, para a redistribuição do excesso da emulsão. Em seguida, este dispositivo passa pelo processo de secagem e vulcanização quando, tendo-se em vista o binômio temperatura-tempo, a borracha contida no molde endurece (RIBEIRO; ROSA; ROSA, 2014).

Para obter-se o moldes com as propriedades desejadas a secagem e vulcanização ocorreu em uma estufa sem incidência de luminosidade à temperatura de aproximadamente 60° C.

Após a secagem a placa oclusora está apta a fixação dos sensores e se necessário, repete-se o procedimento para cobrir e fixar dos sensores da forma desejada.

Após vinte minutos, a primeira camada fica completamente seca. Portanto, deve-se imergir novamente o molde no látex e retorna-lo para o local de secagem, repetindo o processo. Decorrido o mesmo tempo, outra camada é adicionada. O sensor, então, deve ser fixado ao molde sobre o látex. Feito isso, três outros banhos são realizados no molde, repetindo os procedimentos de imersão e secagem já citados a fim de criar uma camada protetora e fixadora no sensor.

### 2.3.3 Caracterização

Para a caracterização, foram confeccionadas amostras de três camadas. Os procedimentos foram realizados de duas maneiras: a primeira com a amostra da maneira como foi retirada da estufa e a segunda com uma amostra após ser utilizada por período de dez horas em um teste *in vivo*. Com isso, são esperados resultados que possam trazer alguma informação sobre os efeitos da saliva nas placas.

#### 2.3.3.1 Caracterização por Análise Térmica Simultânea TGA/DSC

O TGA é uma técnica utilizada para monitorar a variação de massa de uma amostra quando submetida a um aumento de temperatura a uma taxa constante. Essa análise foi feita em conjunto com a DSC, que é usada para detectar mudanças físicas ou químicas que são acompanhadas de fluxo de calor.

Nessas análises, foi utilizado um analisador térmico simultâneo da TA Instruments, modelo SDT Q600, na faixa de temperatura ambiente até 700° C sob atmosfera de N<sub>2</sub> (fluxo de 50 mL.min<sup>-1</sup>), utilizando cerca de 10 a 12 mg da camada de látex com uma taxa de aquecimento de 10° C min<sup>-1</sup> em um cadinho de alumina.

#### 2.3.3.2 Caracterização por Microscopia Confocal

Com o intuito de verificar visualmente as características da superfície da camada de látex, a técnica de microscopia confocal foi realizada. Para isso, foi utilizado o microscópio confocal a laser LEXT-OLS4000 (Olympus, Central Valley, PA).

O aparelho possui lentes objetivas de 5x, 10x, 20x, 50x e 100x, fornecendo aumentos na faixa de 108x até 17280. Para as análises realizadas foi usada a lente de 50x, aumentando a imagem em 1080x e a resolução espacial de visão para 256  $\mu\text{m}$ .

## 2.4 Sistema Eletrônico

### 2.4.1 Materiais

Para a montagem do circuito proposto, os seguintes materiais foram utilizados: papel couché, para impressão do circuito; ferro eletrodoméstico sem vapor, para através de

o calor transferir o circuito do papel para a placa de fenolite virgem 10 x 15 cm; percloroeto de ferro F3 para corrosão da placa; acetona para remoção de tinta após corrosão; perfurado para abertura de furos nos locais necessários; estanho 37% de chumbo para fixação de componentes à placa, verniz para placa de circuito impresso (PCI) a fim de evitar oxidação da placa; circuito integrado (CI) 555 Texas Instruments para o funcionamento do circuito no modo astável; chave ON/OFF para alternar modo ativo e inativo do dispositivo, plug J4 para carregar o circuito através de fonte externa de 5 V, motor vibracal de celular, diodo emissor de luz (LED) alto brilho vermelho, buzzer 5 volts, bateria recarregável de 3,7 V, capacitor 470 nF, resistores 62, 100, 560, 1,8K, 180K Ohms, patola plástica para embarcar circuito, ferro de solda 40W e sensor *force sensitive resistors* (FSR) para o primeiro protótipo e *Quantum tunnelling composite*(QTC) para o segundo.

### 2.4.2 O Circuito

O esquemático do sistema descrito é apresentado na Fig. (5). O sensor de pressão que deve ser colocado na boca do paciente é representado por uma carga e identificado como QTC. Os elementos destacados pela caixa retangular são as saídas do sistema, que são os responsáveis pelo *feedback* ao usuário. O resistor R4 é responsável pela sensibilidade do circuito, quanto maior a sua resistência maior será a sensibilidade do sistema, ou seja, menor será a força necessária para o acionamento do circuito. Inicialmente, pretende-se conectar o sensor ao resto do circuito, que será usado como um colar, através de fios. Com o intuito miniaturizar o circuito ele foi implementado em uma placa de circuito impresso (PCI), para que o mesmo pudesse ser embarcado em uma patola plástica para ser fixado ao paciente através de um colar. O esquemático apresentado na Fig. (5) é o montado na PCI.

A forma como as conexões são realizadas no CI555, assim como os componentes usados, garantem seu funcionamento no modo astável. Isso significa que pulsos de ondas quadradas são gerados na saída do CI, possibilitando que este seja usado como um oscilador, que produzirá uma forma de onda periódica na saída do circuito.

Os pulsos gerados são então usados para ativar os três componentes responsáveis por alertar um paciente sobre uma eventual mordida. A frequência desse sinal não é muito importante para o funcionamento do motor ou do LED, mas o Buzzer precisa gerar sons dentro de uma faixa de frequência audível e que não sejam muito incômodos ao paciente. Sendo assim, a frequência a se gerada pelo 555 foi calculada usando a Eq. (2.4):

$$f = \frac{1,45}{(R_1 + 2R_2)C_1} \quad (2.4)$$

Uma frequência de 8 Hz foi escolhida por soar mais agradável e não ser alta a ponto de não ser escutada por alguns pacientes. Para garantir que o circuito pudesse emitir beeps,



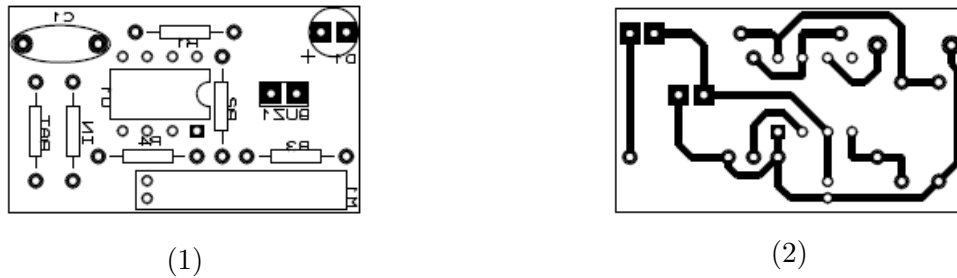


Figura 6 – (1) Disposição dos componentes de circuito impresso. (2) Layout da placa.

damente trinta segundos, então o papel couché foi colocada sobre a placa com a impressão virada para a mesma. Com o ferro elétrico a uma temperatura de 100° C foram feitos movimentos circulares sobre a folha de papel couché por aproximadamente quinze minutos. Tempo suficiente para a impressão ser transferida da folha para a placa. O papel foi retirado da placa em água corrente. Cortou-se a placa na dimensão desejada sem que houvesse danificação do sistema. Para corrosão foi feita uma solução com 400 g de perclorato de ferro e 1 L de água morna. Imergiu-se a placa nessa solução e em aproximadamente 30 minutos o cobre havido sido corroído com exceção do local onde estava impresso o circuito. Com o auxílio de um abrasivo foi retirada a tinta da impressão, restando na placa apenas a trilha de cobre, responsável pela condução entre os componentes, e o fundo em fenolite.

A placa foi perfurada nos locais designados, envernizada e com o auxílio do ferro de solda e estanho os componentes soldados conforme o esquemático.

Depois de finalizada, a placa foi embarcada na patola, assim como a chave on/off e o plug jack j4 para carregamento da bateria. A placa tem dimensões de 3.6 cm de comprimento por 2.1 cm de largura aproximadamente.

## 2.5 Análises de eletromiografia (EMG)

### 2.5.1 Sistema do EMG

A avaliação da atividade muscular foi realizada através do registro eletromiográfico dos músculos masseter esquerdo (ME) e direito (MD). Um eletromiógrafo Delsys Bagnoli-2 (DelSys Inc., Boston, MA, EUA) foi utilizado para aquisição dos dados, fornecendo um ganho de 1000 V/V e uma filtragem passa banda nas frequências de 20 a 450 Hz. Esses sinais foram convertidos para o domínio digital e interfaceados a um computador com sistema operacional Windows XP (Microsoft, EUA) através de uma placa conversora analógico-digital USB-6009 DAQ Device (National Instruments, EUA) de 14 bits de resolução e taxa de amostragem de 48k Amostras/s. O software LabView® (National Instruments) foi utilizado para gravar os dados obtidos em um arquivo de texto para que

pudessem ser posteriormente tratados pelo software Matlab® (The MathWorks, Natick, MA, USA).

Foram utilizados eletrodos de superfícies ativos DE-2.1 EMG Sensor (DelSys Inc., Boston, MA, EUA). Eles foram colocados a aproximadamente 2 cm do ângulo da mandíbula, na porção medial do músculo e no sentido anteroposterior paralelamente às fibras musculares. Essa região foi previamente depilada e higienizada com algodão embebido em álcool etílico. Para fixa-los, fitas adesivas para os eletrodos foram utilizados. Além disso, fitas hipoalergênicas foram usadas para ajudar nessa fixação e impedir ruídos provenientes da movimentação dos cabos. Um eletrodo de superfície bipolar passivo de Ag/Cl (Meditrace 100 - Kendall, Chicopee, MA) foi colocado sobre a região de proeminência da sétima vértebra cervical como referência.

### 2.5.2 Análise da Eletromiografia

Os registros foram simultâneos e bilaterais, com os dois canais do EMG correspondendo aos músculos estudados. Foi solicitado aos indivíduos que durante a realização dos testes para permanecerem sentados em uma cadeira com suporte para a região das costas, com postura ereta, os braços apoiados nas pernas, as plantas dos pés apoiados em um piso de borracha, membros relaxados e mandíbula em posição paralela ao solo. Esse procedimento pode ser visto na Fig. (7).

O protocolo realizado foi um ensaio de contração voluntária isométrica máxima (CVIM) que é realizada da seguinte forma: após 10 segundos de repouso, contração com força máxima é iniciada e mantida por 5 segundos.

### 2.5.3 Modelo Dinâmico

Para o desenvolvimento de um modelo matemático que possa representar o comportamento dinâmico da mordedura possui um alto grau de complexidade (quadro típico de sistemas fisiológicos). Com isso, o uso da metodologia descrita na introdução desse artigo e considerando restrições como foco específico de análise – que são amplitude e pressão. O modelo aplicável para análises nesse sistema, visando um estudo não paramétrico de modo a analisar a dinâmica desse sistema bio-inspirado e correlacionar com as curvas EMG do paciente. Este realizará exames contínuos para verificar se há alguma alteração ao longo do tempo da pressão aplicada e o EMG.

O fenômeno do modelo que permite apresentar a dinâmica do sistema, em termos das variáveis capturadas são a pressão da mordida que representa respectivamente: i) força transmitida entre os dentes superiores e inferiores que se propagam na região da musculatura facial. A fim de facilitar a modelagem serão feitas as seguintes hipóteses simplificadoras: a) a relação de transmissão dos dentes são supostas uniforme ao longo

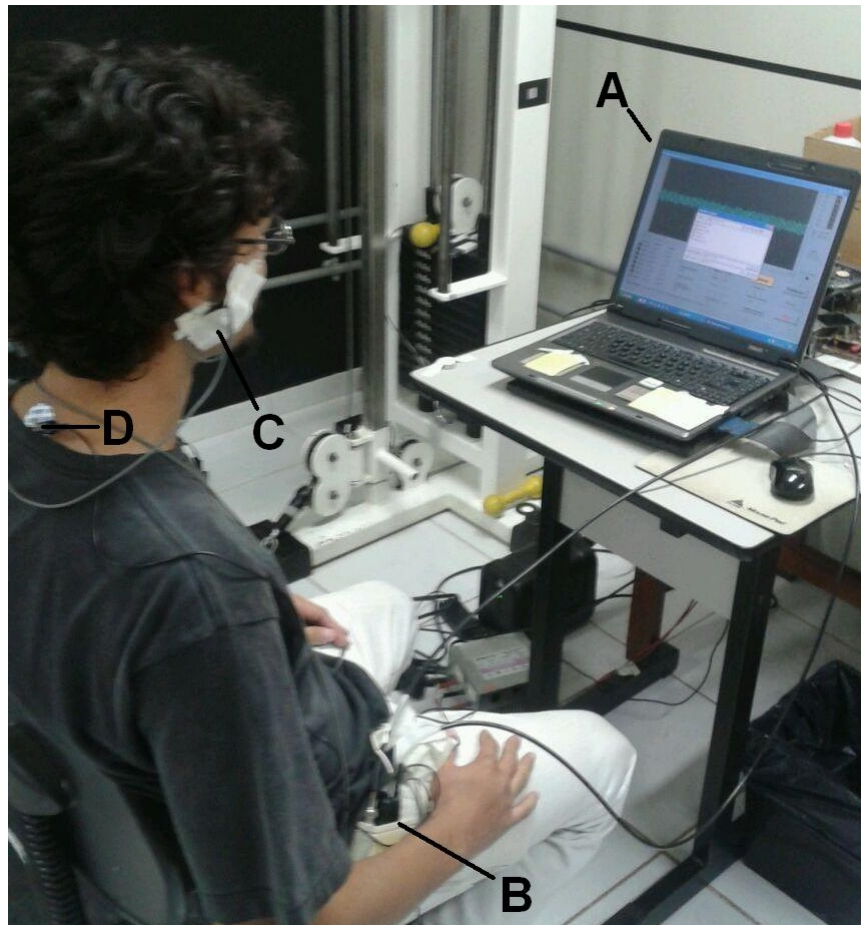


Figura 7 – Procedimento de aquisição dos sinais de EMG. (A) computador para análise e armazenamento dos dados coletados. (B) Eletromiógrafo Delsys. (C) Eletrodo fixado com esparadrapo. (D) Eletrodo para referencia localizado na coluna vertebral.

do comprimento; b) os músculos são parâmetro concentrado; c) os elementos mecânicos inerentes desse sistema possuem valores desprezíveis em relação à pressão da mordida; d) o movimento analisado é translacional em  $x$  – sem deflexões, vibrações, distúrbios; e) a influência dos órgãos circundantes é desprezada; f) o valor da saída atual depende não somente das entradas atuais mas também de seus valores passados. Há causalidade do sistema, que implica o fato de as funções de transferência identificadas serão bipróprias ou estritamente próprias.

Aparecendo aqui estimulado por sinais externos, mordida e seu tempo, que podem ser controlados pelo usuário a entradas  $u(t)$ , enquanto os que não podem ser manipulados são chamados de distúrbios ou perturbações  $v(t)$  – nesse modelo desprezado. Os sinais em que o observador está interessado são chamados de saídas  $y(t)$  – sinal de pressão e EMG.





## 3 Resultados

### 3.1 Caracterização da Placa Oclusora

A placa oclusora obtida é mostrada na Fig. (8). O molde apresentou uma consistência semelhante a uma placa convencional de silicone, mas muito mais maleável. Houve a formação de bolhas em alguns pontos, mas nenhum buraco.

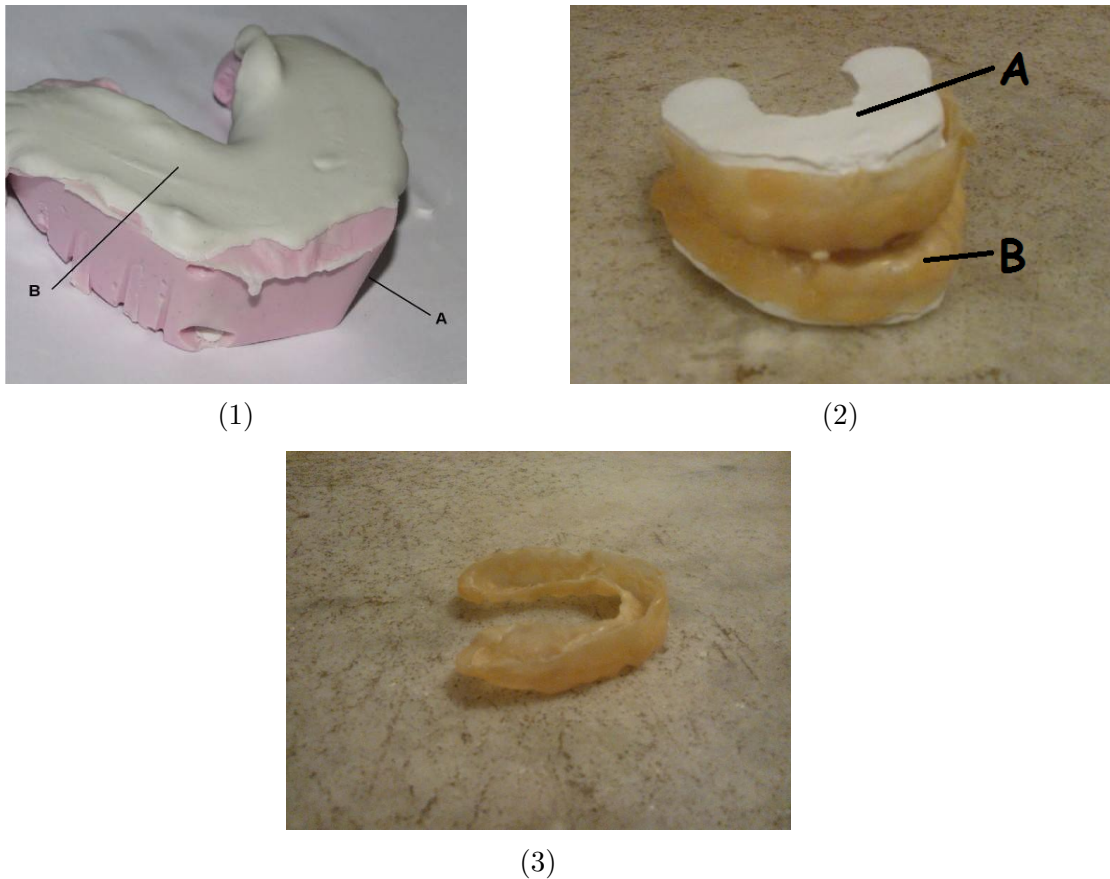


Figura 8 – (1) Molde negativo em alginato (A). Molde positivo em gesso pedra(B). (2) Modelo de arcada dentária com o molde de látex. (A) Molde positivo em gesso. (B) Placas confeccionadas em látex. (3) Molde de látex no qual será embutido o sensor de pressão.

O resultado das análises térmicas é apresentado na Fig. (9), obtida através do equipamento citado anteriormente SDT Q600. A curva em verde é referente à TGA, enquanto que a azul, conhecida como DTG, representa a sua primeira derivada. A curva vermelha, por sua vez, mostra o resultado da DSC.

Nota-se uma perda de massa de aproximadamente 4% entre 25° e 290° C. Na etapa seguinte, observa-se uma grande perda, com cerca de 93,6%. Por fim, o resíduo após a completa degradação do polímero está por volta de 3%.

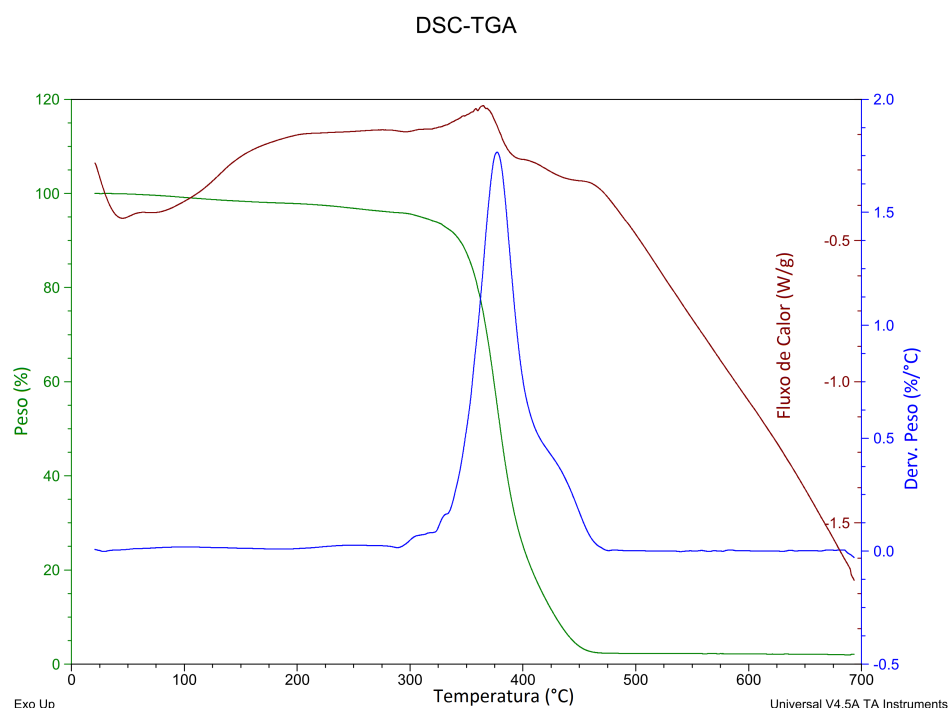


Figura 9 – Curvas dos resultados das análises de TGA e DSC. TGA ,em verde, apresenta uma queda de 93,6% a partir de 290° C, DTG, em azul, é a diferenciação da TGA e DSC em vermelho, seus picos positivos indicam processo exotérmico.

Na curva do DSC, pode-se notar logo no início da análise um pico endotérmico largo que se estende até a temperatura de 200° C. Na sequência, são observados três picos exotérmicos, estando todos relacionados à degradação das cadeias poliméricas do isopreno.

Na Figura (10), as mesmas análises térmicas são apresentadas, mas dessa vez sobre a amostra de teste em saliva. Diferente do obtido na Fig. (9), pode-se observar pela curva de TGA/DTG uma variação mais brusca de massa no intervalo de 25° a 100° C.

Na curva de DSC, por sua vez, percebe-se uma grande diferença entre o pico endotérmico inicial aqui apresentado com o anterior.

A Figura (11) apresentada a seguir contém os resultados da microscopia confocal nas duas amostras analisadas. Como pode ser observado, houve uma mudança considerável na estrutura da amostra.

## 3.2 Funcionamento do Circuito

O consumo médio de corrente do circuito é de aproximadamente 50 mA, enquanto que o valor máximo que o oscilador utilizado pode fornecer é de 200mA.

À medida que for sendo utilizada, o valor de tensão da bateria decrescerá. A

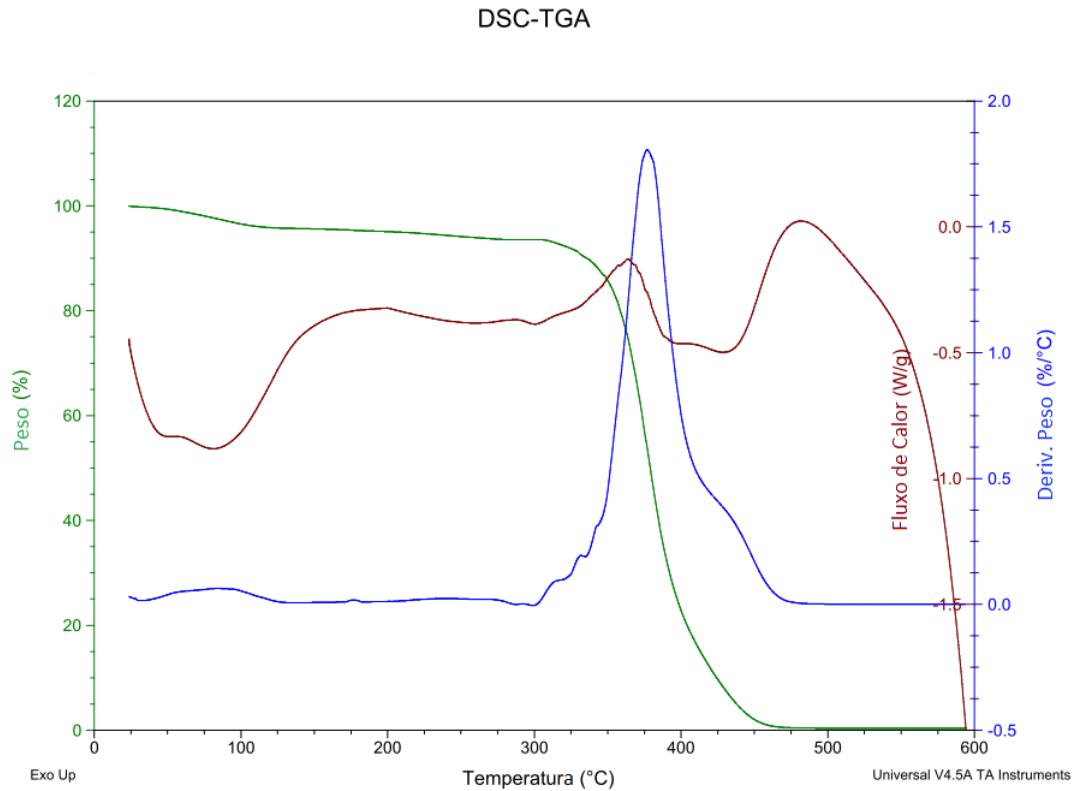


Figura 10 – Curvas dos resultados das análises de TGA e DSC para a amostra do teste em saliva. As principais diferenças com o gráfico anterior são o fluxo de calor e a perda de massa à baixas temperaturas.

princípio, isso não afeta seu comportamento, mas em algum momento esse valor de tensão não será mais suficiente para garantir que o oscilador utilizado funcione como esperado. Dessa forma, foi observado que em um valor próximo de 1.6V o circuito começa a emitir o feedback, independente de o sensor estar pressionado ou não.

Em um primeiro protótipo foi utilizado o sensor *Force Sensitive Resistor* (FSR), que apresentou uma boa resposta na variação da resistência em relação ao apertamento dentário. Para caracterização e obtenção da curva do sensor utilizado no primeiro teste, FSR, implementou-se o circuito de modo que fosse possível a aferição da tensão e corrente presentes no sensor, conforme ocorresse a variação de pressão sobre ele, sua corrente aumentava e sua tensão diminuía. Dessa forma em um primeiro momento apresentou-se características de circuito aberto, com a resistência do sensor ultrapassando 20M  $\Omega$ . Conforme aumentava a pressão sobre o sensor sua resistência diminuía tendendo a zero, consequentemente sua tensão também era reduzida e a corrente aumentava se comportando como circuito fechado. Com os dados de corrente e tensão analisados através da variação da pressão foi obtida a curva característica do sensor FSR, que pode ser observada na Fig. (12.1). Para determinar o quão próximo de uma reta o gráfico chegou, na Fig. (12.2) é mostrada a regressão linear dos dados obtidos e um gráfico com os erros (resíduos) de cada segmento.

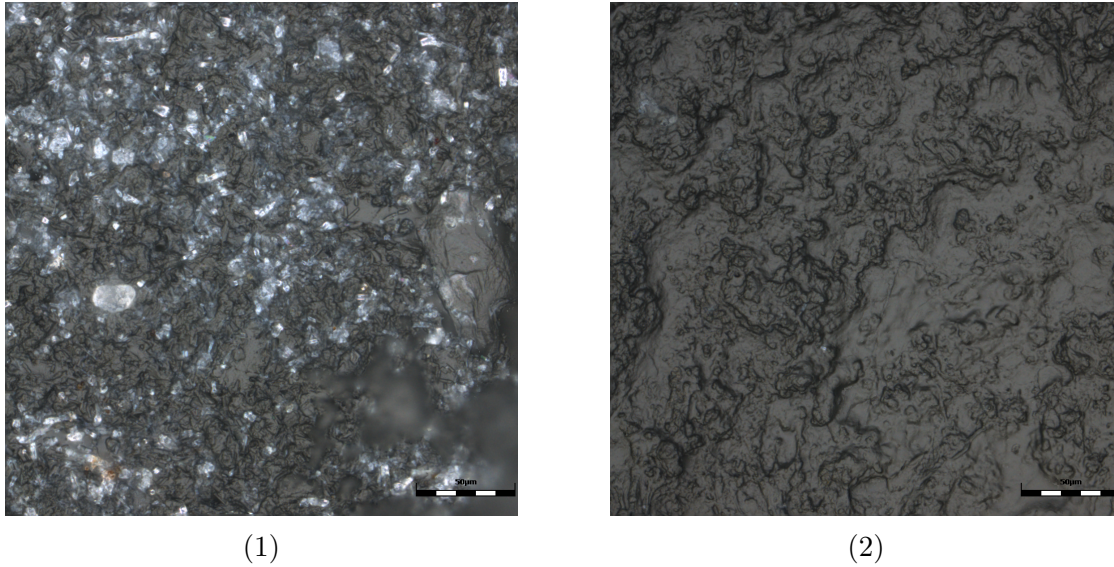


Figura 11 – (1) Imagem com a amostra sem saliva. (2) Imagem com a amostra com saliva

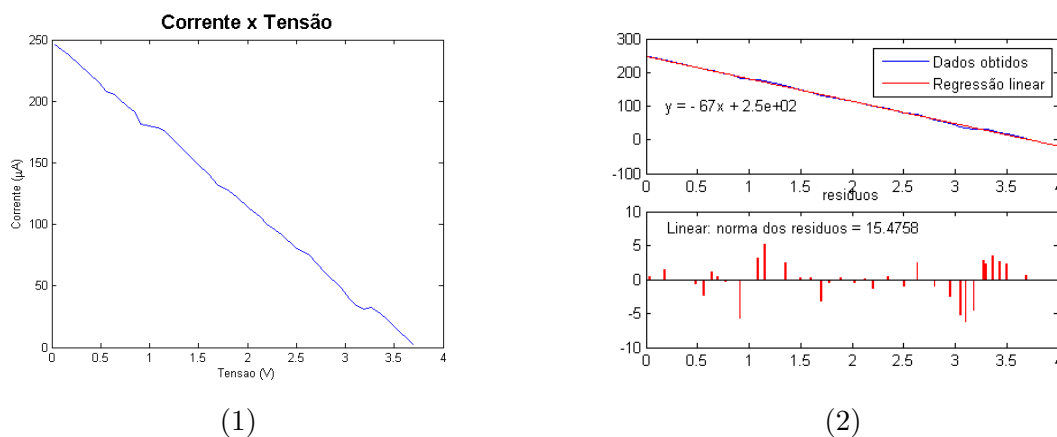


Figura 12 – (a) Curva característica do sensor FSR utilizado. Em um primeiro momento apresenta característica de circuito aberto, após a aplicação de uma pressão, sua resistência diminui até o ponto em que se comporta como curto circuito. (b) a regressão linear dos dados obtidos e erros de cada segmento.

Porém apesar de atender a necessidade funcional, a ergonomia da placa oclusora não se mostrou confortável e segura, visto que o sensor em questão apresentava dimensões e formato desfavorável para a utilização intrabucal, sendo assim a ferramenta não seria utilizado de forma correta, devido a desconforto proporcionado o usuário, diminuindo ou invalidando a funcionalidade do dispositivo.

Com a intenção de otimizar a ergonomia da placa, assim deixando o usuário mais confortável em usá-la e consequentemente aumentando a eficácia do dispositivo, um novo sensor, pouco explorado porém com dimensões e respostas bem favoráveis a essa aplicação foi utilizado.

O *quantum tunnelling composite* (QTC), possuindo as dimensões de 3,70x3,75 mm e 1,00 mm de espessura, foi o sensor utilizado no segundo protótipo. A caracterização do

sensor através de sua curva de resistência em resposta a pressão pode ser vista na Fig. (13).

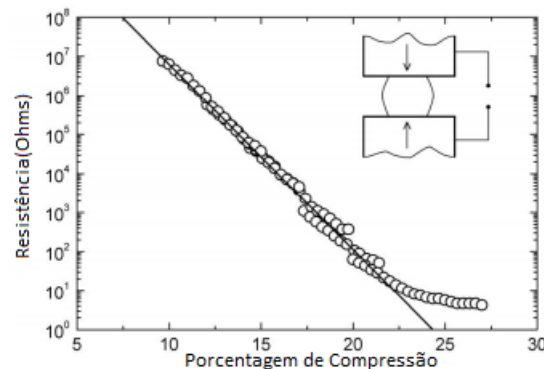


Figura 13 – Curva característica do sensor QTC utilizado no segundo protótipo. Apresentou o comportamento bastante semelhante ao do sensor utilizado no primeiro protótipo, porém com uma melhor ergonomia [Fonte: (AMARASINGHE; KULASEKERA; PRIYADARSHANA, 2013)].

O circuito foi colocado dentro de uma caixa plástica denominada patola com 6.2 cm de comprimento, 4.2 cm de largura e 2.5 cm de altura, como mostrado na Fig. (14) a seguir. Com o intuito de impedir que haja o consumo desnecessário da bateria quando o circuito não estiver sendo usado e proporcionando ao usuário a opção de ativar e desativar o dispositivo, uma chave de liga/desliga foi adicionada aprimorando a sua usabilidade.



Figura 14 – Circuito finalizado, já embarcado na patola. (A) Jack j4 para alimentação da bateria. (B) Chave on/off. (C) Motor vibracal. (D) Bateria recarregável. (E) Placa de circuito impresso com os componentes (resistores, circuito integrado, buzzer, led e capacitor).

O dispositivo final, a placa com o QTC incorporado e as conexões estabelecidas pode ser visto na Fig. (15). Existe um fio de saída para cada QTC, o que aumenta a área de monitorização, possibilitando identificar qual o ponto de pressão. Além disso, todos eles dividem a mesma referência. Vale ressaltar, entretanto, que a aplicação do dispositivo não será monitorar o ponto específico de pressão, mas sim a aplicação de pressão em si.

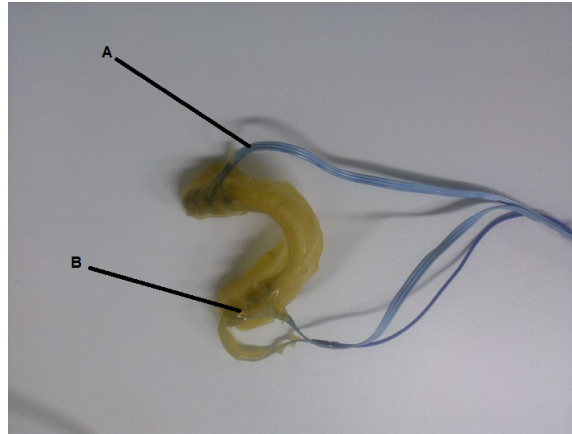


Figura 15 – (A) Fios para conexão com o circuito da patola. (B) Placa oclusora de látex com os QTC já incorporados.

### 3.3 Modelo Matemático por Identificação Computacional

Os sinais de EMG utilizados são mostrados na Fig. (16) a seguir. Cada janela representa um sinal, com as linhas em azul para o MD e verdes para ME. Os dados estatísticos observados são apresentados na Tab. (2). Por causa do longo período de repouso muscular, a média de todos os sinais foi igual a zero.

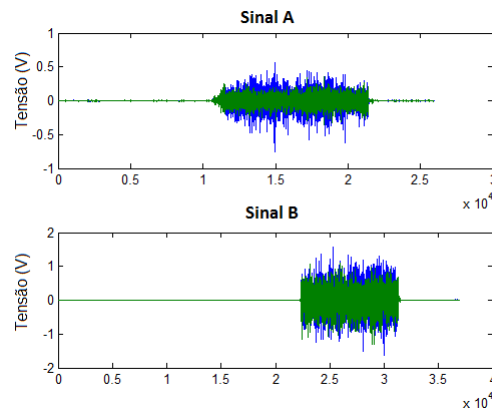


Figura 16 – Sinais de EMG cada janela representa um sinal(Sinal A e Sinal B), com as linhas em azul para o MD e verdes para ME. O eixo horizontal representa o valor da tensão obtida no tempo.

Sinal	Músculo	Desvio Padrão	Valor Mínimo	Valor Máximo
Sinal A	MD	0.1962	-1.616	1.588
	ME	0.1483	-1.318	1.094
Sinal B	MD	0.07064	-0.752	0.5566
	ME	0.04361	-0.3516	0.3564

Tabela 2 – Dados estatísticos obtidos nas capturas do EMG.

A Figura (17.1) apresenta os sinais de entrada (domínio do tempo) para aperta-



mento durante 5 segundos e para sinal de saída coletado pelo EMG do lado direito e esquerdo, sendo que foi calculado uma média simples entre eles e normalizado. Na Figura (17.2) é apresentado o periodograma dos sinais, que fornece uma estimativa para suas densidades espectrais de potência (DEP). Dessa forma, a área sob a curva de DEP dentro de uma faixa de frequências fornece a potência do sinal nesse intervalo. A Figura (17.1), por sua vez, contém o gráfico da resposta em frequência dos sinais, através de uma estimativa empírica de função de transferência (ETFE).

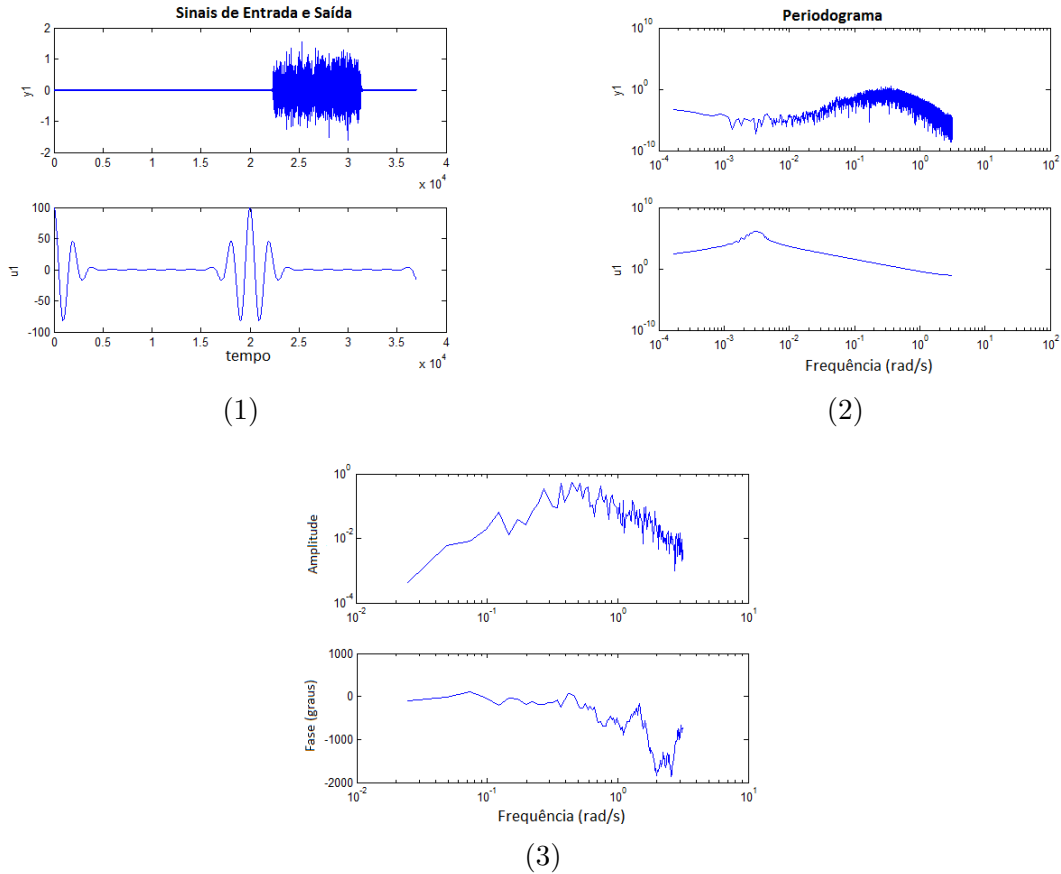


Figura 17 – (1) Sinais de entrada para apertamento durante 5 segundos e para sinal de saída coletado pelo EMG do lado direito e esquerdo. (2) Periodograma dos sinais, que fornece uma estimativa para suas DEP. (3) Resposta em frequência dos sinais, através de uma ETFE.

O periodograma é um método não paramétrico de estimação da DEP que se torna mais errático à medida que o número de amostras do sinal cresce. Dessa forma, outras estimativas são apresentadas. Na Figura (18.1), é apresentado um resultado para o método de covariância modificado. Esse método paramétrico tenta modelar o sinal de modo autoregressivo (AR) para estimar seus parâmetros, sempre minimizando os erros de previsão. Na Figura (18.2) foi usado um método de subespaços, que se baseia na estimação de componentes de frequência. Vale notar que este método, apesar de identificar bem as componentes de frequência, não representa uma estimativa real da DEP. De qualquer forma, como pode ser observado, esses métodos forneceram uma estimativa mais suave

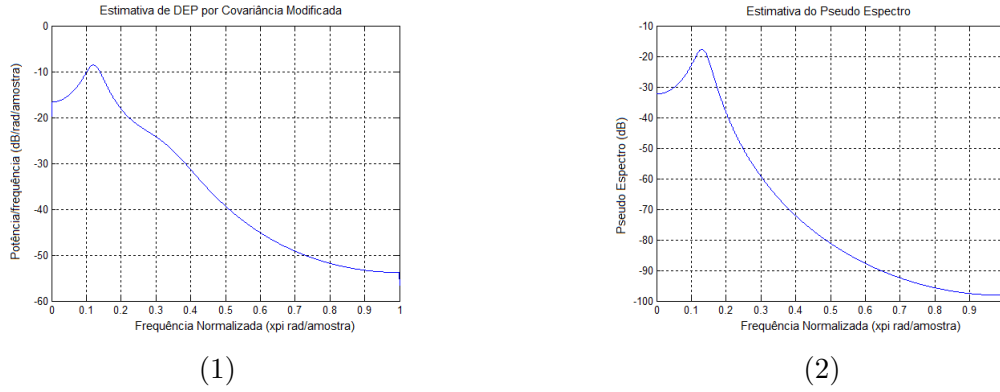


Figura 18 – (1) Resultado para o método paramétrico de covariância modificado. Auto-regressivo para estimar seus parâmetros, sempre minimizando os erros de predição. (2) Foi usado um método de subespaços, que se baseia na estimação de componentes de frequência, esses métodos forneceram uma estimativa mais suave da DEP do sinal.

da DEP do sinal.

Para a identificação do sistema, foi usado um modelo de espaço de estados de quarta ordem. O método utilizado foi o PEM (Prediction Error Minimization). A Figura (19) mostra a saída do modelo obtido (em azul) em comparação com os dados reais medidos. Como se pode observar na imagem, o modelo se aproximou significativamente do modelo real, com cerca 80.5%.

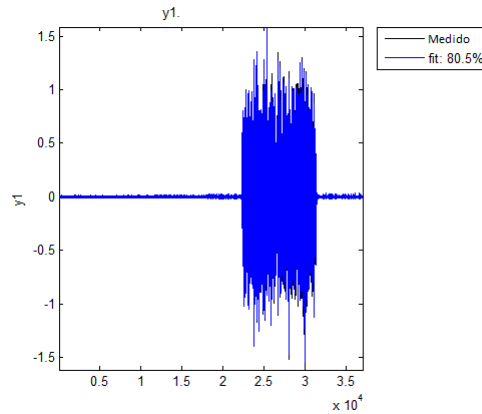


Figura 19 – Saída do modelo obtido, em azul, em comparação com os dados reais medidos. O modelo se aproximou significativamente do modelo real, com cerca 80,5%.

A análise quantil-quantil (q-q) é utilizada para visualizar a adequação da distribuição de frequência dos dados a uma distribuição de probabilidade. Na Figura (20), é possível observar a distribuição de dados coletados de dois indivíduos ao realizarem o protocolo citado de onze mordidas em um intervalo de cento e dez segundos, é possível notar que como os dados pertencem a indivíduos distintos e levando em conta que há pequenas diferenciações de posicionamento dos eletrodos, a distribuição apresentada não



é linear.

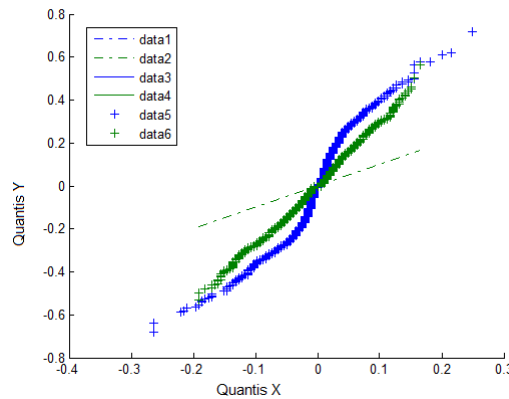


Figura 20 – Quantil-Quantil(q-q) apresentando a distribuição de dados coletados de dois indivíduos. Nota-se a não linearidade do gráfico devido à distribuição de dados ser distinta entre a coleta do dois indivíduos.

Para uma melhor visualização e compreensão dos EMGs feitos com os testes e protocolos já citados, gerou um gráfico 3D, onde intensidade da força aplica é representado por uma cor diferente sendo assim facilmente identificados os ponto desejáveis. Para cada individuo foi traçado um gráfico designado como sinal A e B , como pode ser visto na Fig. (21).

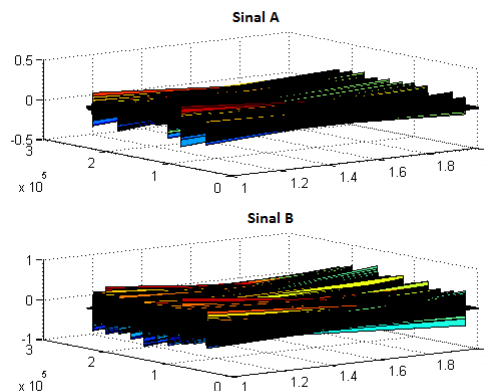


Figura 21 – Gráfico 3D dos sinais de EMG coletados, facilmente visualizando-se pontos de maior pressão e relaxamento através da alteração de coloração por ponto no gráfico. Sendo sinal A e B coletados de indivíduos distintos.

Na figura (22) é possível ainda analisar o gráfico de barras da dispersão da matriz de dados do sinal e através do histograma é possível analisar uma grande quantidade de dados quantitativos agrupados em uma classe de frequência, assim sendo possível analisar a forma, o ponto central e a distribuição, além da amplitude e simetria da distribuição dos dados coletados no EMG. O histograma do EMG é uma combinação do Zero Crossings e Amplitude de Willison, pelo fato de o trabalho muscular alcançar níveis altos em relação à linha de base.

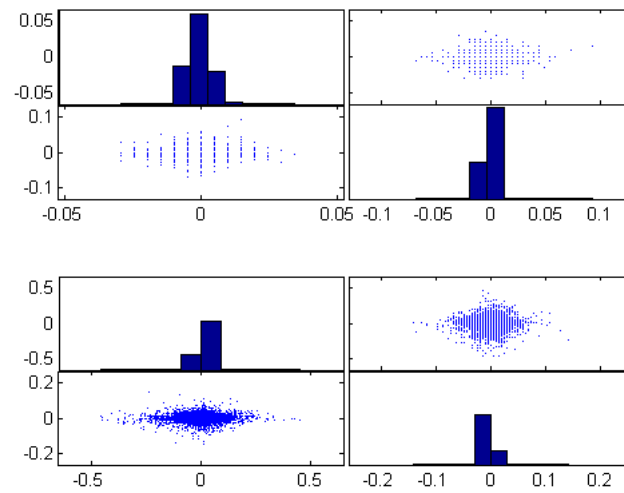


Figura 22 – Gráficos de barra e histogramas da matriz de dados do sinal. Os vetores obtidos a partir do histograma representa a frequência que o sinal eletromiográfico atinge múltiplos níveis de amplitude. A sua implementação se dá pela criação de uma faixa simétrica de amplitude sobre uma linha base padrão e subdividi-la em níveis. Dessa forma é possível calcular a frequência com que o sinal eletromiográfico estabelece.

## 4 Discussões

### 4.1 Placa Oclusora de Látex

Como observado na Fig. (9), a análise TGA entre 25 e 300° C apresentou uma baixa perda de massa. Essa variação de massa foi bem suave, como pode ser percebido pela baixa variação na DTG nesse intervalo. Acredita-se que isso ocorreu devido ao tratamento térmico do látex em estufa, em que os componentes de baixa estabilidade térmica podem ter evaporado ou se ligado mais fortemente às partículas de borracha (AGOSTINI, 2009). O fato de o látex usado ser bi-centrifugado também contribui para esse comportamento.

Pode-se notar pela DTG que a maior perda de massa começou a 300° C, após o início da pirólise do polímero. Como obtido por Agostini (2009), foi observada uma variação no DTG à aproximadamente 420° C, indicando a degradação de cadeias poliméricas termicamente mais estáveis.

O pico endotérmico observado no início da curva DSC pode ser usado para determinar o grau de cristalinização de um elastômero (no caso, do látex). Nessa faixa de temperatura, os cristais começam a derreter, fornecendo informações importantes sobre tamanho e grau de perfeição do cristal e grau de cristalinidade do elastômero. Pode-se perceber, entretanto, que o pico não foi inteiramente capturado pela análise. Dessa forma, outra análise de DSC com uma faixa maior de temperatura seria necessária para uma análise mais aprofundada.

De qualquer forma, o pico aparenta ter uma largura considerável, indicando tamanho e grau de perfeição dos cristais também consideráveis. Essa é uma importante característica a ser observada no desenvolvimento da placa oclusora de látex, visto que o grau de cristalinização pode ter influências significativas nas suas propriedades mecânicas, de forma que quanto melhores forem estas, menores serão as chances da placa se romper.

A Figura (10), por sua vez, é parecida com a Fig. (9), mas com algumas diferenças que trazem informações sobre o impacto da saliva na placa oclusora de látex. Primeiramente, pode-se perceber pelas curvas de TGA e DSC que existem perdas de massas mais acentuadas no intervalo inicial até 300° C. Acredita-se do fato ter sido causado pela saliva, que provocaria um enfraquecimento das ligações das partículas de borracha, reintroduzindo assim componentes antes ligados a essas partículas.

A curva de DSC também apresenta uma diferença no primeiro pico endotérmico, que nesse caso se tornou menor e mais estreito. O fato sugere que a saliva tem um efeito negativo no grau de cristalinização da camada de látex.

Na Figura (11) são mostrados resultados semelhantes aos encontrados em [Agostini \(2009\)](#). Na imagem da Fig. (11.1) nota-se a presença de partículas de borracha e uma maior homogeneidade. A Figura (11.2), por sua vez, apresenta uma estrutura não muito uniforme e visivelmente irregular, corroborando com o resultado da curva de DSC.

O molde de látex, devido a sua maleabilidade, pode ser usado sem desconforto. O fato de haver algumas bolhas formadas em seu corpo não é um fator de grande relevância para esse projeto, visto que o importante aqui é que o molde não se rompa. Os procedimentos relativos à produção do molde de látex pode ser otimizado se durante a confecção do molde de gesso a superfície em que ele é apoiado seja agitada, mas aplicação em questão a placa oclusora obtida atende aos requisitos.

## 4.2 Sistema Eletrônico

O circuito apresentou baixa complexidade, facilitando assim a sua reprodução, baixo consumo e, por causa da bateria utilizada, um longo tempo de vida. Além disso, a corrente que é exigida para o funcionamento está dentro do que pode ser fornecido pelo CI 555. O fato de o circuito ser acionado sem interferência do usuário quando a tensão da bateria estiver abaixo de determinado valor pode ser usado para indicar quando a mesma deve ser recarregada.

O posicionamento mais adequado para a fixação do sensor na placa foi sobre a região dos molares inferior, devido ao local apresentar superfície mais plana, propiciando assim uma melhor fixação do sensor e reduzindo a movimentação dele sobre a arcada dentária do usuário. O dispositivo possui sensibilidade variável, que é regulada pelo resistor R4 do esquemático (Fig. 5) que caso seja julgado necessário, o mesmo pode ser substituído por um dispositivo de resistência variável, para se ajustar a sensibilidade como desejada.

A placa oclusora com os QTC se mostrou confortável e funcional, alertando o usuário quando algum apertamento dentário ocorresse. O efeito negativo da saliva sobre a placa, entretanto, sugere que esta não seja usada continuamente por vários dias, talvez sendo necessário uma substituição. Além disso, em alguns momentos pode-se perceber que o circuito foi acionado sem nenhuma pressão aplicada. Acredita-se que o fato pode ter sido causado pela porosidade da placa de látex, que permite a passagem de saliva e então causando um acionamento indevido do circuito. Uma solução para isso pode ser um tratamento térmico que permite maior uniformidade ([AGOSTINI, 2009](#)) ou alguma maneira de isolar de forma mais eficaz o sensor.

## 5 Conclusão

O presente trabalho apresentou um novo dispositivo de tratamento de DTMs através do método da mitigação dos hábitos parafuncionais de apertamento dentário durante o dia. Acredita-se que essa solução fará com que haja uma reeducação do paciente, possibilitando o tratamento do bruxismo, comumente conhecido como bruxismo diurno. Como isso, certas consequências oriundas dos distúrbios na mastigação podem ser evitadas.

Futuros estudos são necessários para determinar uma maneira de evitar o contato da saliva com os sensores, já que os resultados obtidos sugerem que a placa não pode ser usada por longos períodos devido que sua porosidade possibilita esse contato.

Além disso, com o intuito de tornar o dispositivo mais comercial, deve-se levar em conta a possibilidade de usar uma tecnologia sem fio, que proporcionará maior conforto ao usuário, assim aumentando o tempo de uso por parte do mesmo e consequentemente otimizando os efeitos do dispositivo de tecnologia assistiva.

São necessários, ainda, testes de eficiência do dispositivo, realizando coletas e análises de EMG em indivíduos com DTM antes e depois do uso dessa placa, para a averiguação da ocorrência da reeducação mastigatória.



## Referências

- AGOSTINI, D. L. D. S. *Caracterização dos constituintes do látex e da borracha natural que estimulam a angiongênese*. Dissertação (diploma thesis) — Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho (UNESP), Bauru - President Prudente, 2009. Citado 2 vezes nas páginas 53 e 54.
- ALVES, M. *Estudo da borracha natural para utilização em períodos de entressafra num mesmo composto*. Tese (Doutorado) — Tese de Doutorado, Faculdade de Engenharia Química, Universidade Estadual de Campinas, 84p, 2004. Citado na página 32.
- AMARASINGHE, Y.; KULASEKERA, A.; PRIYADARSHANA, T. Quantum tunneling composite (qtc) based tactile sensor array for dynamic pressure distribution measurement. In: IEEE. *Sensing Technology (ICST), 2013 Seventh International Conference on*. [S.l.], 2013. p. 1–4. Citado 2 vezes nas páginas 14 e 47.
- BRANCO, R. S. et al. Frequência de relatos de parafunções nos subgrupos diagnósticos de DTM de acordo com os critérios diagnósticos para pesquisa em disfunções temporomandibulares (RDC/TMD). *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial*, scielo, v. 13, p. 61 – 69, 04 2008. ISSN 1415-5419. Citado na página 25.
- DONNARUMMA, M. D. C. et al. Disfunções temporomandibulares: Sinais, sintomas e abordagem multidisciplinar. *Revista CEFAC*, v. 12, n. 5, p. 788–794, Set-Out 2010. Citado na página 25.
- FRADE, M. A. C. *Úlcera de perna: caracterização clínica e perfil imunohistopatológico da cicatrização na presença da biomembrana de látex natural da seringueira Hevea brasiliensis*. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2003. Citado na página 33.
- FRADE, M. A. C. et al. Management of diabetic skin wounds with a natural latex biomembrane. In: *Medicina Cutânea Ibero Latino Americana*. [S.l.: s.n.], 2004. v. 32, n. 6, p. 157–162. Citado na página 33.
- GONZÁLEZ, C.; LANTADA, A. D. A wearable passive force sensor powered by an active interrogator intended for intra-splint use for the detection and recording of bruxism. In: IEEE. *Pervasive Computing Technologies for Healthcare, 2009. PervasiveHealth 2009. 3rd International Conference on*. [S.l.], 2009. p. 1–4. Citado na página 26.
- KATO, T. et al. Bruxism and orofacial movements during sleep. *Dental Clinics of North America*, v. 45, n. 4, p. 657 – 684, October 2001. Citado na página 26.
- LACHAT, J. et al. Morphological and biochemical studies of biocompatibility of a membrane manufactured from the natural latex of hevea brasiliensis. *Acta Microsc*, v. 6, p. 758–9, 1997. Citado na página 33.
- LANTADA, A. D. et al. Novel system for bite-force sensing and monitoring based on magnetic near field communication. *sensors*, Molecular Diversity Preservation International, v. 12, n. 9, p. 11544–11558, 2012. Citado na página 26.

MACEDO, C. R. d. Bruxismo do sono. *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial*, scielo, v. 13, p. 18 – 22, 04 2008. ISSN 1415-5419. Citado na página 26.

MOLINA, O. F. et al. Oral jaw behaviors in tmd and bruxism: a comparison study by severity of bruxism. *Cranio: The Journal of Craniomandibular Practice*, v. 19, p. 114 – 22, 04 2008. Citado na página 26.

MRUÉ, F. Reparo de lesões parciais do esôfago cervical utilizando biomembrana de látex natural com polilisina. *Monografia do exame de qualificação, Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 33p*, 2000. Citado 2 vezes nas páginas 32 e 33.

MRUE, F. et al. Evaluation of the biocompatibility of a new biomembrane. *Materials Research*, SciELO Brasil, v. 7, n. 2, p. 277–283, 2004. Citado 2 vezes nas páginas 32 e 33.

NORDLANDER, J.; GALLIA, L.; BURMAN, D. *Method and apparatus for sensing and treating bruxism*. Google Patents, 1992. US Patent 5,078,153. Disponível em: <<http://www.google.ca/patents/US5078153>>. Citado na página 26.

NUSSENZVEIG, H. M. *Curso de Física Básica*. 1 ed. ed. São Paulo: Editora Blucher, 1998. v. 4. Citado na página 29.

O'CONNELL, B.; MCAULIFFE, P. Development of wireless bruxism monitoring device based on pressure sensitive polymer. Elsevier, 2010. Citado na página 26.

OLIVEIRA, J. A. A. de et al. Miringoplastia com a utilização de um novo material biossintético. *Rev Bras Otorrinolaringol*, SciELO Brasil, v. 69, n. 5, p. 649–55, 2003. Citado na página 33.

PAULO, N. M. et al. Biomembrana de látex natural (*hevea brasiliensis*) com polilisina a 0, 1% para herniorrafia perineal em um cão. *Acta Scientiae Veterinariae*, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, v. 33, n. 1, p. 79–82, 2005. Citado na página 33.

PERATECH. About peratech. In: \_\_\_\_\_. 2014. Disponível em: <<http://www.peratech.com/about-peratech.html>>. Acesso em: 8 mai. 2015. Citado na página 31.

PERATECH. Qtc material science. In: \_\_\_\_\_. 2014. Disponível em: <<http://www.peratech.com/qtc-science.html>>. Acesso em: 8 mai. 2015. Citado 2 vezes nas páginas 13 e 31.

PERATECH. Qtc material technology. In: \_\_\_\_\_. 2014. Disponível em: <<http://www.peratech.com/qtc-technology.html>>. Acesso em: 8 mai. 2015. Citado 2 vezes nas páginas 13 e 31.

PINHO, E. D. Uso experimental da biomembrana de látex na reconstrução conjuntival. *Arquivos Brasileiros Oftalmologia*, SciELO Brasil, v. 67, p. 27–32, 2004. Citado na página 33.

PORTERO, P. P. et al. Placas oclusais no tratamento da disfunção temporomandibular (dtm). *Revista Gestão e Saúde*, v. 1, n. 1, p. 36 – 40, 2009. ISSN 1984-8153. Citado na página 26.



- QUINTO, C. A. Classificação e tratamento das disfunções temporomandibulares: qual o papel do fonoaudiólogo no tratamento dessas disfunções? *Revista CEFAC*, v. 2, n. 2, 2000. Citado na página 25.
- RAMFJORD, S.; ASH, M. M. *Oclusão*. 3 ed. ed. Rio de Janeiro: Interamericana, 1984. Citado na página 25.
- RIBEIRO, J.; ROSA, S. F.; ROSA, M. F. Técnica experimental denominada van gogh para confecção de protótipo de lente. *Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, 2014. Citado na página 35.
- RODRIGUES, S. S. *Desenvolvimento de um sistema físico de controle de fluxo esofágico para o tratamento da obesidade*. Tese (Doutorado) — Universidade de Brasília, 2008. Citado na página 32.
- SILVEIRA, A. M. A. et al. Prevalência de portadores de dtm em pacientes avaliados no setor de otorrinolaringologia. *Revista Brasileira de Otorrinolaringologia*, scielo, v. 73, p. 528 – 532, 08 2007. ISSN 0034-7299. Citado na página 25.
- SOARES, I. S. Q. et al. Bruxismo: Desempenho da mastigação em adultos jovens. *Revista CEFAC*, v. 6, n. 4, 2004. Citado na página 26.
- TOMACHESKI, D. et al. Disfunção têmporomandibular: Estudo introdutório visando estruturação de prontuário odontológico. *Publicatio UEPG: Ciências Biológicas e da Saúde*, v. 10, n. 2, 2009. ISSN 1809-0273. Citado na página 26.