Sistema de Medição de Deformações Aplicado ao Diagnóstico de Bruxismo Noturno

Caroline Andrade da Silva, Marcia S.J. Amaral, Liana Kalczuk, Cristian Müller, Harki Tanaka, Roberto D'Amore e Renato Machado

Resumo — Diversas ferramentas são utilizadas para o diagnóstico do bruxismo noturno, mensurando força, ou amplitude, destacando-se atualmente a polissonografia e dispositivos eletromiográficos. Buscando tecnologias versáteis e acessíveis, os sensores piezoelétricos e os resistivos à pressão vêm sendo considerados pelo nível de sensibilidade elevado e custo acessível. Apresentamos um protótipo com sistema de medição de deformação. Utilizou-se o sensor Strain gage e microcontrolador Arduino para a captura, armazenamento e processamento dos dados. Em ambiente laboratorial, testamos diferentes parâmetros para estabelecer os limites das leituras. O registro e salvamento dos dados foram obtidos com sucesso. O protótipo mostrou-se ter potencial para uso clínico.

Palavras-Chave— Bruxismo, Sensores, Arduino, Strain gage.

Abstract— Several tools are used to diagnose nocturnal bruxism, measuring force or amplitude, with polysomnography and electromyographic devices currently standing out. In search of versatile and accessible technologies, piezoelectric and pressure-resistive sensors have been considered due to their high level of sensitivity and affordable cost. We present a prototype with a strain measurement system. The Strain gage sensor and Arduino microcontroller were used to capture, store, and process the data. In a laboratory environment, we tested different parameters to establish the limits of the readings. Data recording and saving were successfully achieved. The prototype showed potential for clinical use.

Keywords— Bruxism, Sensors, Arduino, Strain gage.

I. INTRODUÇÃO

O bruxismo noturno consiste no ato de ranger ou apertar os dentes, podendo levar a um desequilíbrio do sistema estomatognático como um todo, sendo resultante do contato não funcional dos dentes no período noturno [1] e das contrações decorrentes da atividade muscular mastigatória rítmica (AMMR) em região do músculo Masseter [2] [3]. Sinais e sintomas podem estar presentes de acordo com o grau da parafunção, como desgastes dentários e hipertrofia de músculo Masseter e músculo Temporal, além da associação com fatores secundários, como uso de medicações e substâncias estimulantes, tais como álcool e cafeína [4].

Caroline Andrade da Silva, Marcia S.J. Amaral, Liana Kalczuk, Harki Tanaka, Roberto D'Amore e Renato Machado estão com o Programa de Pós-graduação em Engenharia Eletrônica e Computação, Instituto Tecnológico de Aeronáutica, São José dos Campos – SP. Cristian Müller está com a Universidade Federal do Pampa, Campus Alegrete, Alegrete – RS. E-mails: caroline.andrade@ga.ita.br, marcia.amaral.101500@ga.ita.br, {lianalk, Harki, damore, rmachado}@ita.br, cristianmuller@unipampa.edu.br, Este trabalho foi financiado com o apoio do CNPq.

Dentre as principais características da associação do bruxismo noturno com a AMMR, pode-se citar que cerca de 90% dos episódios são marcados pela presença de contrações do tipo fásicas (3 ep. de EMG – "eletromiografia") variando entre 0,25s e 2s) [4][5] tendo uma ocorrência três vezes maior em pacientes com bruxismo, com cerca de 6 eps. de AMMR por hora de sono. Com relação à frequência das contrações, alguns autores [6], [7] realizaram a comparação dos padrões de EMG do músculo Masseter durante a AMMR em pacientes com e sem bruxismo, obtendo que essa tende a ser maior no primeiro caso, com uma média de 0,9 Hz, comparado aos pacientes sem bruxismo cuja frequência média era de 0,7 Hz.

Diante da necessidade de ferramentas auxiliares para avaliação da atividade motora, bem como as sobrecargas presentes na musculatura decorrentes de parassonias ou doenças que afetam o sistema muscular, as tecnologias atuais têm um custo considerável para o ambiente clínico diário e demandam a necessidade de treinamento, sendo pouco difundidas entre os profissionais de saúde. Diferentes métodos e modelos diagnósticos são aplicados ao bruxismo noturno [8], tais como a polissonografia (PSG) e dispositivos eletroportáteis com eletrodos eletromiográficos (EMG). Nos últimos anos, dispositivos utilizando sensores piezoelétricos e de deformação mecânica vêm se destacando na análise e diagnóstico das repercussões nocivas resultantes da sobrecarga e fadiga na musculatura [9], [10], [11].

Diversos trabalhos avaliam comparativamente os métodos eletromiográficos versus polissonografia como descrito por Castroflorio [9], apresentando padrões aceitáveis quanto à sensibilidade das leituras e diferenciação das contrações musculares rítmicas de outras atividades oromotoras [9], [12]. Manfredini também expõe a necessidade de mais investigações para o emprego da EMG portátil como método diagnóstico isolado, apesar de fornecer boas taxas de sensibilidade [10]. Outros problemas inerentes ao uso de eletrodos de EMG são as variações que os sinais podem sofrer pela posição do eletrodo e a resistência da pele, além da necessidade de "teste e re-teste" para os experimentos[13].

Na busca por tecnologias mais versáteis e acessíveis, os sensores piezoelétricos e resistivos à pressão vêm sendo explorados por seu tamanho compacto, nível de sensibilidade elevado e custo mais acessível tanto para os clínicos em consultórios, quanto para os pacientes em suas residências.

O sensor Strain gage é um extensômetro capaz de medir deformações pela variação da resistência do sensor, como resultado do estiramento das alças em sua estrutura quando

posicionado em uma superfície [14]. Dessa forma, o trabalho a seguir demonstra o uso do sensor durante a atividade muscular em pacientes com bruxismo.

Este artigo apresenta um sistema de medição das deformações musculares utilizando o sensor Strain gage e microcontrolador Arduino, com o objetivo de auxiliar o diagnóstico de bruxismo noturno. O sistema descrito a seguir traz a implementação de melhorias para a caracterização das leituras e salvamento de dados da versão em desenvolvimento.

O restante do artigo está organizado da seguinte forma. A Seção II apresenta os materiais que foram aplicados ao estudo, bem como a metodologia desenvolvida na proposta. A Seção III traz um vislumbre dos resultados iniciais. Por fim, a Seção IV encerra o artigo com comentários finais e algumas perspectivas de trabalhos futuros.

II. MATERIAIS E MÉTODOS

A. Descrição e desenvolvimento

Neste artigo, propõe-se continuidade ao desenvolvimento de um protótipo de baixo custo (apresentado em [15]) com aplicação do sensor Strain gage BF350 para captação das contrações musculares presentes no bruxismo noturno. O protótipo inicial conta com um circuito amplificador condicionando o sinal elétrico recebido e a placa de processamento Arduino Nano com visualização das leituras em tempo real via conexão USB na plataforma computacional Arduino IDE (ver Fig.1).

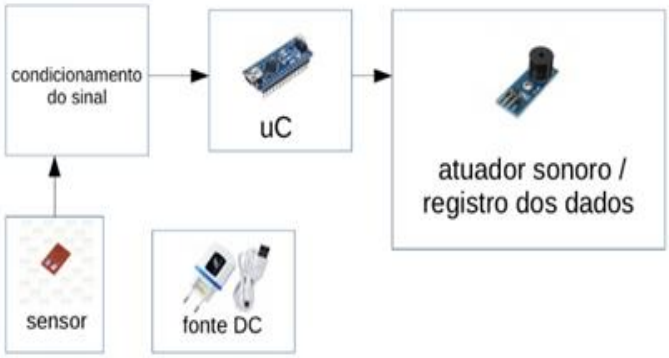

Fig. 1. Descrição sintetizada do protótipo desenvolvido para captura de medidas de contrações musculares associadas ao bruxismo noturno.

Durante o desenvolvimento inicial, testes de viabilidade do sistema foram feitos por meio de simulações em laboratório. Para a realização dos testes, o sensor Strain gage foi posicionado na região mais anterior do m. Masseter, na mandíbula, sendo mantido rente à pele por uma película adesiva. Desse modo, durante a execução de movimentos de apertamento voluntários, as leituras eram processadas e visualizadas em tempo real no *serial plotter* da plataforma computacional do Arduino IDE.

Testes quanto ao melhor posicionamento na face e análise quanto ao preparo de superfície, prévio à colocação do sensor, também foram realizados, demonstrando ao final que o sistema do protótipo Strain gage-Arduino era viável para a aplicação pretendida, realizando as leituras das oscilações resultantes da contração muscular.

Buscando-se melhorar a captura e registro do sinal obtido, adicionou-se um temporizador das leituras, para verificação da duração dos episódios de bruxismo, optando-se pelo ChronoDot RTC. O temporizador possui RTC compensado por temperatura DS3231 e uma bateria CR1632, utilizando-se da interface I2C para seu funcionamento. O ChronoDot foi conectado ao microcontrolador e a interface apresenta similaridades com o RTCs DS1337 e DS1307, sendo o código compatível com o microcontrolador Arduino e de outros tipos sem modificações. O registro da duração dos episódios de bruxismo será usado para classificação do sinal, a ser feita na continuidade do desenvolvimento do protótipo.

Ainda em relação ao protótipo, adicionou-se o módulo de cartão SD para armazenar os dados registrados para posterior análise, a qual será realizada por um operador treinado. A comunicação entre o microprocessador Arduino e o módulo de cartão SD, para registro dos dados, ocorre por meio de comunicação SPI e sistema SCM. Os arquivos de texto gerados, foram obtidos em formato CSV, sendo compatíveis com o programa Excel.

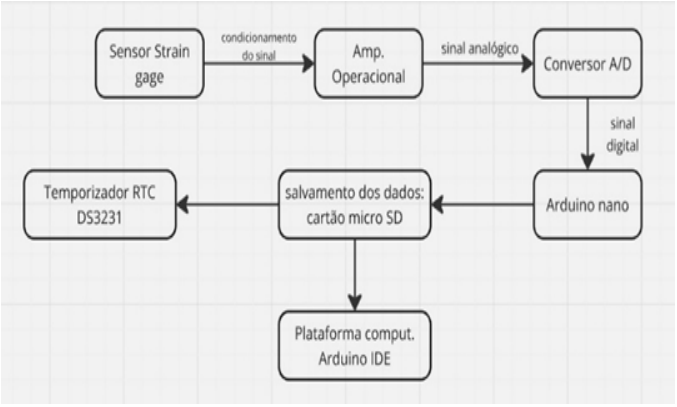

Fig. 2. Diagrama de blocos da versão 2 do protótipo. Aqui um temporizador e um cartão SD forma adicionados ao circuito, permitindo realizar a aquisição dos sinais com melhor controle de parâmetros.

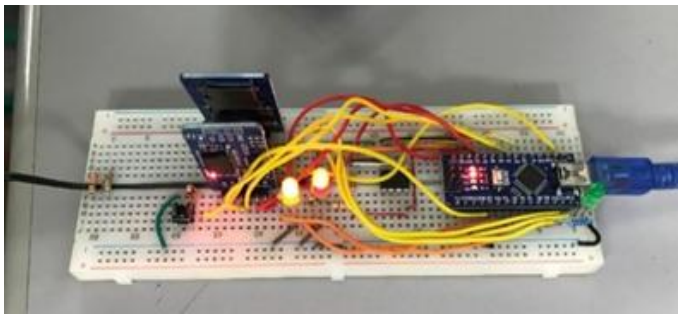

Fig. 3 Protótipo em funcionamento com módulo RTC e módulo leitor de cartão SD.

O protótipo apresentado na Fig. 3 é a implementação do sistema apresentado na Fig. 2 com adição de mais três Leds indicadores e um Led RGB (*red, green, blue*) para o operador visualizar o funcionamento do protótipo (ver Fig.5) do seguinte modo:

- **Led vermelho:** dispositivo ligado indicando que a config. de texto foi lida corretamente pelo sistema. Obs: led piscando significará que houve erro.
- **Led amarelo:**

  1 – Sinalizará que o dispositivo está configurado e pronto para uso após o paciente pressionar o botão de início por 3s.

  2 - Interrupção das leituras após o paciente pressionar o botão novamente pelo mesmo período.

- **Led verde:** dispositivo realizando as leituras e gravando.
- **Led RGB:** o led é acionado ao atingir as faixas de leitura estabelecidas para cada cor. Os valores foram estabelecidos empiricamente ao longo dos testes.

O funcionamento do protótipo é apresentado na Fig. 4.

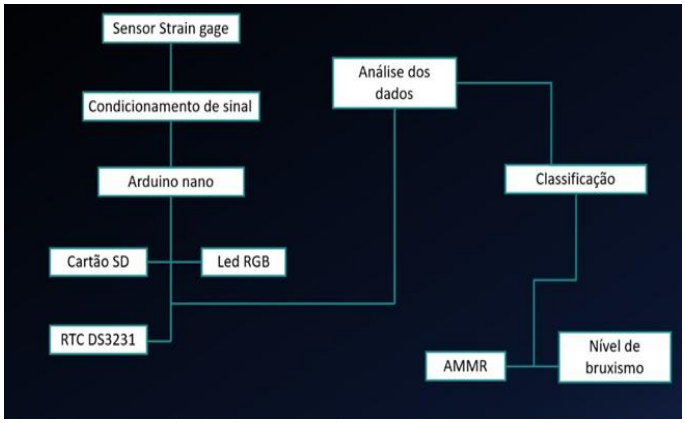

Fig.4. Fluxograma do funcionamento do protótipo. Fonte: autoria própria.

De acordo com o diagrama acima (ver Fig. 4) é possível visualizar esquematicamente o fluxo de trabalho, assim como a sequência de eventos desde a detecção do sinal elétrico até a final classificação.

A contração muscular ou a amplitude de movimento detectada pelo sensor Strain gage, em contato com a mandíbula, gera na estrutura do sensor uma distensão das alças gerando uma variação de resistência. Com a variação da resistência, um sinal elétrico é gerado e seu condicionamento realizado pelo circuito de resistores que compõem a Ponte de Wheatstone, juntamente com a aplicação do amplificador de instrumentação INA333. O sinal analógico é direcionado ao conversor A/D, convertendo-o em sinal digital, o qual é processado pela placa do microprocessador Arduino Nano.

Após esta etapa, durante o funcionamento do protótipo, com a obtenção das leituras do sensor, os dados são salvos no cartão micro SD e registrada a temporização pelo módulo RTC DS3231.

Com os dados coletados, será feita a análise e caracterização das leituras do sensor, de modo que seja possível se obter a classificação do nível de bruxismo presente.

Em relação à fonte de energia, a versão atual do protótipo pode utilizar tanto uma bateria independente como uma conexão USB. A bateria externa (de lítio) é recarregável e é ligada entre o pino GND e o pino VIN do Arduino, sendo que o próprio Arduino se encarrega de rebaixar a tensão da bateria para 5v (ver Fig.5a). A versão com bateria independente é importante nos testes do protótipo em pacientes.

B. Testes laboratoriais

O led RGB (ver Fig.5) atua com faixas de operação, que são estabelecidos para as cores vermelho, verde e azul, mediante os testes realizados no Laboratório de Bioengenharia do ITA (São José dos Campos, São Paulo, Brasil). Os valores das faixas de leitura correspondem a uma dada tensão [16] de entrada no pino analógico do Arduino em Mv. O Arduino possui um conversor analógico-digital de 10 bits e 8 canais, mapeando tensões de 0 a 5v para valores de 0 a 1024 Exemplificando: um limite x=70, tem-se que 5v/70= 0,071v ou 71 mv [17].

Para os testes iniciais, trabalharam-se com valores das faixas de leitura entre 70, 80 e 90 para cada cor do led, respectivamente. Depois, aumentaram-se para 100, 200 e 300 e em valores intermediários até que se estabeleceram os parâmetros a serem usados para uma classificação inicial nos testes laboratoriais (ver Tabela 1 e Fig. 6).

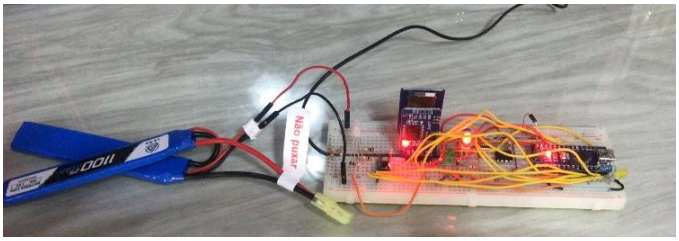

Fig.5: a) Protótipo conectado à bateria independente, mostrando o funcionamento dos Leds indicadores.

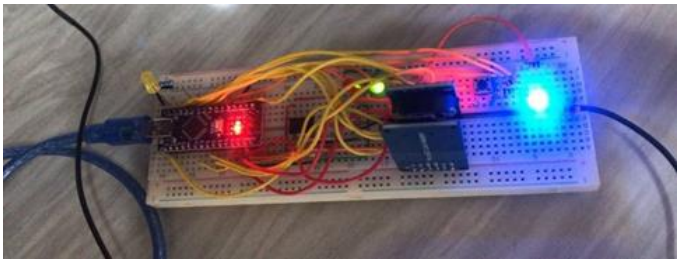

Fig. 5: b) Protótipo em conexão USB, mostrando o funcionamento do Led RGB.

Com o protótipo atual, conectado via USB a um computador, foram realizados os mesmos testes da versão inicial do protótipo. Dessa forma, foi possível verificar na plataforma Arduino IDE pela *serial monitor*, os valores das faixas de leitura ao longo do período de realização dos testes em laboratório. Para se avaliar a robustez do protótipo a falhas, foram testados diferentes faixas de valores, conforme apresentado na Tabela I.

TABELA I

DEFINIÇÃO DAS FAIXAS DE LEITURA PARA TESTES INICIAIS

	F1	F2	F3
A	065	075	085
B	070	080	090
C	100	200	300

As linhas A, B e C representam os três valores estabelecidos para as faixas de leitura. Estes valores são visualizados na plataforma Arduino, atribuídos a um sinal elétrico em mv, obtidos a partir do sensor Stain gage.

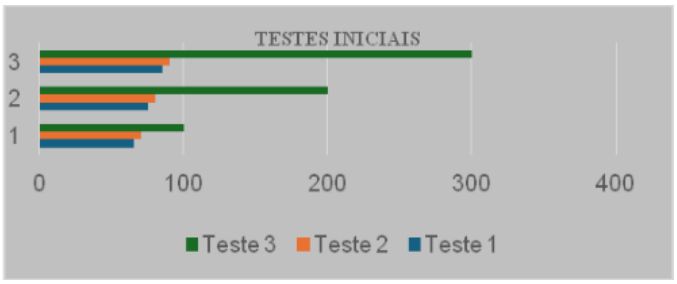

Fig. 6. Visualização gráfica dos testes iniciais, com os valores das faixas de leitura mostrados na Tabela 1.

Um dos problemas encontrados inicialmente foi que valores muito baixos de faixas de leitura apresentavam maiores níveis de erros nas leituras, como falso-positivos, visto que mesmo quando não acontecia a contração mandibular, o led era acionado, diferentemente dos testes com valores mais altos.

Outros fatores que geraram alterações significativas com relação às leituras foram o posicionamento do sensor no rosto e o preparo de superfície, devendo o operador estar atento à colocação do sensor, evitando a possibilidade de falsos positivos.

III. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Após os testes iniciais em laboratório, foi possível observar os picos das variações de acordo com as faixas de leitura estabelecidas empiricamente, conforme apresenta a Fig. 7. Verificou-se que o método de adesão e fixação do sensor na região de interesse para as leituras inferiam de modo decisivo nas leituras obtidas, sendo atribuídos valores mais baixos, quando o sensor necessita ser reposicionado ou quando não está totalmente aderido à pele e valores mais altos quanto maior e mais efetivo o posicionamento e contato, demonstrando a impedância exercida pela superfície da pele.

A Tabela 2 traz o valor percentual dos registros com relação ao tempo de processamento médio, obtida via JAMOVI. Na Tabela 2 também se têm os valores de tempo de processamento das leituras durante os testes com o protótipo. Registrou-se que as leituras se mantiveram em sua maioria dentro do esperado, em um tempo de 2ms para grande parte registrada, de um total de 7483 leituras realizadas, 4316 apresentaram o tempo médio nos testes, representando 57,7% do total, 34,8% para 1 ms, 3,6% para 3ms, 2,8% para 4 ms e 0,9% para 5 ms, considerado inicialmente um padrão satisfatório; um percentual pequeno das leituras durante os testes apresentou valores de tempo de processamento fora do padrão, não inferindo diretamente na visualização e coleta de dados realizada pelo operador.

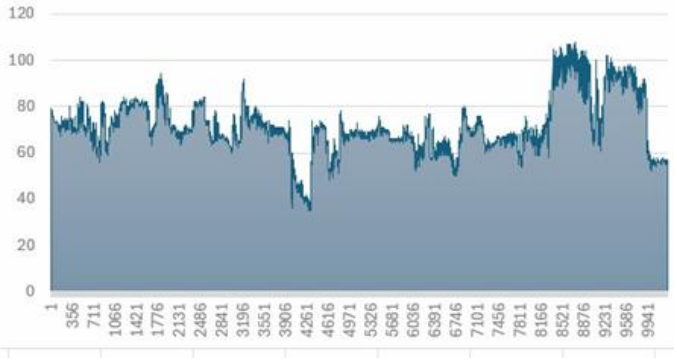

Fig. 7. Variações presentes durante os testes laboratoriais: eixo horizontal corresponde ao total de leituras realizadas pelo sistema e eixo vertical os valores de faixa de leitura (atribuídos pela plataforma Arduino) ao longo do teste.

TABELA II

TEMPOS DE PROCESSAMENTOS OBTIDOS

TEMPO DE PROCESS. (EM MILISEG.)	NÚMERO DE LEITURAS	% DO TOTAL
0	1	0,0%
2	4316	57,7%
1	2605	34,8%
3	270	3,6%
4	208	2,8%
5	69	0,9%
9	1	0,0%
12	1	0,0%
6	9	0,1%
11	1	0,0%
13	2	0,0%
7	1	0,0%

Em comparação com sensores piezoelétricos (PE), os quais são capazes de captar vibrações mecânicas associadas à contração muscular, atuando na mecanomiografia (MMG) ou phonomiografia (PMG), geralmente fabricados com materiais como PZT ou PVDF, destacam-se pelo baixo custo e resistência à interferência elétrica. No entanto, sua seletividade entre grupos musculares é limitada e sua sensibilidade pode ser afetada por vibrações externas [18]. Sensores piezoresistivos (PR), como os FSRs (sensores baseados em resistência à força), também têm sido amplamente aplicados em pesquisas envolvendo controle de próteses e reconhecimento de gestos. Estudos demonstram que sistemas com apenas três sensores FSR são capazes de reconhecer até oito gestos distintos com precisão superior a 95% [19].

Além disso, esses sensores possuem excelente relação custo-benefício, com custo unitário na faixa de R$ 30 a R$ 100, o que os torna ideais para prototipagem e aplicações em dispositivos vestíveis de baixo custo. Contudo, por captarem deformações mecânicas superficiais, seu desempenho depende fortemente da posição, fixação e pressão local aplicada. Por fim, o uso de Strain Gage apresenta uma solução eficiente para medições locais de deformação muscular ou de estruturas associadas. Sua alta linearidade e sensibilidade mecânica favorecem aplicações em modelos simuladores e sistemas de baixo consumo energético. Por serem compatíveis com plataformas como o Arduino, há uma redução significativa do custo de desenvolvimento (< R$ 200). Ainda assim, sua implementação exige cuidados com a fixação do sensor, compensação de temperatura e condicionamento do sinal, frequentemente utilizando amplificadores específicos. Portanto, quando comparados em termos de sensibilidade do sinal e custo, verifica-se que a EMG fornece a maior acurácia e fidelidade eletrofisiológica, mas a um custo mais elevado e com maior complexidade operacional. Já os sensores piezoelétricos e piezoresistivos representam soluções promissoras e de baixo custo para aplicações específicas, como reabilitação funcional, controle de próteses e sistemas vestíveis. O Strain Gage, por sua vez, mostra-se eficiente em ambientes de simulação biomecânica, com ótimo custo e precisão mecânica local, embora dependa de adequada integração com a estrutura a ser medida.

TABELA III

RESUMO COMPARATIVO DOS MÉTODOS DE DETECÇÃO

Método	Sensibilidade do sinal	Custo	Pontos fortes	Limitações principais
EMG	Muito alta (elétrica)	Médio a alto (US$900+)	Alta acurácia; padrão clínico	Suscetível a ruído; exige preparo da pele
PE*	Alta (vibração mecânica)	Baixo	Robusto; baixo custo; não invasivo	Pouco específico; protótipos apenas
PR*	Moderada a alta (pressão)	Muito baixo	Simples, barato, fácil de integrar	Ruído mecânico; precisão limitada
Strain Gage	Alta deformação mecânica	Baixo	Precisão mec; boa linearidade	Exige fixação e condic. de sinal

IV. CONCLUSÕES

O protótipo proposto traz algumas vantagens e benefícios com relação a outras ferramentas diagnósticas presentes no mercado, conciliando baixo custo e versatilidade. As implementações realizadas na versão 2 do protótipo contribuíram para um melhor salvamento dos dados para uma posterior análise a ser realizada pelo profissional, bem como um melhor desempenho para os testes laboratoriais e sendo um ponto de partida para os futuros testes em pacientes. Como próximas etapas, pretende-se implementar um robô que simulará as movimentações presentes no bruxismo, para a realização de medições que sejam ainda mais próximas aquelas obtidas em pacientes humanos.

REFERÊNCIAS

[1] M. C. Verhoeff *et al.*, “Updating the Bruxism Definitions: Report of an International Consensus Meeting,” *J Oral Rehabil*, 2025, doi: 10.1111/joor.13985.

[2] M. Nogueira, R. L. Xediek, and M. Ferraz, “Pereira. 2009 Bruxismo y QL,” pp. 185–190, 2006, [Online]. Available: http://revistaseletronicas.pucrs.br/ojs/index.php/fo/article/viewFile/1071/847

[3] F. Lobbezoo *et al.*, “Bruxism defined and graded: An international consensus,” *J Oral Rehabil*, vol. 40, no. 1, pp. 2–4, Jan. 2013, doi: 10.1111/JOOR.12011.

[4] S. M. G. P. Togeiro and A. K. Smith, “Métodos diagnósticos nos distúrbios do sono,” *Revista Brasileira de Psiquiatria*, vol. 27, no. SUPPL. 1, pp. 8–15, May 2005, doi: 10.1590/s1516-44462005000500003.

[5] S. Cristina and N. Pestana, “Bruxismo: da Etiologia ao Diagnóstico,” 2014.

[6] T. Kato, Y. Masuda, A. Yoshida, and T. Morimoto, “Masseter EMG activity during sleep and sleep bruxism,” *Arch Ital Biol*, vol. 149, no. 4, 2011, doi: 10.4449/aib.v149i4.1317.

[7] G. J. Lavigne, P. H. Rompré, G. Poirier, H. Huard, T. Kato, and J. Y. Montplaisir, “Rhythmic masticatory muscle activity during sleep in humans,” *J Dent Res*, vol. 80, no. 2, pp. 443–448, 2001, doi: 10.1177/00220345010800020801.

[8] M. Thymi *et al.*, “Signal acquisition and analysis of ambulatory electromyographic recordings for the assessment of sleep bruxism: A scoping review,” *J Oral Rehabil*, vol. 48, no. 7, pp. 846–871, Jul. 2021, doi: 10.1111/JOOR.13170.

[9] T. Castroflorio, A. Deregibus, A. Bargellini, C. Debernardi, and D. Manfredini, “Detection of sleep bruxism: Comparison between an electromyographic and electrocardiographic portable holter and polysomnography,” *J Oral Rehabil*, vol. 41, no. 3, pp. 163–169, Mar. 2014, doi: 10.1111/JOOR.12131.

[10] D. Manfredini, J. Ahlberg, T. Castroflorio, C. E. Poggio, L. Guarda-Nardini, and F. Lobbezoo, “Diagnostic accuracy of portable instrumental devices to measure sleep bruxism: A systematic literature review of polysomnographic studies,” Nov. 01, 2014, *Blackwell Publishing Ltd*. doi: 10.1111/joor.12207.

[11] O. Akan *et al.*, “Lecture Notes of the Institute for Computer Sciences, Social Informatics and Telecommunications Engineering 488 Editorial Board Members.”

[12] M. Maeda *et al.*, “Validity of single-channel masseteric electromyography by using an ultraminiature wearable electromyographic device for diagnosis of sleep bruxism,” *J Prosthodont Res*, vol. 64, no. 1, pp. 90–97, Jan. 2020, doi: 10.1016/j.jpor.2019.04.003.

[13] M. M. Reinold *et al.*, “Electromyographic analysis of the rotator cuff and deltoid musculature during common shoulder external rotation exercises,” *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, vol. 34, no. 7, pp. 385–394, 2004, doi: 10.2519/jospt.2004.34.7.385.

[14] “Extensômetria (Strain Gauge) – O que é? Quando utilizar? - Ensus.” Accessed: Apr. 20, 2021. [Online]. Available: https://ensus.com.br/extensometria-strain-gauge-o-que-e-quando-utilizar/

[15] C. A. da Silva, “Desenvolvimento de dispositivo extraoral para detecção e diagnóstico da atividade muscular no bruxismo,” Aug. 2022, doi: 10.17616/R31NJN39.

[16] K. Hoffmann, “An introduction to measurement using Strain.”

[17] “Getting Started with the Arduino Nano | Arduino.” Accessed: Apr. 20, 2021. [Online]. Available: https://www.arduino.cc/en/Guide/ArduinoNano

[18] M. Szumilas, M. Władziński, and K. Wildner, “A coupled piezoelectric sensor for mmg-based human-machine interfaces,” *Sensors*, vol. 21, no. 24, Dec. 2021, doi: 10.3390/s21248380.

[19] D. Esposito *et al.*, “A piezoresistive array armband with reduced number of sensors for hand gesture recognition,” *Front Neurorobot*, vol. 13, 2020, doi: 10.3389/fnbot.2019.00114.