APRENDIZAGEM INTERSISCIPLINAR: CONSTRUÇÃO DE EQUIPAMENTO MEDIDOR DE FORÇA DO IMPACTO DA ESCOVAÇÃO NO COMPLEXO DENTO-GENGIVAL

Marcos E. Nepomuceno – marcos.nepomuceno@feb.br
Docente do Curso de Eng. Elétrica do Centro Universitário da Fundação Educacional de Barretos – UNIFEB.
Av. Professor Roberto Frade Monte nº 389, Aeroporto.
14783-226 – Barretos - SP

Elizangela P. Zuza – elizangelazuza@yahoo.com.br
Docente do Curso de Odontologia (dez. 2016).
Av. Professor Roberto Frade Monte nº 389, Aeroporto.
14783-226 – Barretos – SP.

Caren E. Studer – carencaetano@gmail.com
Docente e Assessora Pedagógica do Núcleo de Apoio Pedagógico (NAPe) do Centro Universitário da Fundação Educacional de Barretos – UNIFEB.
Av. Professor Roberto Frade Monte nº 389, Aeroporto.
14783-226 – Barretos – SP.

Breno Q. Shimoyama – breno_shimoyama@hotmail.com
Centro Universitário da Fundação Educacional de Barretos – UNIFEB.
Av. Professor Roberto Frade Monte Nº389, Aeroporto.
14783-226 – Barretos – SP.

Claudio R. da S. Filho – claudiorpalestina@gmail.com
Centro Universitário da Fundação Educacional de Barretos – UNIFEB.
Av. Professor Roberto Frade Monte nº 389, Aeroporto.
14783-226 – Barretos – SP.

Lara M. B. Esteves – lm-esteves@hotmail.com
Bolsista de Iniciação Científica CNPq e discente do Curso de Odontologia.
Av. Professor Roberto Frade Monte Nº389, Aeroporto.
14783-226 – Barretos – SP.

Rômulo L. F. Oliveira – romuloluizfo@hotmail.com
Centro Universitário da Fundação Educacional de Barretos – UNIFEB.
Av. Professor Roberto Frade Monte Nº389, Aeroporto.
14783-226 – Barretos – SP.

Resumo: *O relato deste artigo se refere a uma experiência interdisciplinar os cursos de Engenharia Elétrica e Odontologia. Refere-se à construção de um equipamento medidor de força (em gramas) do impacto da escovação sobre os tecidos bucais, que possa ser utilizado*

em consultório ou em clínicas de pequeno porte. Utilizou-se um strain gauge acoplado à haste de uma escova dental, por meio do qual foi possível determinar a força aplicada sobre a escova. O projeto foi desenvolvido por professores e alunos dos cursos acima citados e coordenado pelo Centro de Inovação Tecnológica (CIT) do UNIFEB. A boa interação técnica e profissional entre todos os envolvidos foi fundamental para o êxito da proposta inicial.

Palavras-chave: *Medidor de força de escovação dental, Ensino interdisciplinar, Gengiva, Abrasão dentária, Engenharia elétrica.*

1. INTRODUÇÃO

O objetivo deste trabalho consiste no relato da construção de um aparelho medidor de força (em gramas) do impacto da escovação sobre os tecidos bucais, que possa ser utilizado em consultório ou em clínicas de pequeno porte, realizado por equipe de professores e alunos dos cursos de Engenharia Elétrica e Odontologia do Centro Universitário da Fundação Educacional de Barretos – UNIFEB.

O levantamento bibliográfico inicial indicou que há poucas informações atualizadas sobre o impacto das forças de escovação sobre a saúde bucal. As condições do biótipo de gengiva, o método e a força aplicada na escovação, além da qualidade das cerdas, podem influenciar na retração gengival e no desgaste dos tecidos duros, como esmalte e dentina (BJÖRN, 1966; FRALEIGH et al., 1967; VAN DER WEIJDEN et al., 1996). Uma abrasão dental resultante de uma rotina de higiene oral ao longo do tempo pode ser considerada fisiológica, porém a escovação intensiva pode causar mais danos às superfícies com erosão, removendo a camada superficial do esmalte desmineralizado (WIEGAND; SCHLUETER, 2014). Outros fatores importantes a serem considerados para o aumento da progressão volumétrica das lesões não cariosas são o estresse e as forças oclusais na posição de máxima intercuspidação, sendo que as forças oclusais pesadas desempenham um papel significante para a progressão dessas lesões (SAWLANI et al., 2016).

Segundo a Pesquisa Nacional de Saúde Bucal publicada em 2010 e realizada pelo Ministério da Saúde, há de se tomar muito cuidado quanto ao uso dos dados relativos às doenças periodontais na população, por serem bastante conflitantes, devido à natureza dos índices periodontais disponíveis (BRASIL, 2010). Segundo o mesmo relatório, os problemas periodontais se manifestam majoritariamente em dois grupos etários: o primeiro grupo entre 35 e 44 anos e o segundo, entre os idosos de 65 a 74 anos. Cenário esse que nos indica a necessidade de um olhar mais cuidadoso sobre a prevenção de saúde periodontal na população brasileira.

Quanto às escovas dentais encontradas no mercado, é necessário que as cerdas tenham rigidez suficiente para promover a remoção do biofilme bacteriano, porém essas devem ser arredondadas para que não traumatizem os dentes e as gengivas. É importante observar o Selo ABO de Qualidade, que indica uma relação correta da classificação de maciez/rigidez das cerdas, impressa no rótulo (PANZERI et al., 1993). A frequência e a força de escovação, bem como a dureza das cerdas, podem atuar como cofatores na etiologia multifatorial das lesões cervicais não cariosas (WIEGARD; SCHLUETER, 2014).

Na clínica odontológica, frequentemente, observam-se casos de pacientes com escovação traumática, que resulta em danos aos tecidos dentais e periodontais, proporcionando tanto em desgastes dentários quanto em recessões gengivais com exposição radicular, o que pode gerar

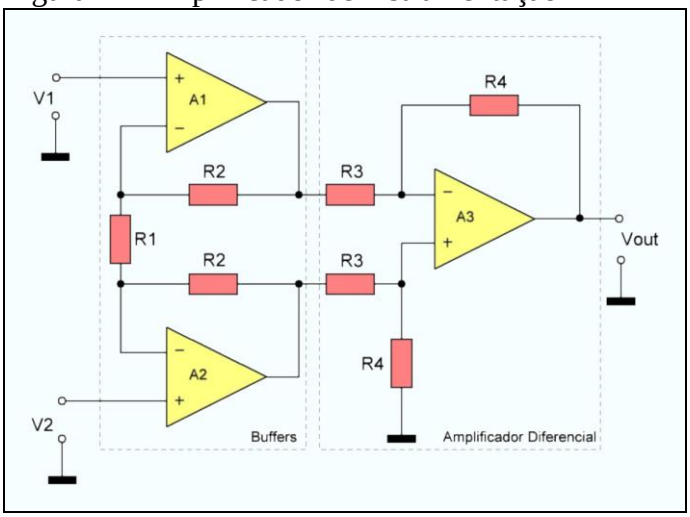
desconforto aos pacientes. Os movimentos e a força de escovação aplicada podem ser modificados de acordo com a superfície dental escovada, se dentes anteriores ou posteriores e em superfícies vestibulares ou linguais (TOSAKA et al., 2014). Sistemas prévios de mensuração de forças de escovação foram propostos (JOHNSON & JOHNSON, 1997; RODRIGUES, 2002; TOSAKA et al., 2014), porém ainda não há aparelho algum disponível no mercado odontológico para comercialização. Dessa forma, juntamente com o Centro de Inovação Tecnológica (CIT) do UNIFEB, propõe-se estudar a confecção de um aparelho medidor de forças de escovação para aplicação clínica junto aos pacientes, para assim, melhor orientá-los quanto à adequação da força exercida durante a escovação.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

O equipamento desenvolvido para a medição dessa força consiste em um *strain gauge* dentro de uma ponte de Wheatstone, em conjunto com um circuito amplificador composto de dois LM 358.

2.1. Amplificador de instrumentação

Figura 1 – Amplificador de instrumentação



O amplificador diferencial com um amp-op visto acima tem uma grande limitação: a sua baixa impedância de entrada, se comparada com o amplificador não-inversor, por exemplo. Isso ocorre devido à presença de resistores nas entradas do circuito. Uma maneira de resolver esse problema é adicionando um amplificador não-inversor atuando como buffer em cada entrada, como visto "Figura 1".

Com essa configuração conseguimos um amplificador diferencial com altíssima impedância de entrada que recebe o nome de amplificador de instrumentação (amp-in). Uma característica importante desse amplificador é que devido à sua alta impedância de entrada de cada buffer a tensão V1 aparece toda no lado superior de R1 e a tensão V2 no lado inferior desse resistor; o amplificador diferencial formado pelo amp-op A3 vai subtrair essas duas tensões e amplificá-las. É esse o tipo de amplificador de instrumentação que utilizaremos para captar os sinais neuronais em nossa Interface Cérebro-Computador. O ganho do estágio de entrada diferencial formado pelos dois amplificadores não-inversores, A1 e A2, é dado por:

$$Av = 1 + \frac{2*R2}{R1} \tag{1}$$

O último estágio, o amplificador diferencial A3, é um subtrator cuja tensão de saída é dada por:

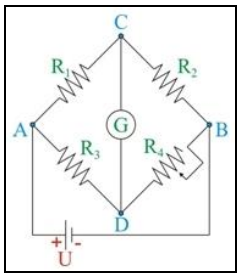
$$\boldsymbol{Vout = (V2 - V1) * \left[1 + \frac{2R2}{R1}\right] * (\frac{R4}{R3})} \tag{2}$$

2.2. Ponte de Wheatstone

A ponte de Wheatstone é uma montagem que serve para determinar o valor, com boa precisão de uma resistência elétrica desconhecida.

A ponte consiste em dois ramos de circuito contendo dois resistores cada um e interligados por um galvanômetro. Todo conjunto deve ser ligado a uma fonte de tensão elétrica.

Figura 2: Ponte de Wheatstone



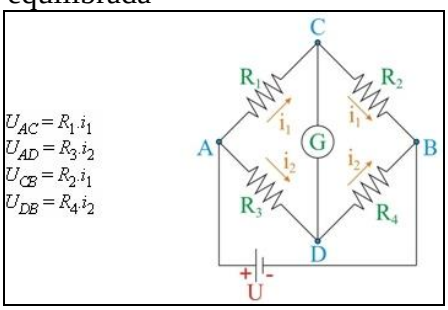
Variando-se a resistência do reostato, pode-se obter um ponto em que a indicação no galvanômetro fica nula, assim a ponte está equilibrada.

$$equilibrio = \begin{cases} I_{DC} = 0 \\ I_{CD} = 0 \end{cases} \tag{3}$$

Dos resistores R1, R2, R3, um deles é o desconhecido, cujo valor busca-se determinar e os outros dois são resistores conhecidos.

Com a ponte equilibrada:

Figura 3: Ponte de Wheatstone equilibrada



Como UCD = 0

Resulta:

$$\begin{cases} U_{AC} = U_{AD} \\ U_{CB} = U_{DB} \end{cases} \qquad \begin{cases} R_1.i_1 = R_3.i_2 \\ R_2.i_1 = R_4.i_2 \end{cases} \tag{4}$$

Dividindo uma equação pela outra:

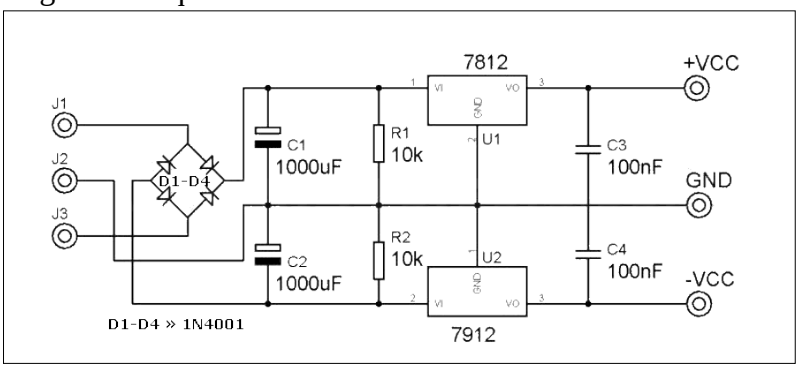
$$R_1.R_4 = R_2.R_3 \tag{5}$$

Numa ponte equilibrada, há uma igualdade em cruz do produto das resistências elétricas.

2.3. Fonte Simétrica

As fontes simétricas são amplamente usadas na alimentação de circuitos que fazem uso de amplificadores operacionais, comparadores de tensão e conversores A/D que operam em conjunto com microcontroladores. Essas fontes geram uma tensão negativa e uma tensão positiva, de valores iguais em relação a uma referência (terra ou 12 V). As tensões típicas dessas fontes variam entre 3 e 12 V e as correntes são baixas, a não ser que os circuitos tenham etapas de potência. Suas correntes estão na faixa de 10 a 500 mA tipicamente.

Figura 4: Esquemático da fonte simétrica



A base para o desenvolvimento desse equipamento consiste em fazer a medição da força aplicada nos dentes durante a escovação, os valores obtidos em Volts foram convertidos para Gramas. Sendo assim foi apresentada uma escala Volts/Gramas (V/g), conforme mostra a tabela abaixo.

Tabela 1 - Valores obtidos durante experimento realizado em laboratório.

Medida em gramas	Exp. 1 (V)	Exp. 2 (V)	Exp. 3 (V)	Exp. 4 (V)	Média
0	0,00	0,00	0,00	0,00	**0,00**
50	0,68	0,55	0,70	0,40	**0,58**
100	1,37	0,90	1,26	0,94	**1,12**
150	1,90	1,30	1,90	1,67	**1,69**
200	2,30	1,86	2,60	2,11	**2,22**
250	3,15	2,65	3,37	2,67	**2,96**
300	3,40	3,04	3,58	3,18	**3,30**
350	3,47	3,67	3,98	3,80	**3,73**
400	4,20	4,08	4,36	4,21	**4,21**
450	4,48	4,70	5,00	5,20	**4,85**
500	5,53	5,32	5,30	6,14	**5,57**
550	5,67	5,90	5,80	6,30	**5,92**
600	6,40	6,40	6,45	6,67	**6,48**
650	7,00	7,00	7,05	7,13	**7,05**

Fonte: Própria.

Após esse processo de criação da escala, foi possível calibrar o galvanômetro para mostrar os valores medidos.

Para a confecção do equipamento foram utilizados os seguintes materiais:

1. Resistores
2. Capacitores eletrolíticos
3. Transformador
4. Reguladores de Tensão LM 7812 e LM 7912
5. Potenciômetros
6. Capacitores cerâmicos
7. Diodos
8. Chaves
9. Galvanômetro
10. LM 358

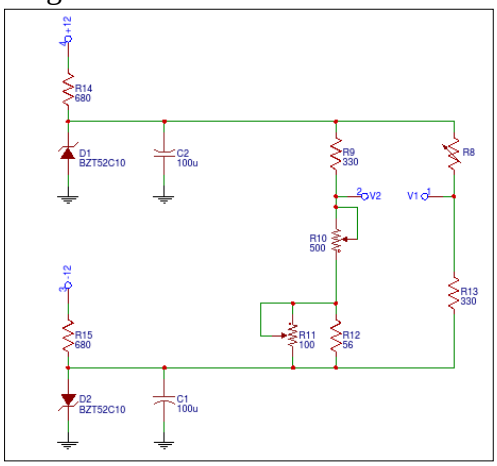
Todos esses componentes listados acima foram montados em uma placa universal para circuitos.

O equipamento é dividido em três circuitos, para facilitar a montagem.

O circuito da "Figura 5" trata de uma ponte de Wheatstone que possibilita a medição da resistência do extensômetro (R8) com extrema precisão, que até então era desconhecida. Variando o potenciômetro (R11) - com o extensômetro sem deformação - é possível igualar a

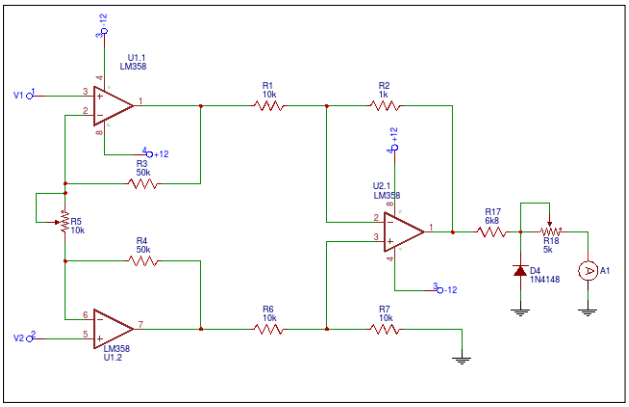
tensão de ambos os lados do circuito, gerando uma leitura neutra no galvanômetro; isso é feito para ajustar a ferramenta em um ponto Zero, já que a temperatura ambiente e o aquecimento dos resistores afetam as resistências dos mesmos mudando a tensão de leitura. Conforme o extensômetro sofre deformações lineares, ele varia sua resistência fazendo com que o ponteiro do galvanômetro mude de posição, podendo ser feita a leitura em volts.

Figura 5: Ponte de Wheatstone.



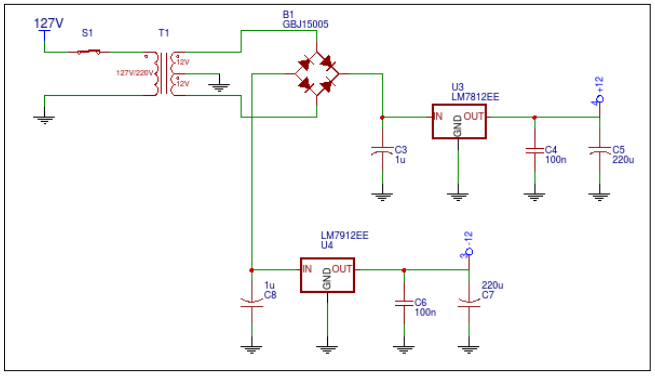
O circuito da "Figura 6" refere-se de um amplificador de instrumentação diferencial, que recebe uma alta impedância de saída da ponte de Wheatstone cuja variação era de ±2%Ω e diminui essa impedância de entrada, deixando a amplitude da onda com um ganho elevado em relação à entrada, possibilitando uma maior escala e precisão na medição dos valores; na saída do amplificador, é ligado o galvanômetro que mostra os valores obtidos. O ganho é regulado por meio do potenciômetro (R5). Os componentes utilizados para a construção consistem em 2 LM358, 7 resistores, 2 potenciômetros e 1 diodo.

Figura 6: Amplificador de instrumentação diferencial



O circuito da "Figura 7" é uma fonte simétrica 12Vdc que é responsável pela alimentação dos circuitos, que faz a conversão da tensão de 110/220Vac para ±12Vdc. Os componentes usados foram 1 Transformador ±12Vac, 1 LM7812, 1 LM7912, 4 diodos e 6 resistores.

Figura 7: Fonte de alimentação do circuito



3. RESULTADOS

Abaixo, o registro fotográfico do processo de construção do equipamento. A construção do equipamento, os testes e a aplicação do mesmo podem ser visualizados nas figuras de 8 a 12.

Figura 8: Sequência de montagem do gabinete.

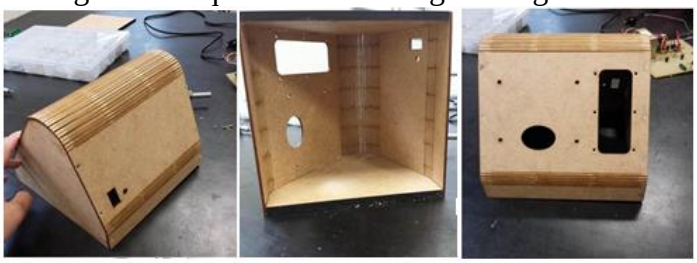


Figura 9: Montagem do circuito eletrônico

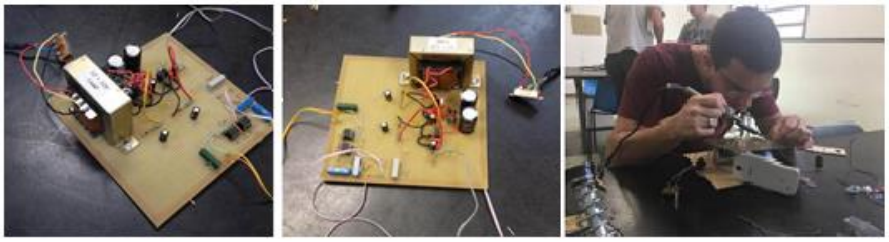


Figura 10: Equipamento após pintura e montagem.

Figura 11: Teste e calibração do equipamento em balança analítica.

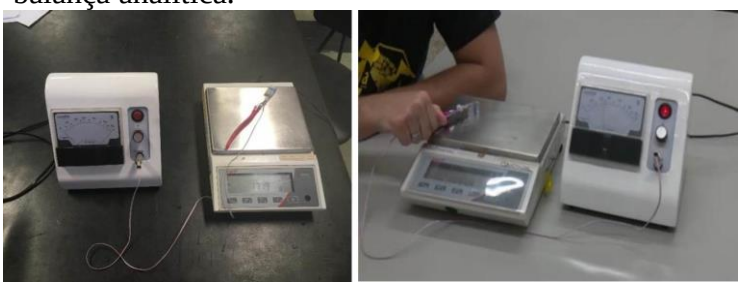


Figura 12: Teste do equipamento em ensaio pré-clínico em manequim

4. DISCUSSÃO

Os hábitos de escovação são os principais responsáveis pela abrasão gengival (VAN DER WEIJDEN et al., 1997). Quanto maior a força de escovação aplicada, maior a quantidade de placa removida; isso ocorre tanto para a escova manual quanto elétrica; no entanto, a escova elétrica foi capaz de remover mais placa que a manual em uma força aplicada de 300g ou 2,94N (VAN DER WEIJDEN et al., 1996). O estudo indicou também, que não houve uma correlação linear entre força de escovação aplicada e quantidade de placa removida, sugerindo que outros fatores além da força de escovação podem exercer grande influência na quantidade de placa removida (VAN DER WEIJDEN et al., 1998).

Um desses fatores pode ser a técnica de escovação. Segundo Björn (1966), diferentes técnicas de escovação, como por exemplo, a vertical e a horizontal, podem exercer diferentes forças aplicadas no contato entre a escova e a superfície dental, sendo que maior desgaste da dentina pode ocorrer pela escovação horizontal em comparação à técnica vertical. Outros autores demonstraram que o movimento e a força de escovação aplicada são modificados de acordo com o local escovado (TOSAKA et al., 2014). Esses autores avaliaram ciclos de escovação usando um sistema que mensura movimento e a força aplicada por meio de um acelerômetro e de tensores de carga acoplados às escovas dentais, aplicando-se na superfície vestibular do incisivo central inferior direito e na lingual do primeiro molar inferior esquerdo e, verificaram que diferenças significativas foram detectadas para as durações e intervalos de movimentos, bem como na força de escovação aplicada entre as duas superfícies avaliadas (TOSAKA et al., 2014).

Não só a técnica de escovação pode influenciar no resultado da força aplicada, mas também a estrutura e o padrão das cerdas, tais como, diâmetro, distribuição e o comprimento das cerdas podem ser considerados fatores importantes para determinar as forças de escovação em cada pessoa (FRALEIGH et al., 1967). Adicionalmente, uma escova com design flexível é capaz de reduzir as forças aplicadas na escovação (STEER; WHITTAKER, 1995). Outro fator importante na resultante de força aplicada durante a escovação é a dureza das cerdas. O estudo de Burgett e Ash (1974) mostrou que pressões significativamente maiores foram verificadas em escovas de dente convencionais com cerdas duras (0,19N/mm^2),

do que com cerdas de escovas macias (0,11N/mm^2). Além do que, pessoas destras mostraram tendência de exercerem maior força do lado direito do arco, sem diferenças significativas entre homens e mulheres.

Considerando-se o tecido gengival, verificou-se que a força de escovação média em um grupo de pacientes sem recessão gengival foi de 208g, enquanto que múltiplas recessões foram observadas em indivíduos com força média de 367g (MIERAU; SPINDLER, 1984 apud VAN DER WEIJDEN et al., 1996).

5. CONCLUSÃO

As forças aplicadas durante a escovação podem ser medidas por meio de aparelho especificamente elaborado para este fim. Os objetivos iniciais foram alcançados, tanto em termos técnicos na construção do aparelho, como pedagógicos, quanto à aprendizagem interdisciplinar dos alunos envolvidos. A integração entre Odontologia e Engenharia ocorreu através Centro de Inovação Tecnológica (CIT) do UNIFEB, conforme proposta inicialmente elaborada para tal finalidade. A boa interação técnica e profissional entre todos os envolvidos foi fundamental para a confecção de um equipamento que mensure as forças de escovação.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BJÖRN, H.; LINDHE, J. On the mechanics of toothbrushing. Odontologisk Revy, v.17, p.9-16, 1966.

BRASIL, Ministério da Saúde. Projeto SB-Brasil 2010 - Pesquisa Nacional de Saúde Bucal. Brasilia - DF. 2010. Disponível em: http://dab.saude.gov.br/CNSB/sbbrasil/ . Acesso em: 01 dez. 2016.

BURGETT, F.G.; ASH, M.M. Comparative study of the pressure of brushing with three types of toothbrushes. J Periodontol., v.45, n.6, p.410-413, 1974.

FRALEIGH, C.M.; MC ELHANEY, J.H.; HEISER, R.A. Toothbrushing force study. J Dental Res., v. 46, p.209-214, 1967.

PANZERI, H. et al. Avaliação de algumas características das escovas dentais do mercado nacional. Rev Assoc Bras Odontol, v.1, n. 1, p. 23-9, jul./set. 1993.

Prêmio JOHNSON & JOHNSON de incentivo à pesquisa em saúde bucal. O escovograma como método de avaliação de forças desenvolvidas durante a escovação bucal. 1997. 14p.

RODRIGUES, U.M. Desenvolvimento de células de carga para medir força aplicada durante a escovação dental [Dissertação de mestrado]. Faculdade de Engenharia. Universidade Federal do Rio grande do Sul. Porto Alegre. 2002. 136p.

SAWLANI, K.; LAWSON, N.C.; BURGESS, J.O.; LEMONS, J.E.; KINDERKNECHT, K.E.; GIVAN, D.A.; RAMP, L. Factors influencing the progression of noncarious cervical lesions: A 5-year prospective clinical evaluation. J Prosthet Dent. 2016;115(5):571-7.

STEER, J.; WHITTAKER, J. The effect of toothbrush design on the force generated during brushing. J Dent Res., v.74, n.3, p.863, 1995.

TOSAKA, Y.; NAKAKURA-OHSHIMA, K.; MURAKAMI, N.; ISHII, R.; SAITOH, I.; IWASE Y.; YOSHIHARA, A.; OHUCHI, A.; HAYASAKI, H.; Analysis of tooth brushing cycles. Clin Oral Investig. 2014 Nov;18(8):2045-53.

VAN DER WEIJDEN, G.A.; TIMMERMAN, M.F.; VAN DER VELDEN, U.; REIJERSE, E.; SNOEK, C.M. Toothbrushing force in relation to plaque removal. J Clin Periodontol., v.23, n.8, p.724-729, 1996.

VAN DER WEIJDEN, G.A.; TIMMERMAN, M.F.; DANSER, M.M.; VAN DER VELDEN, U.; SNOEK, C.M. Toothbrushing force and gingival abrasion. J Dent Res., v.76, p.149, abstract # 1083, 1997.

VAN DER WEIJDEN, G.A.; TIMMERMAN, M.F.; DANSER, M.M.; VAN DER VELDEN, U. Relationship between the plaque removal efficacy of a manual toothbrush and brushing force. J Clin Periodontol., v.25, n.5, p.413-416, 1998.

WIEGAND, A.; SCHLUETER, N. The role of oral hygiene: does toothbrushing harm? Monogr Oral Sci. 2014; 25: 215-9.

INTERSISCIPLINARY LEARNING: CONSTRUCTION OF EQUIPMENT STRENGTH METER OF THE IMPACT OF BRUSH IN THE DENTO-GENGIVAL COMPLEX

Abstract: *The report of this article refers to an interdisciplinary experience between the Electrical Engineering and Dentistry courses. Refers to the construction of a force-measuring device (in grams) of the impact of the brushing on the oral tissues, that can be used in the clinic or small clinics. A strain gauge coupled to the stem of a dental brush was used, through which it was possible to determine the force applied on the brush. The project was developed by teachers and students of the courses mentioned above and coordinated by the Technological Innovation Center (CIT) of UNIFEB. Good technical and professional interaction between all involved was fundamental to the success of the initial proposal.*

Key-words: *Brush force gauge, Interdisciplinary teaching, Gums, Dental abrasion, Electrical engineering.*