



# Estudo do desgaste por atrição (deslizamento alternado) em esmalte bovino em função da carga normal e da lubrificação

Priscilla P. Coppo – USP  
Cherlio Scandian – UFES  
Rafael Y. Ballester – USP



## *Desgaste dental*

- **prevalente em crianças e adultos** 76,9% dos participantes com exposição de dentina em pelo menos 01 superfície; superfícies incisais com maior grau de desgaste (FARES et al., 2009)
- **hábitos parafuncionais, dieta**
- **umenta com a idade** (VAN'T SPIJKER et al., 2009) - 60% da população adulta range dentes (LAVIGNE et al., 2001)
- **prejudica a função mastigatória e diminui a qualidade de vida** (CARLSSON; JOHANSSON; LUNDQVIST, 1985)



## *Atrição dental*



## *Como evitar o desgaste dental?*

- ❖ uso de aparelhos / placas de acrílico
- ❖ lubrificação com repositores salivares (WARDE et al., 2000; MEYER-LUECKEL; SCHULTE-MONTING; KIELBASSA, 2002; TANTBIROJN et al., 2008; SAJEWICZ, 2009)
- ❖ controle da dieta, eliminar hábitos nocivos ou doenças





# INTRODUÇÃO



## *Esmalte dental*

- Propriedades mecânicas:
  - módulo de elasticidade - 90 GPa
  - dureza - 4 GPa
  - tenacidade à fratura -  $1,1 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$
- Variação das propriedades:
  - anisotropia
  - composição não uniforme
  - grupo de dente
  - entre indivíduos

(Hassan; Caputo; Bunshah, 1981; Xu et al., 1998; Sakar-Deliormanli; Guden, 2006; Guidoni; Swain; Jager, 2008; He; Swain, 2008; He; Swain, 2009; Xie et al., 2009; Arsecularatne; Hoffman, 2010; Jeng et al., 2011; Hayashi-Sakai et al., 2012; He et al., 2013)



O desgaste do esmalte dental é objeto de muitos estudos



Poucos utilizam conceitos tribológicos

Não foi encontrado *nenhum estudo* de desgaste de esmalte e seus micromecanismos oriundos do *deslizamento alternado de incisivo contra incisivo* (configuração que mais se aproxima do tribossistema real de atrição)





# OBJETIVOS



**Investigar o desgaste por deslizamento de esmalte contra esmalte dental, variando a carga normal aplicada e os meios de lubrificação.**

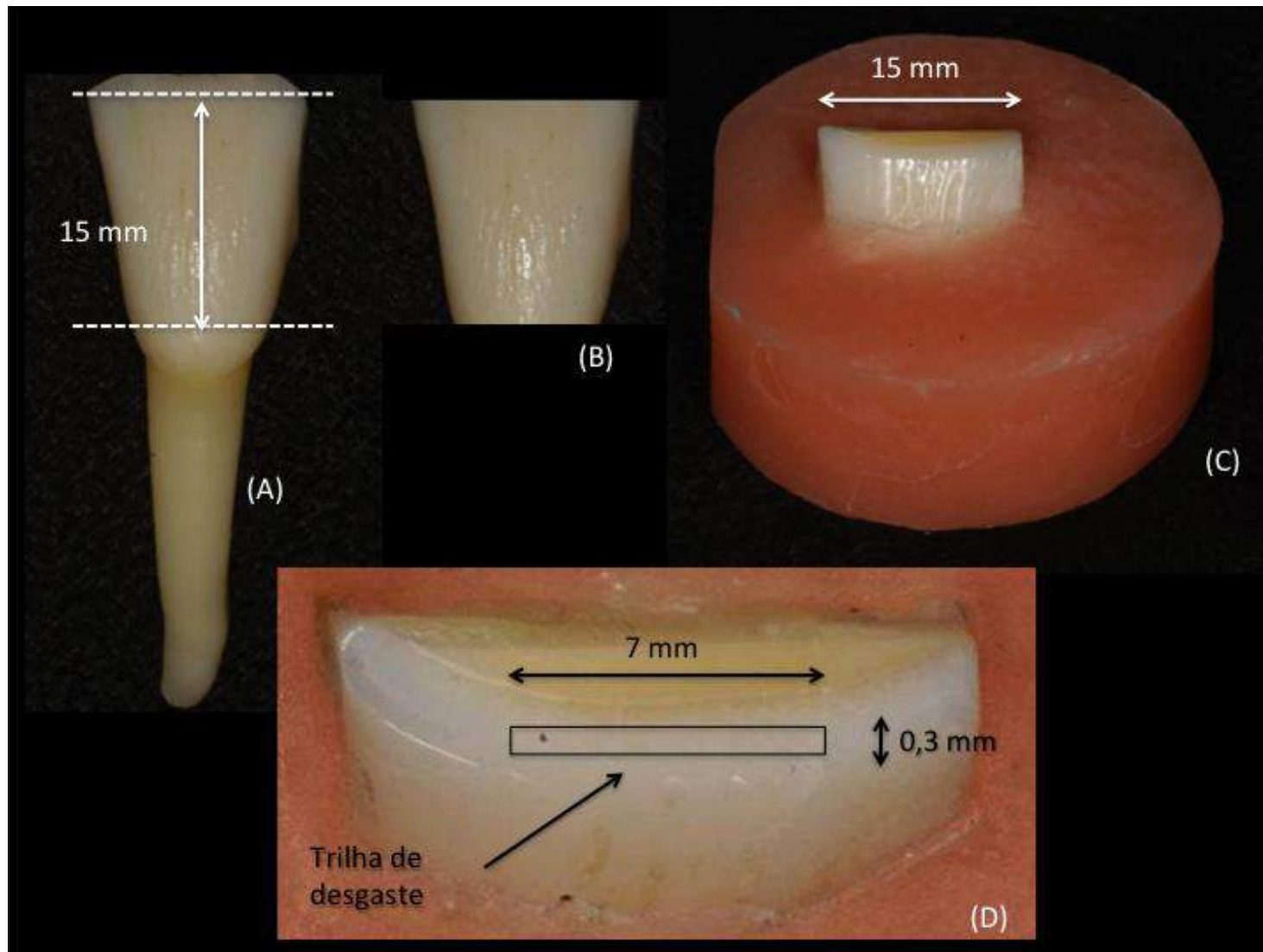
- construir pares de espécimes que comportem um estudo tribológico de **deslizamento alternado**, partindo de incisivos bovinos;
- selecionar os pares a serem ensaiados a partir das propriedades de **dureza e de tenacidade à fratura**, dentro de uma faixa de valores relativamente estreita;
- realizar ensaios com **variações de carga normal (8 N e 16 N) e quatro condições de lubrificação**: saliva natural, saliva artificial e gel lubrificante oral Oralbalance® (Biotène) comparadas com um grupo controle sem lubrificação (seco).

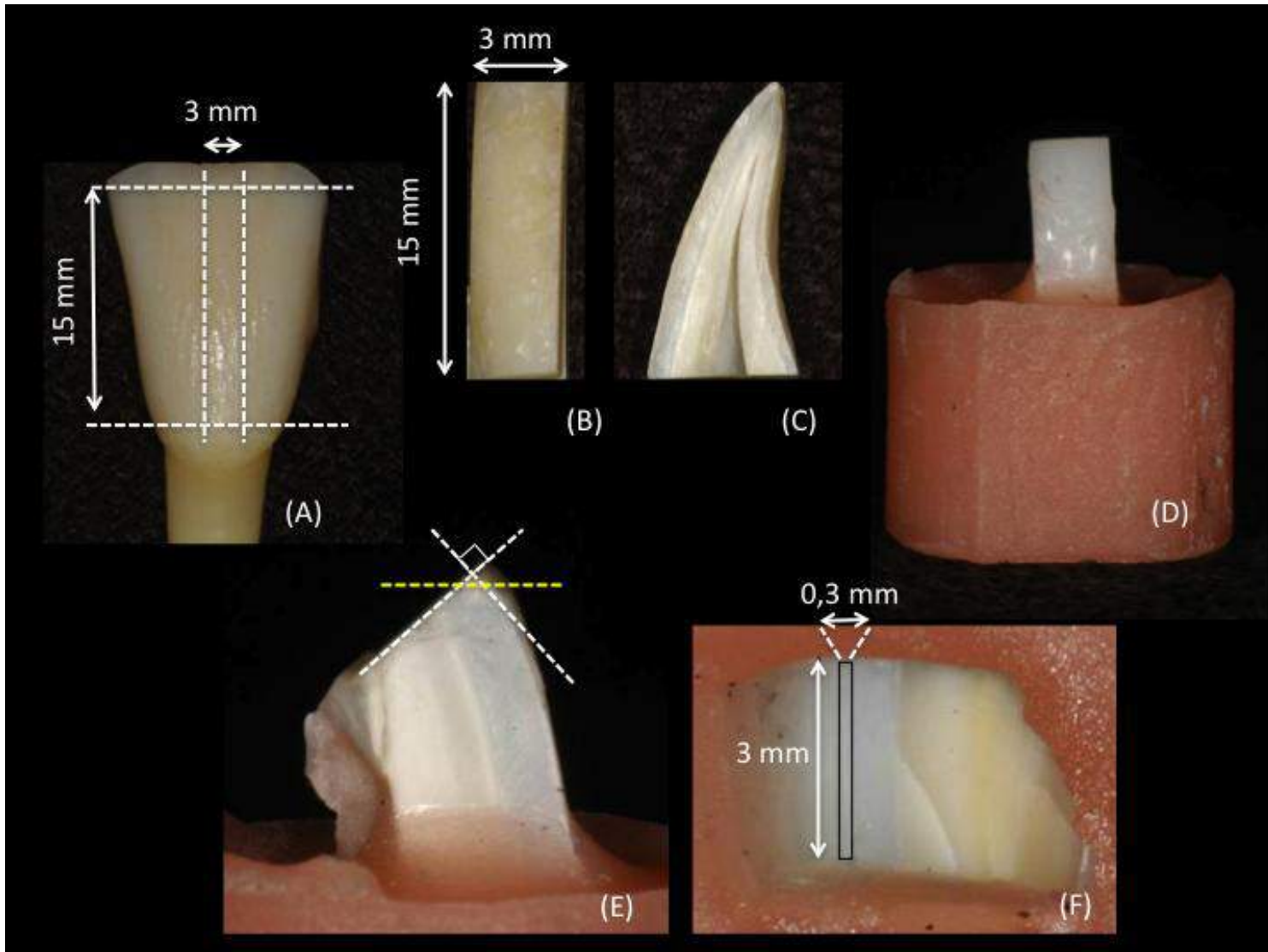
## *Dentes incisivos bovinos*

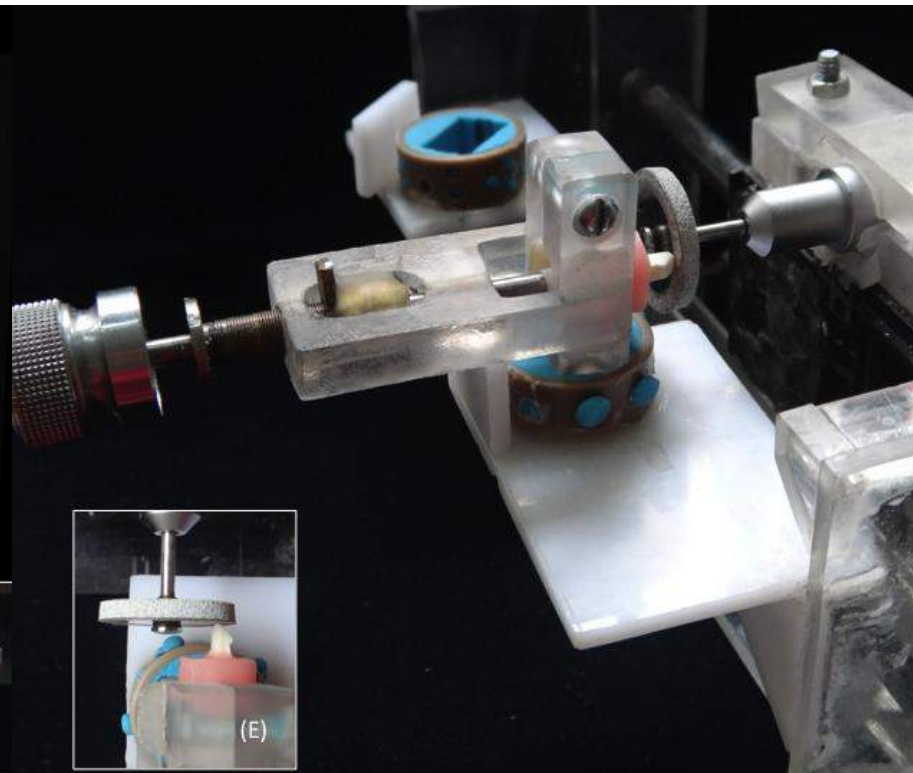
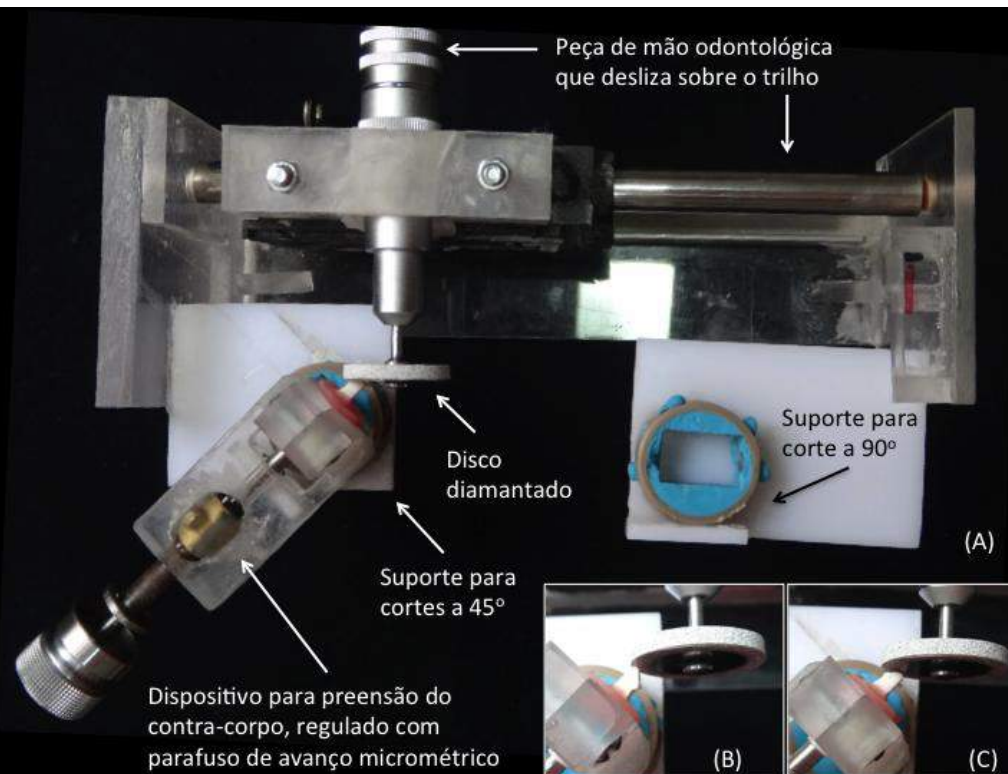
- Semelhanças:  
microestrutura;  
dureza e tenacidade à fratura
- Diferenças:  
cristais de apatita (22-23 nm)  
(humanos = 110-200 nm);  
volume de esmalte disponível







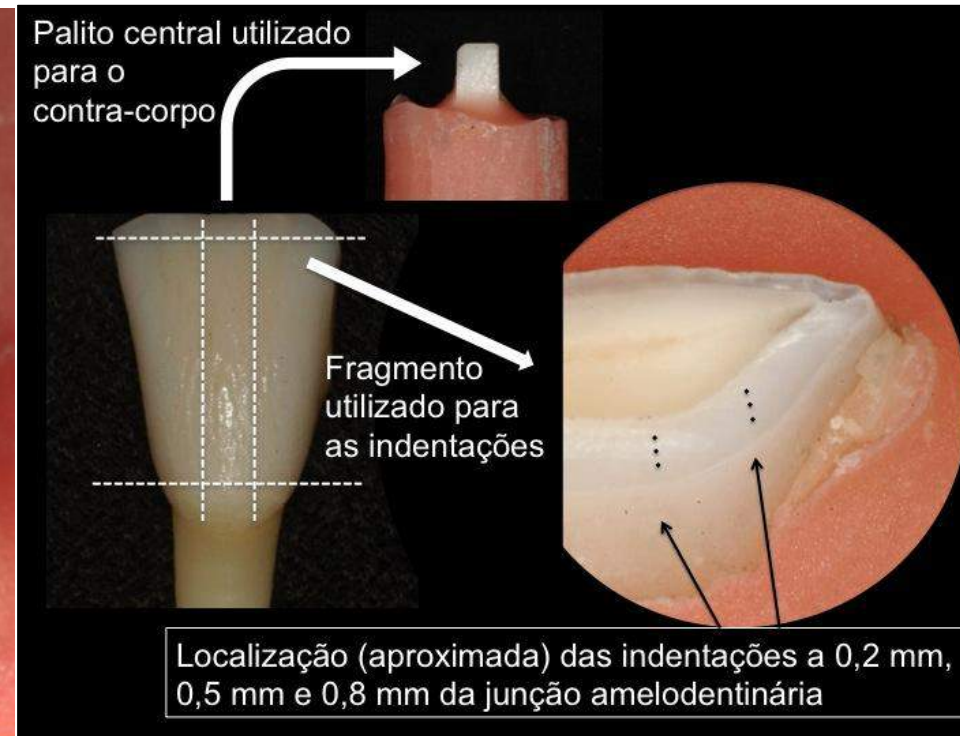
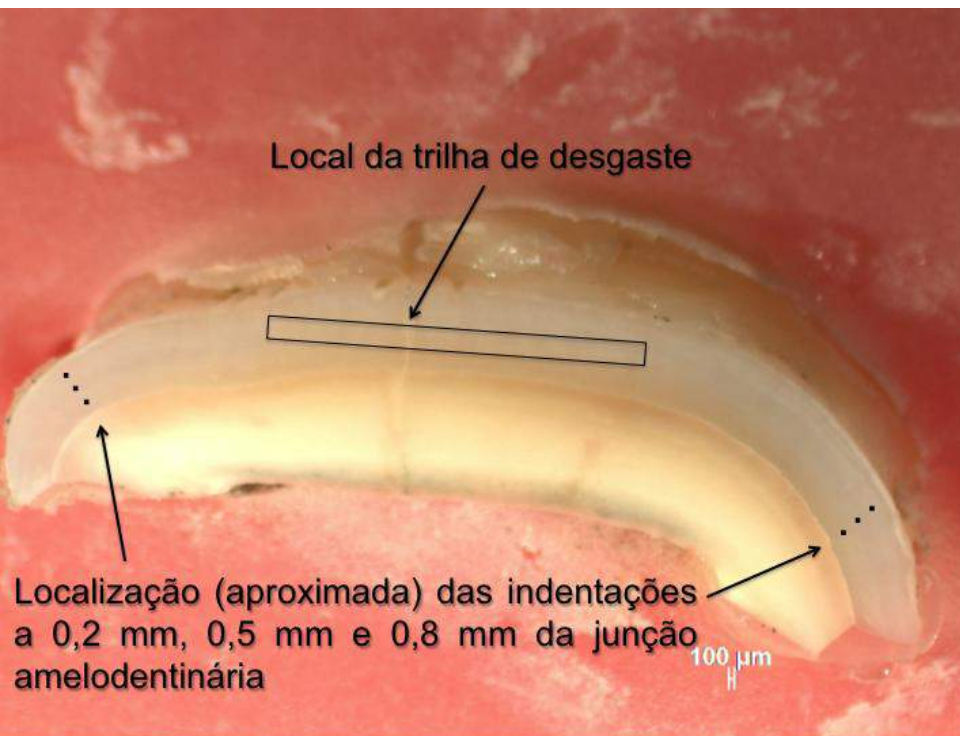




Microdureza Vickers: 2,94 N; 15 s

(SAKAR-DELIORMANLI; GUDEN, 2006; JOHNSON; RAPOFF, 2007; AN et al., 2012)

Valor da dureza: média das 6 indentações realizadas  
Selecionados os pares com microdureza:  $200 \pm 21 \text{ HV}_{0,3}$





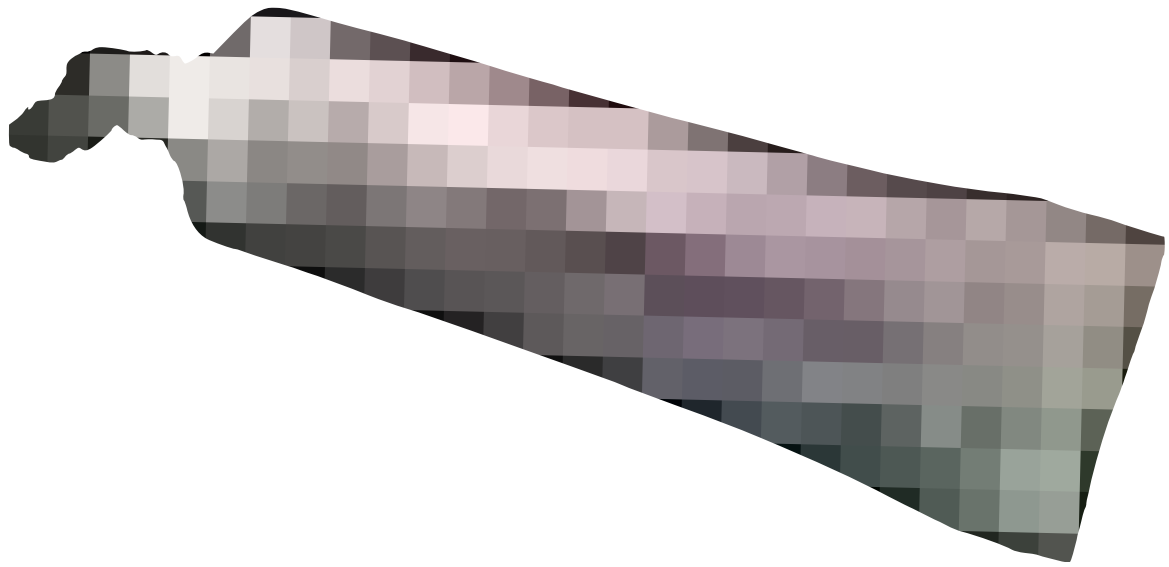
# MATERIAIS E MÉTODOS

## *Lubrificantes*

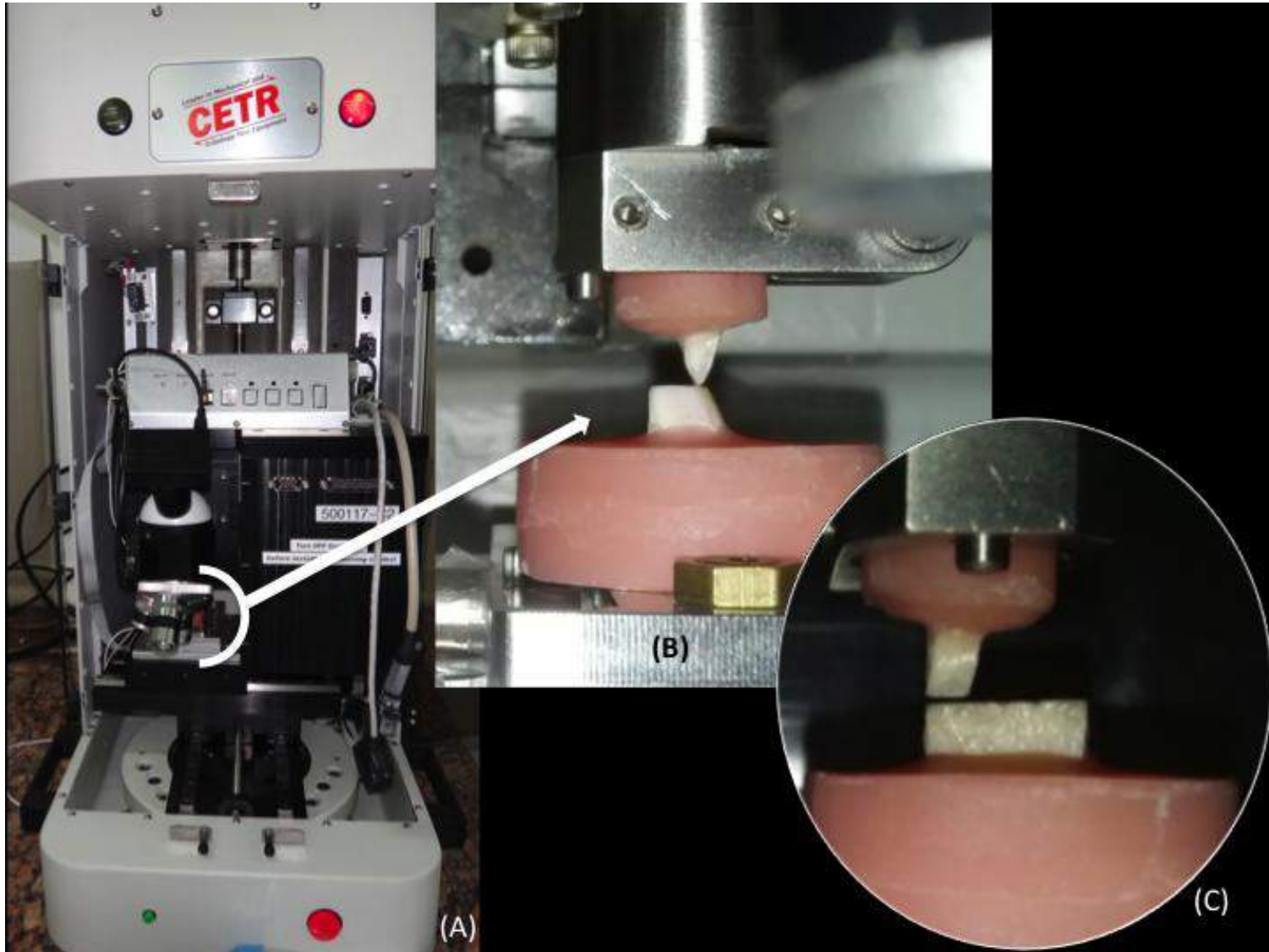


## *LUBRIFICANTES*

- Saliva natural
- Saliva artificial
- Gel lubrificante oral
- Seco









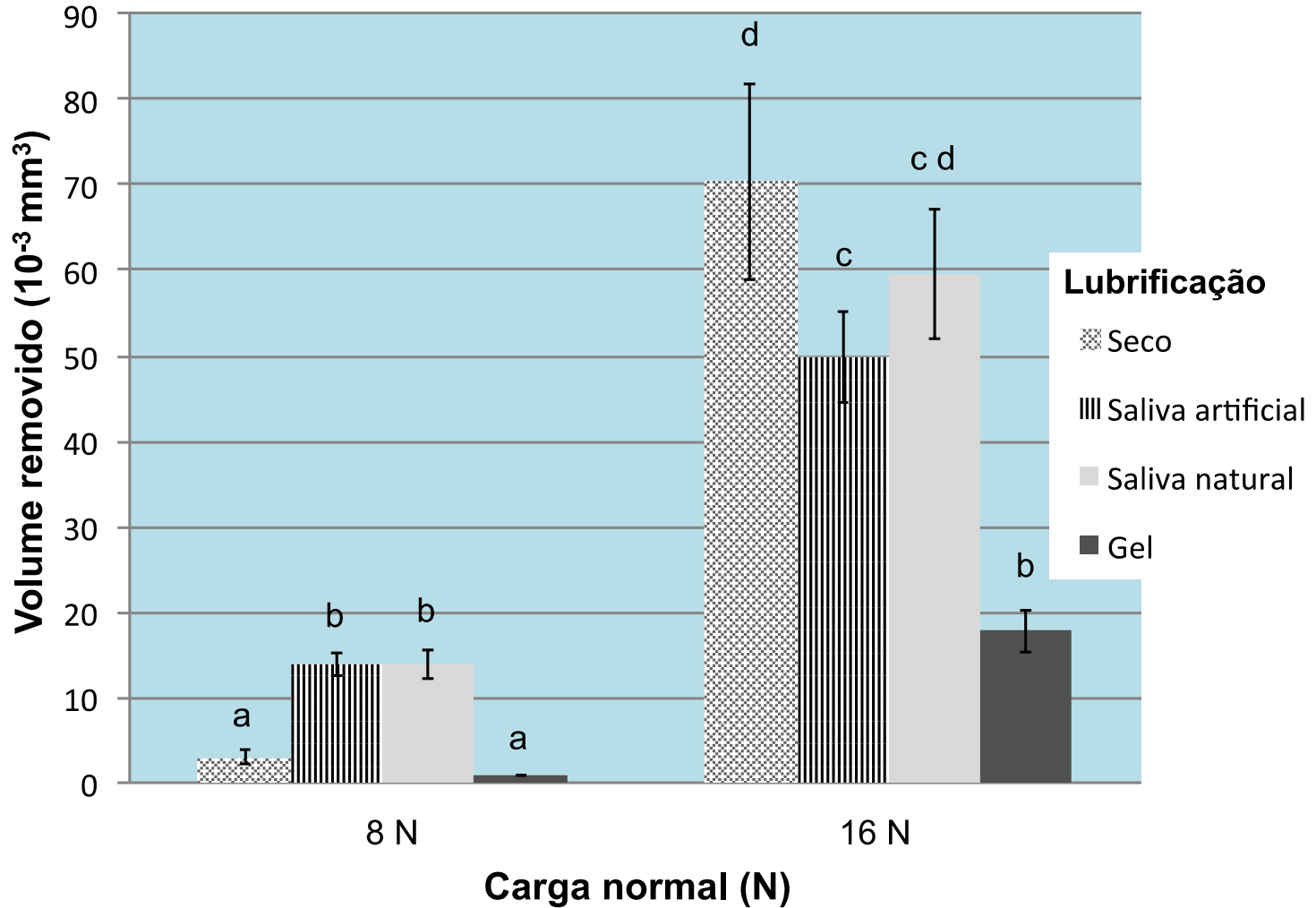
# MATERIAIS E MÉTODOS

*Ensaio de deslizamento alternado*



Parâmetros do ensaio de deslizamento		Critérios
Carga normal	8 N ou 16 N	NEILL et al., 1989; KOHYAMA et al., 2004; REGALO et al., 2008
Velocidade de deslizamento	2 mm/s	Valor estimado
Lubrificação	Seco, saliva artificial*, natural ou gel Oral Balance® *	Indicado para xerostomia*
Número de ciclos	225	Necessário para o estágio estacionário
Distância deslizada	1,8 m	-
Tempo de duração	900 s	Necessário para o estágio estacionário
Frequência	0,25 Hz	Valor estimado
Número de pares em cada grupo	3	-





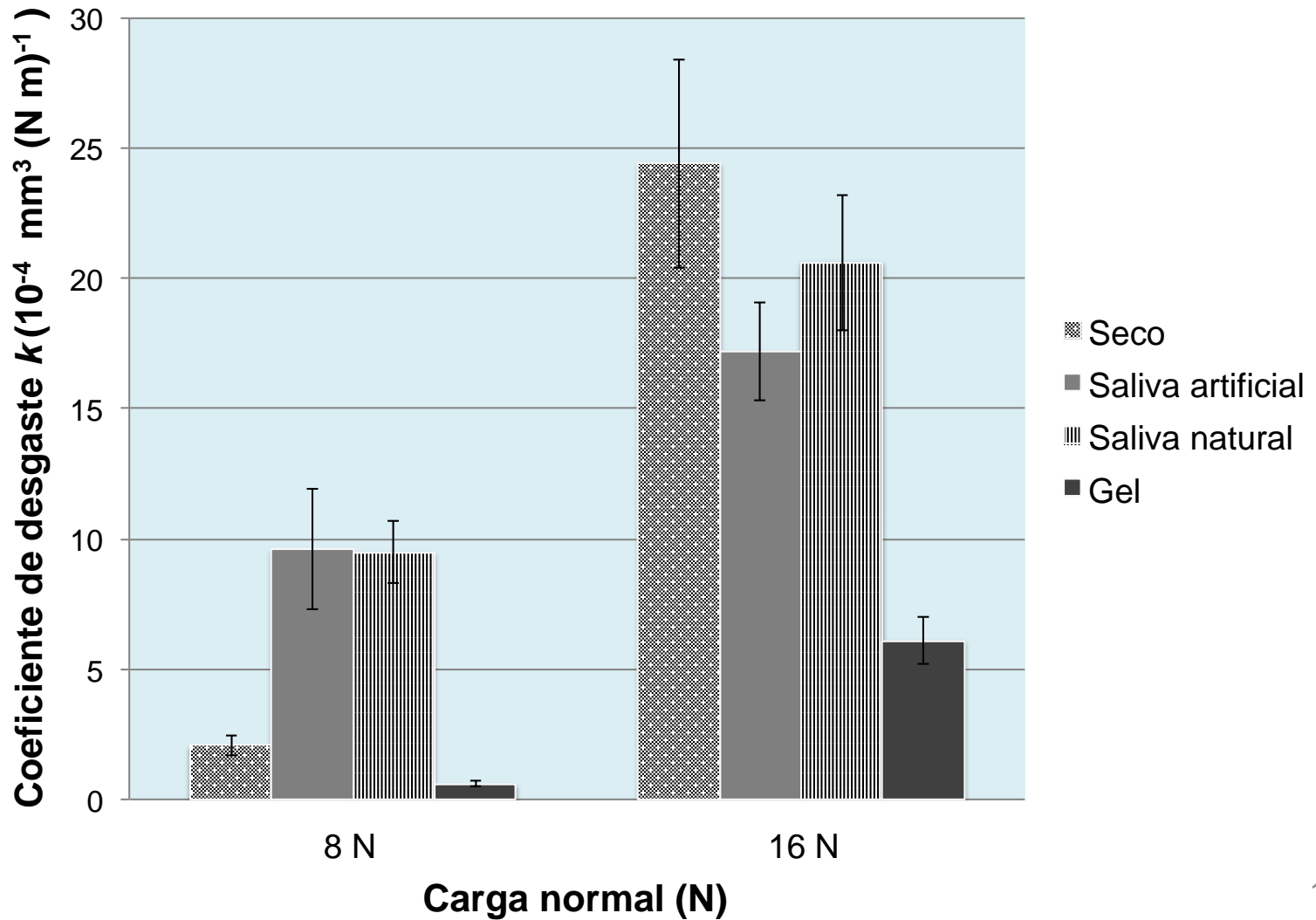


# RESULTADOS

*K; k*



<b>Carga Normal (N)</b>	<b>Lubrificação</b>	<b>Coefficiente de desgaste dimensional, <math>K</math> (<math>10^{-5}</math>)</b>	<b>Coefficiente de desgaste dimensional, <math>k</math> (<math>10^{-4} \text{ mm}^3 (\text{N m})^{-1}</math>)</b>
8 N	Seco	0,4	2,1
	Saliva artificial	1,9	9,6
	Saliva natural	1,9	9,5
	Gel	0,1	0,6
16 N	Seco	4,9	24,4
	Saliva artificial	3,4	17,2
	Saliva natural	4,1	20,6
	Gel	1,2	6,1





# RESULTADOS

*Severidade - K*



**Relação entre as severidades do desgaste K**

$K_{\text{linha}}/K_{\text{coluna}}$	8 N – gel	8 N – saliva artificial	8 N – saliva natural	8 N – seco	16 N – gel	16 N – saliva artificial	16 N – saliva natural	16 N – seco
<b>8 N – gel</b>	-	0,05	0,05	0,25	0,08	0,03	0,02	0,02
<b>8 N – saliva artificial</b>	19	-	1	4,75	1,59	0,56	0,46	0,39
<b>8 N – saliva natural</b>	19	1	-	4,75	1,59	0,56	0,46	0,39
<b>8 N – seco</b>	4	0,21	0,21	-	0,34	0,12	0,09	0,08
<b>16 N – gel</b>	12	0,63	0,63	3	-	0,35	0,29	0,24
<b>16 N – saliva artificial</b>	34	1,79	1,79	8,5	4,08	-	0,83	0,69
<b>16 N – saliva natural</b>	41	2,16	2,16	10,25	3,42	1,21	-	0,83
<b>16 N – seco</b>	49	2,58	2,58	12,25	4,08	1,44	1,19	-

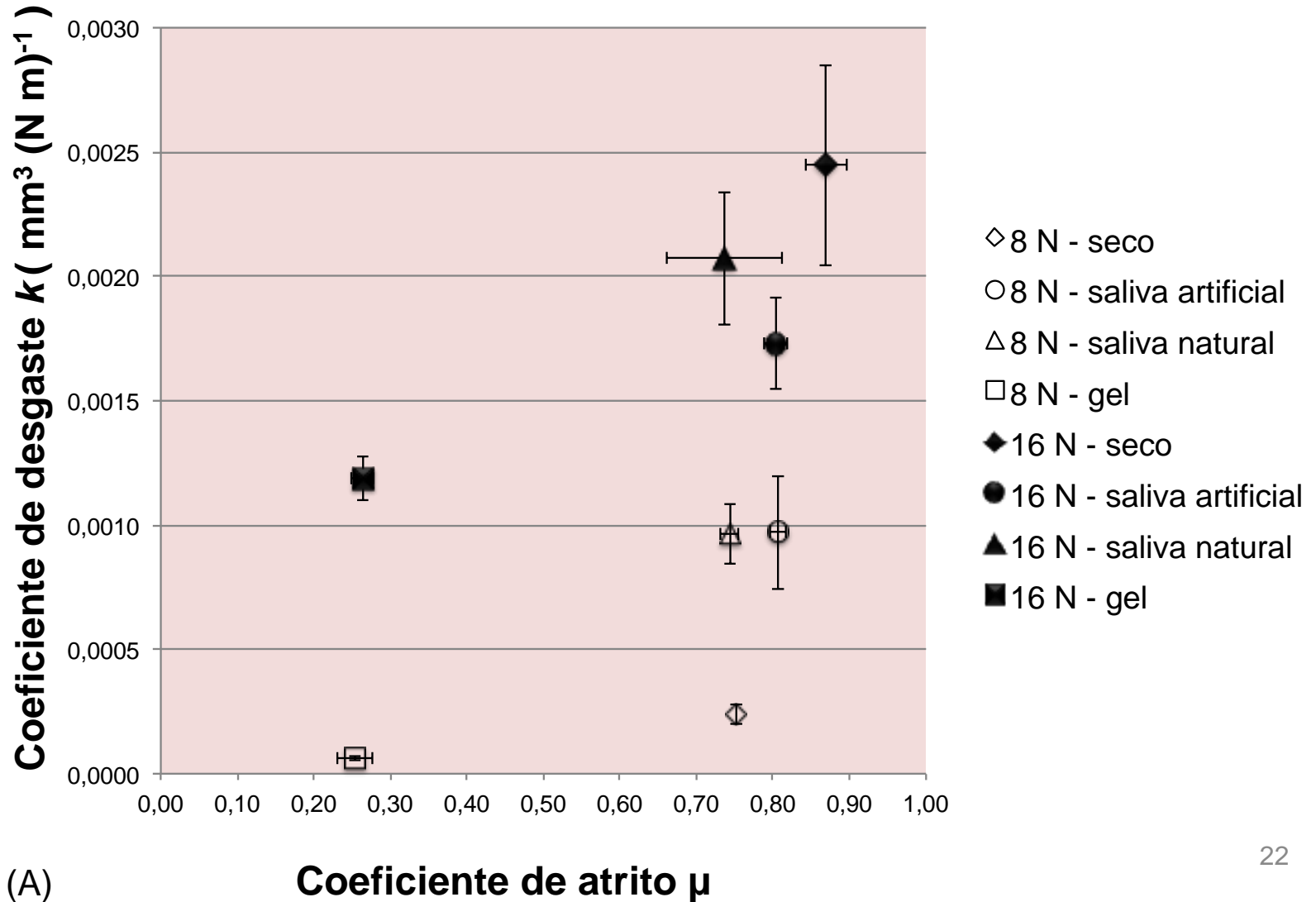


# RESULTADOS

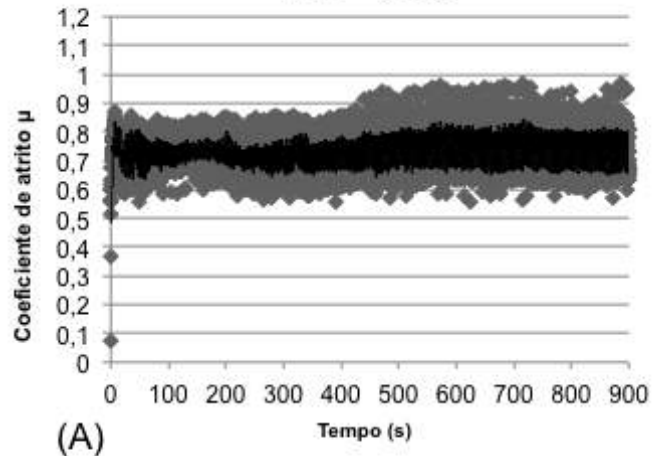
*Atrito*



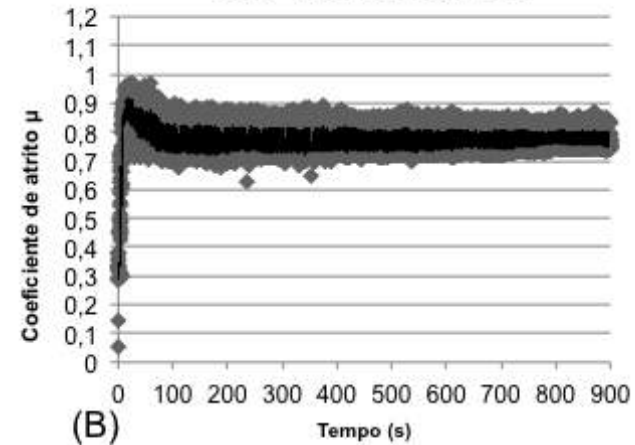
Lubrificação	$\mu$ - COEFICIENTE DE ATRITO	
	Carga normal 8 N	Carga normal 16 N
Seco	$0,75 \pm 0,03^a$	$0,87 \pm 0,03^b$
Saliva artificial	$0,80 \pm 0,03^{ab}$	$0,80 \pm 0,02^{ab}$
Saliva natural	$0,74 \pm 0,01^a$	$0,73 \pm 0,06^a$
Gel	$0,25 \pm 0,05^c$	$0,26 \pm 0,02^c$



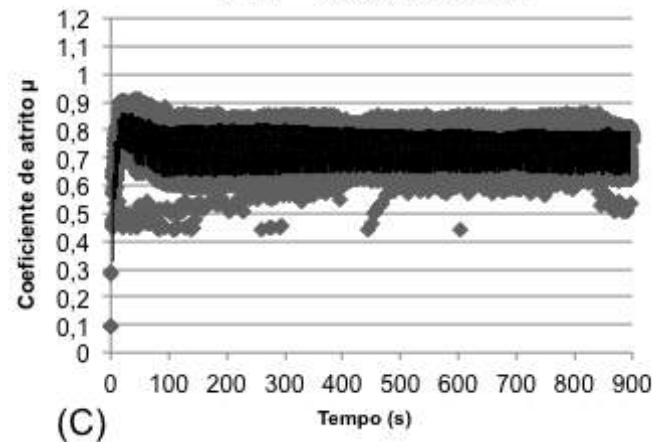
8 N – seco



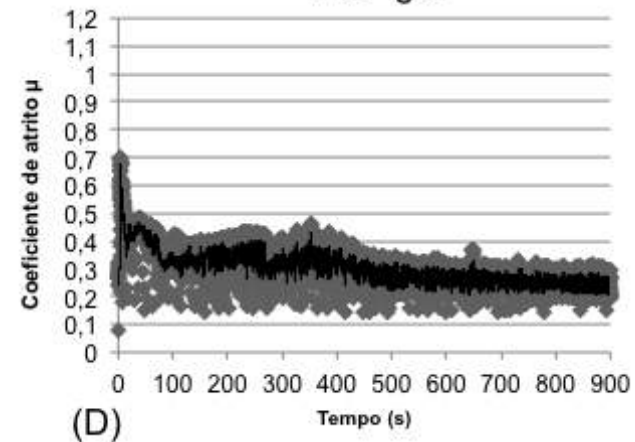
8 N - saliva artificial



8 N – saliva natural



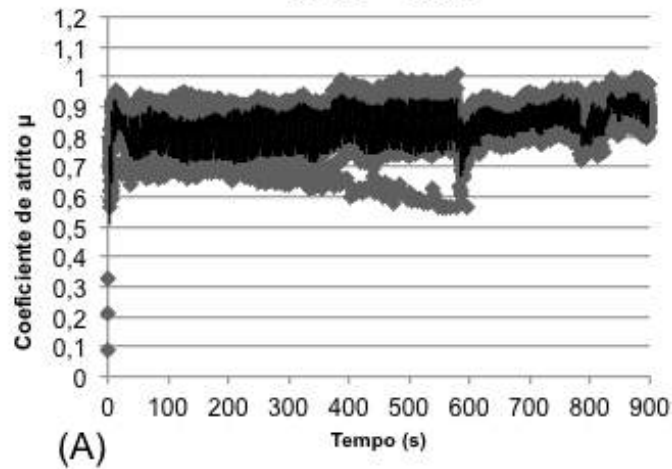
8 N - gel



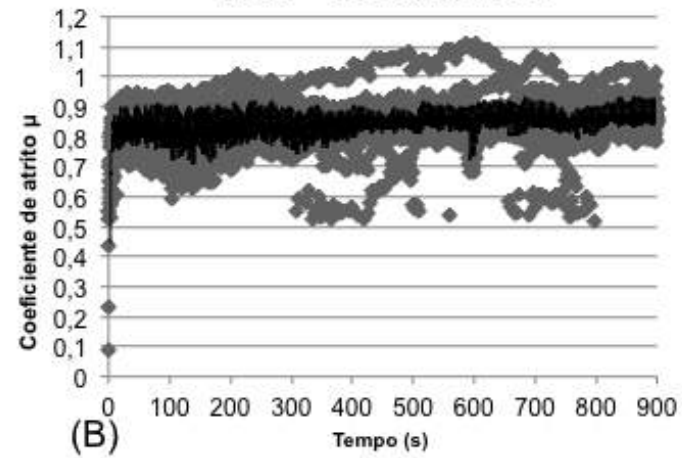
# RESULTADOS

*Atrito*

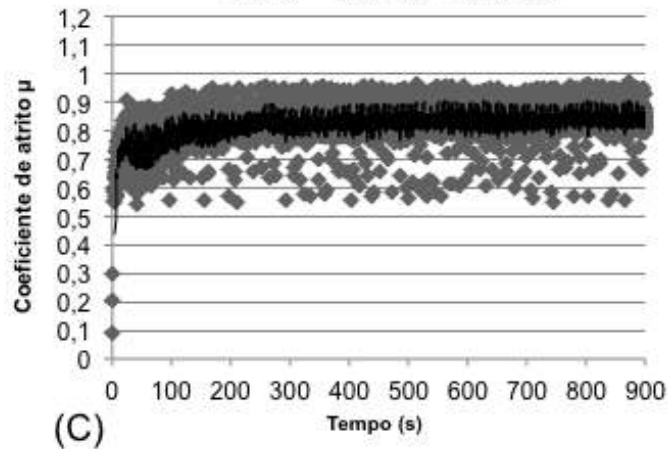
16 N – seco



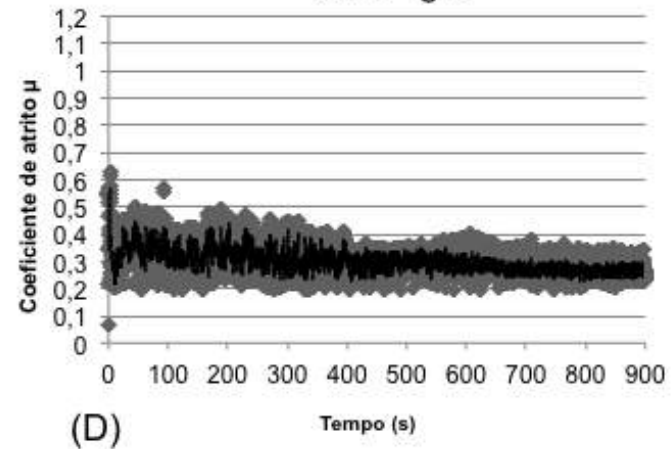
16 N - saliva artificial



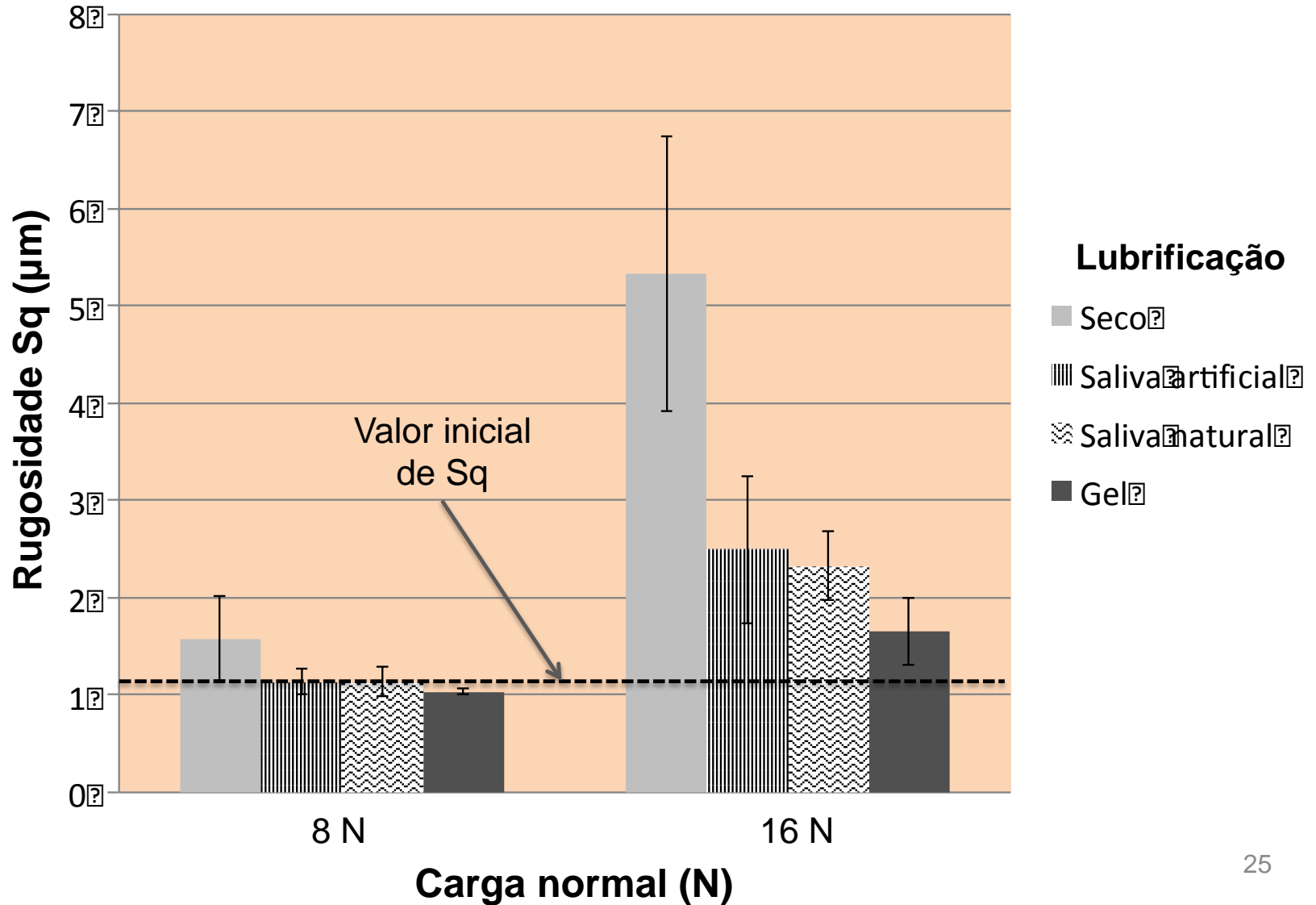
16 N – saliva natural



16 N - gel







Severidade do mecanismo de  
desgaste



## Desplacamento

16 N – seco

## Triboquímico e mecânico

16 N – saliva natural

16 N – saliva artificial

16 N – gel

8 N – saliva artificial e natural

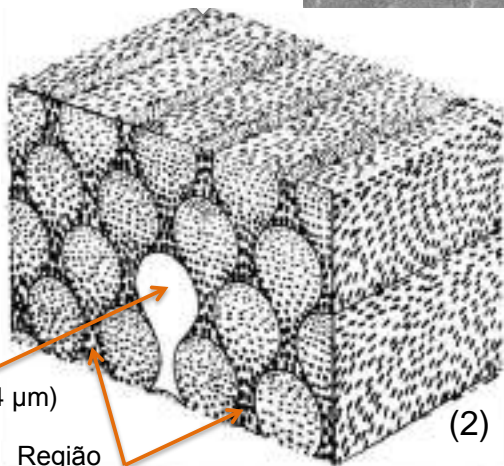
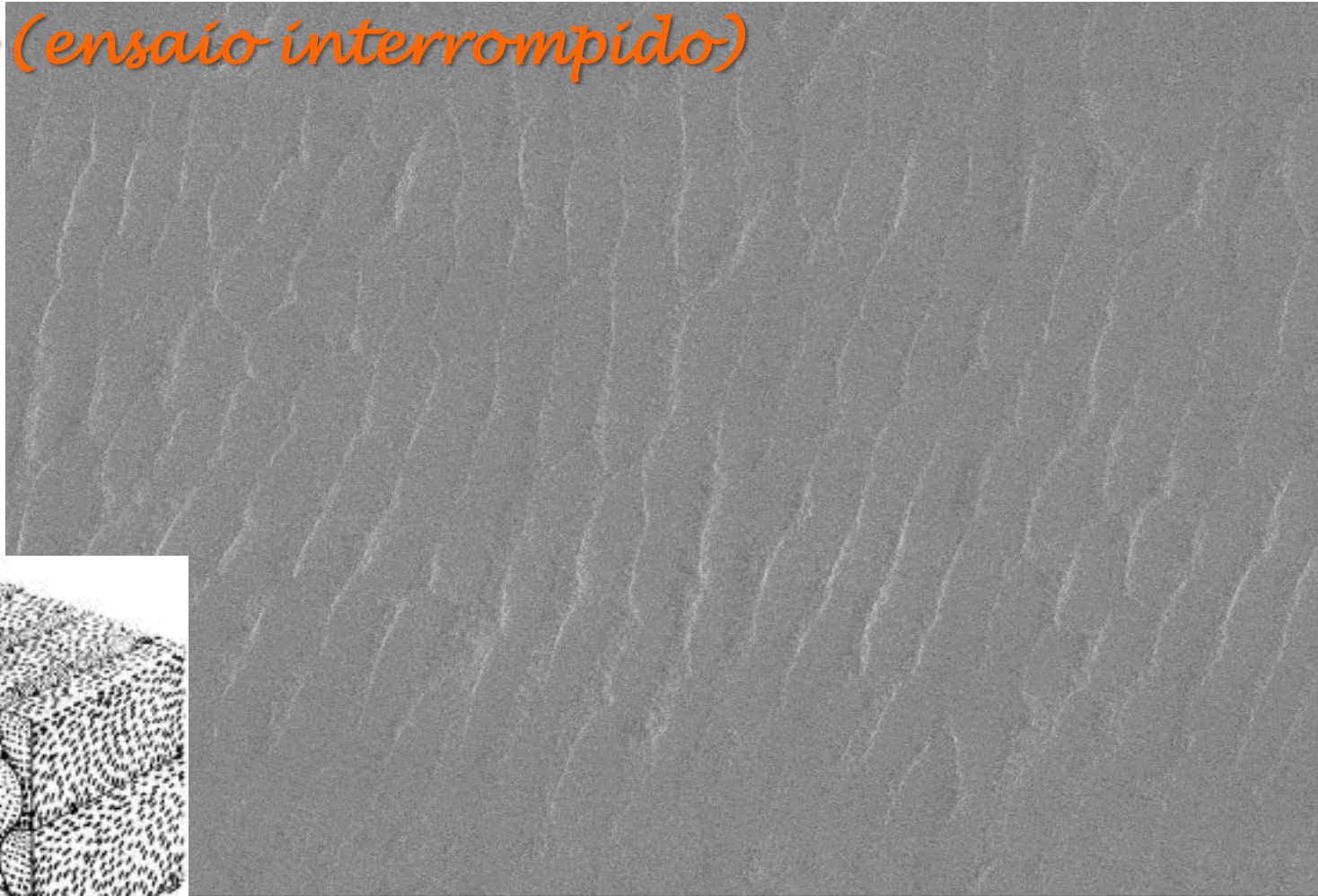
## Trincas interprismáticas

8 N – seco

## Desgaste da região interprismática

8 N – gel

## 8 N - gel (ensaio interrompido)



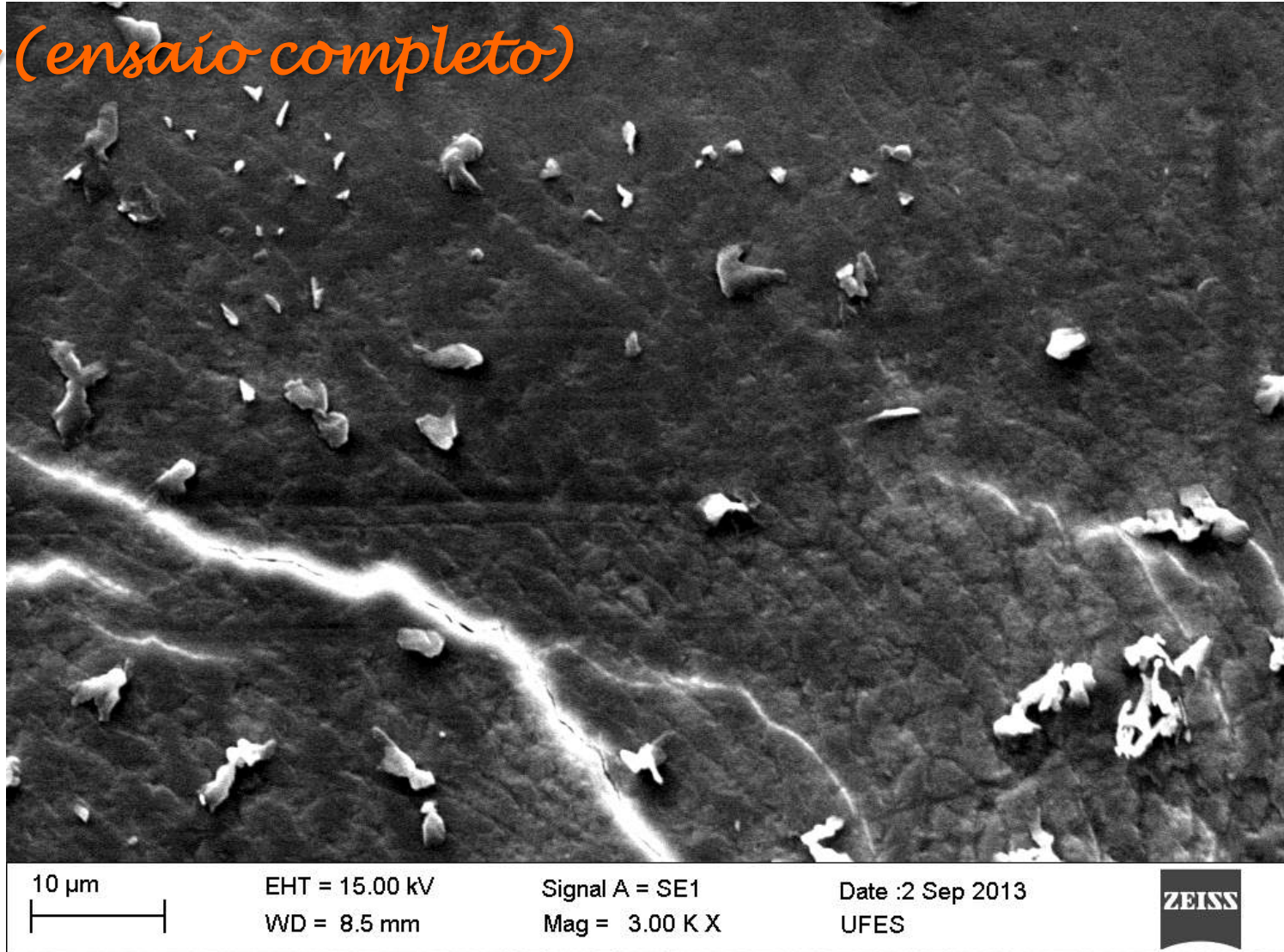
EHT = 20.00 kV  
WD = 9.0 mm

Signal A = SE1  
Mag = 5.00 K X

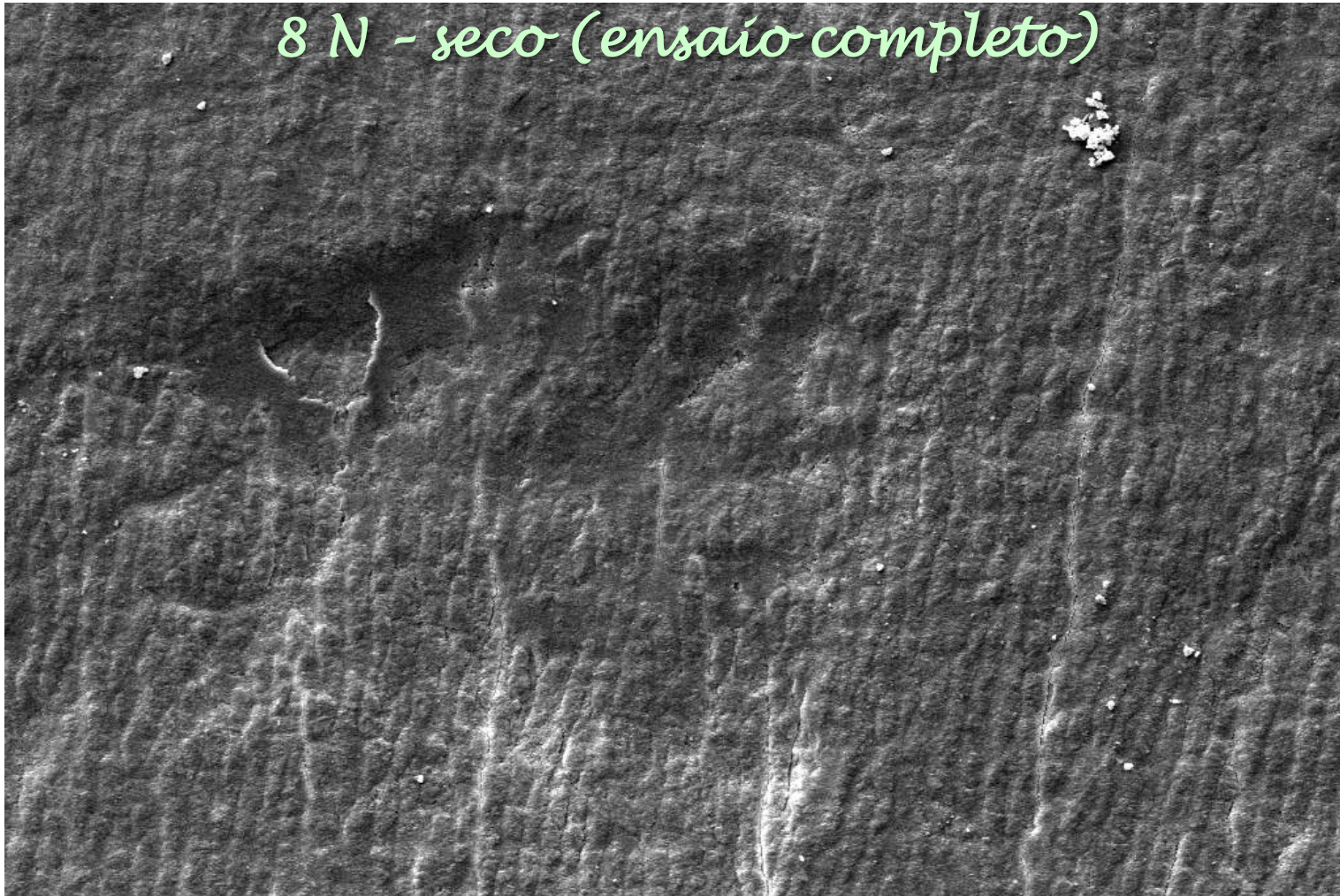
Date :18 Oct 2013  
UFES

## 8 N - gel (ensaio completo)

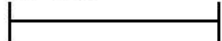
$k = 0,6 \times 10^{-4}$   
 $(\text{mm}^3(\text{N.m})^{-1})$   
 $\mu = 0,25$   
 $Sq = 1,04 \mu\text{m}$



*8 N - seco (ensaio completo)*



20  $\mu\text{m}$



EHT = 10.00 kV

WD = 8.0 mm

Signal A = SE1

Mag = 2.00 K X

Date :29 Oct 2013

UFES

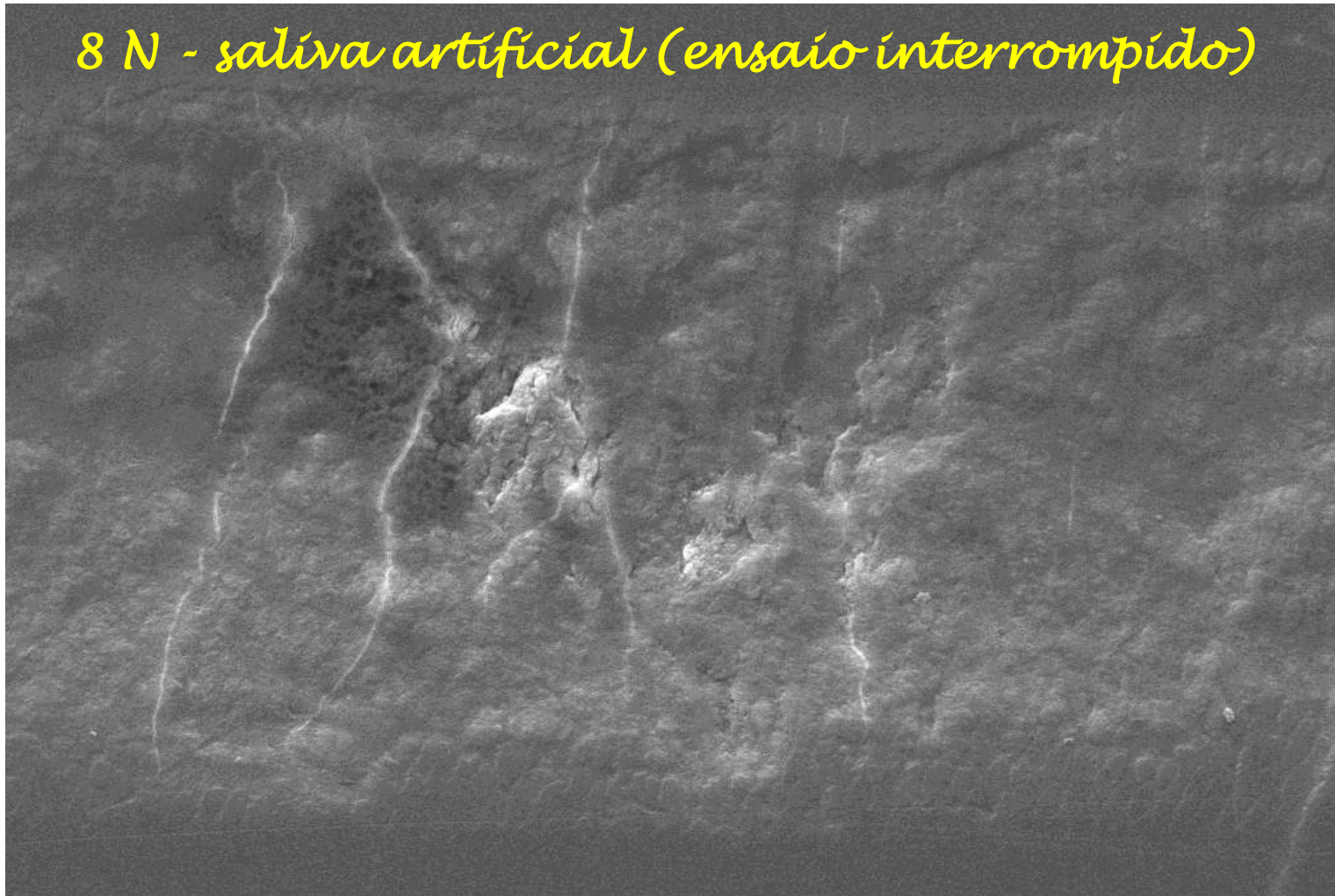


# RESULTADOS

*Micromecanismos*



*8 N - saliva artificial (ensaio interrompido)*



10  $\mu\text{m}$

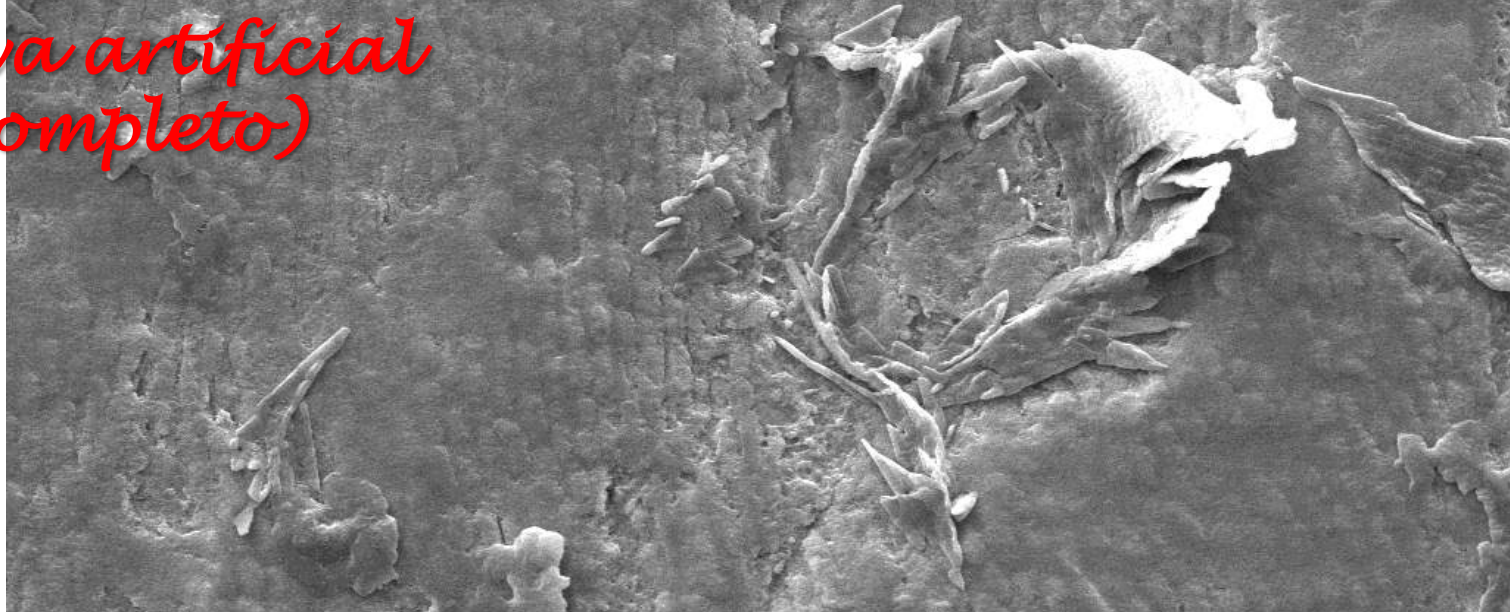
EHT = 20.00 kV  
WD = 9.0 mm

Signal A = SE1  
Mag = 2.00 K X

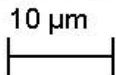
Date : 1 Oct 2013  
UFES



## 8 N - saliva artificial (ensaio completo)



- $k = 9,6 \times 10^{-4} \text{ (mm}^3\text{(N.m)}^{-1})$   
seco:  $k = 2,1 \times 10^{-4} \text{ (mm}^3\text{(N.m)}^{-1})$
- $Sq = 1,14 \mu\text{m} / Sq \text{ inicial} = 1,17 \mu\text{m}$
- Destacamento de modo plástico
- Ausência de eventos microabrasivos

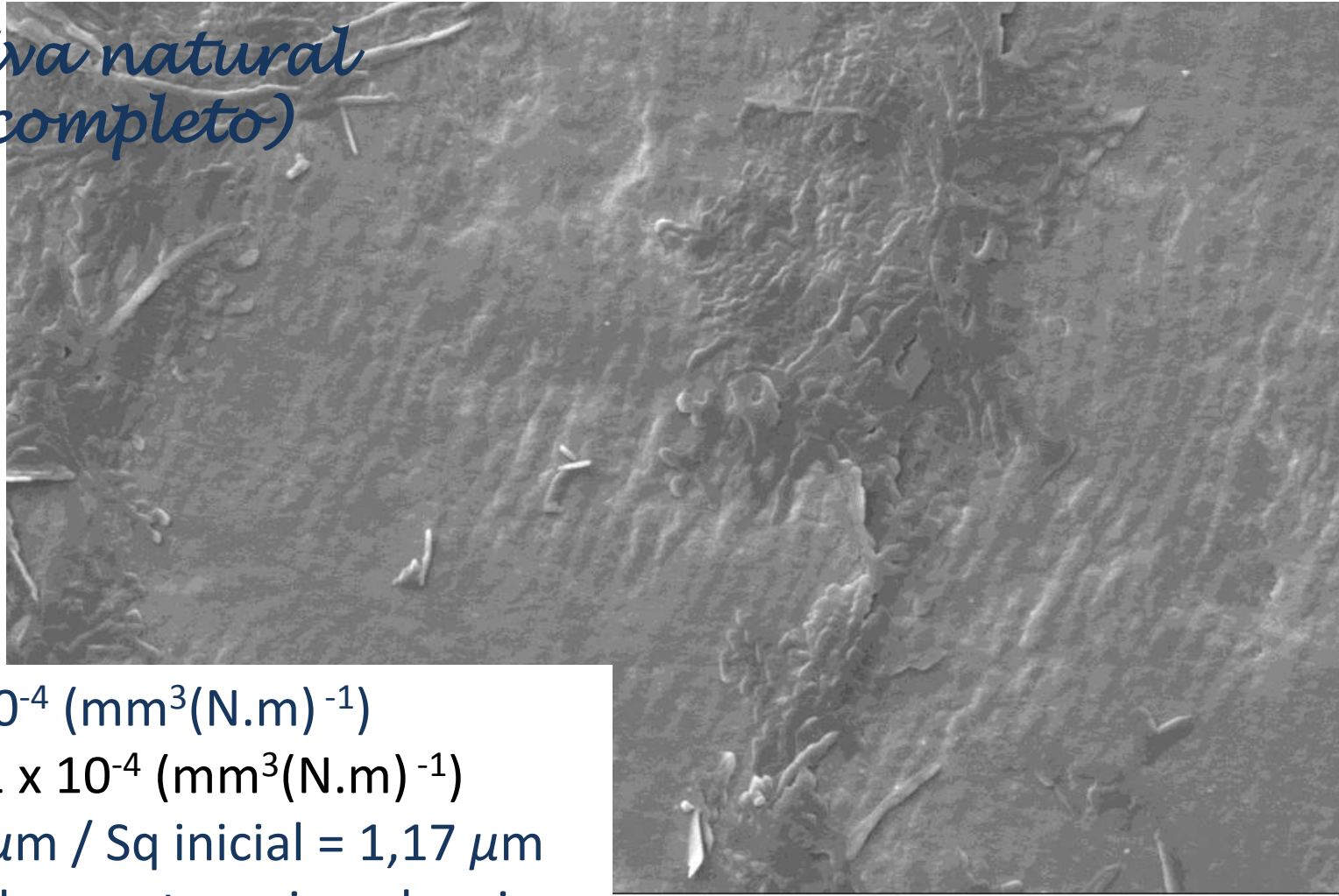


EHT = 15.00 kV  
WD = 9.0 mm

Signal A = SE1  
Mag = 2.00 K X

Date :19 Sep 2013  
UFES

*8 N - saliva natural  
(ensaio completo)*



- $k = 9,5 \times 10^{-4} \text{ (mm}^3\text{(N.m)}^{-1})$   
seco:  $k = 2,1 \times 10^{-4} \text{ (mm}^3\text{(N.m)}^{-1})$
- $Sq = 1,14 \text{ }\mu\text{m} / Sq \text{ inicial} = 1,17 \text{ }\mu\text{m}$
- Ausência de eventos microabrasivos




Efeitos químicos produziram superfícies pouco rugosas e com aspecto brilhante (Eisenburger; Addy, 2002)

Trilha de desgaste

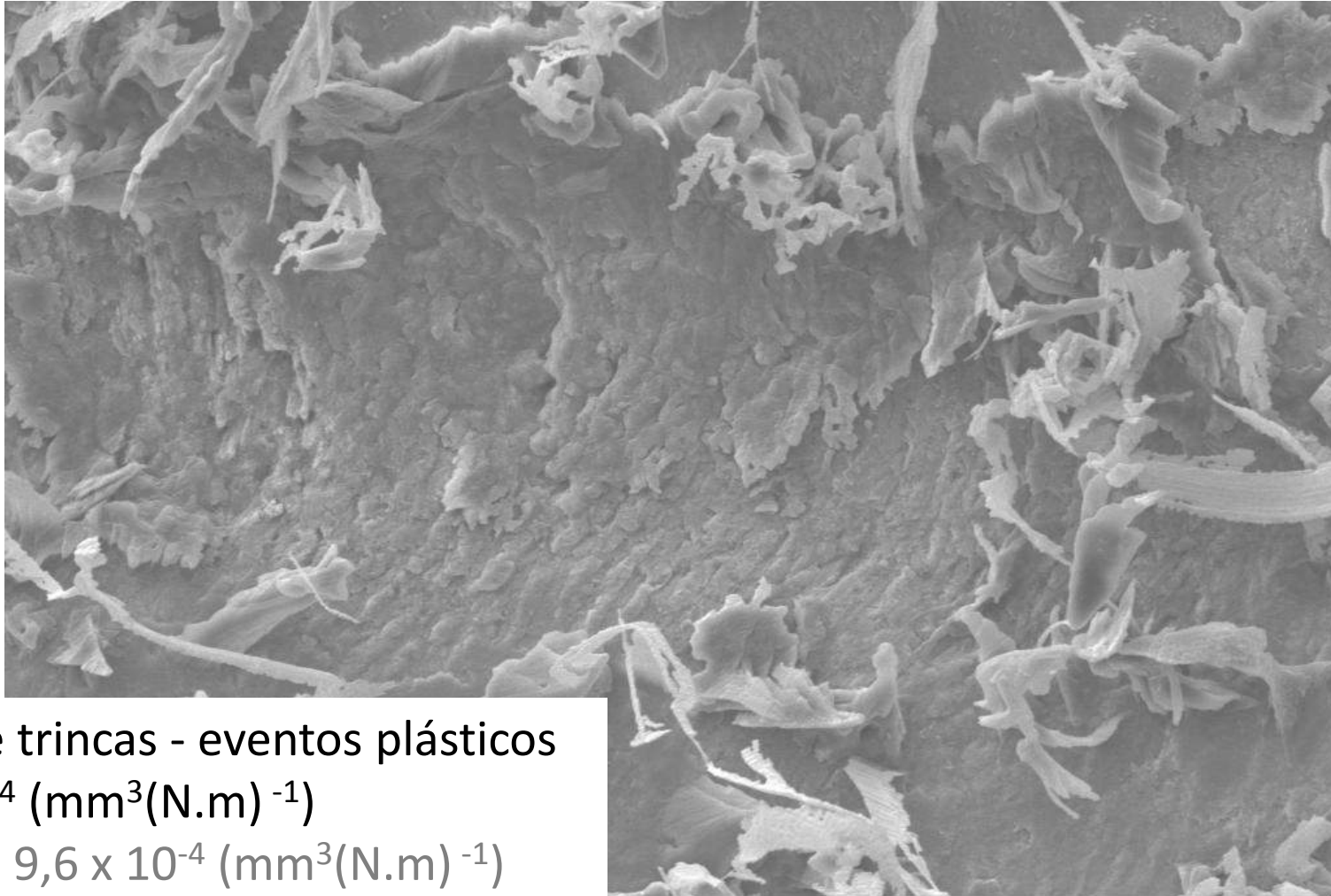


Macrografia obtida via microscopia estereoscópica óptica Zeiss®

100  $\mu\text{m}$

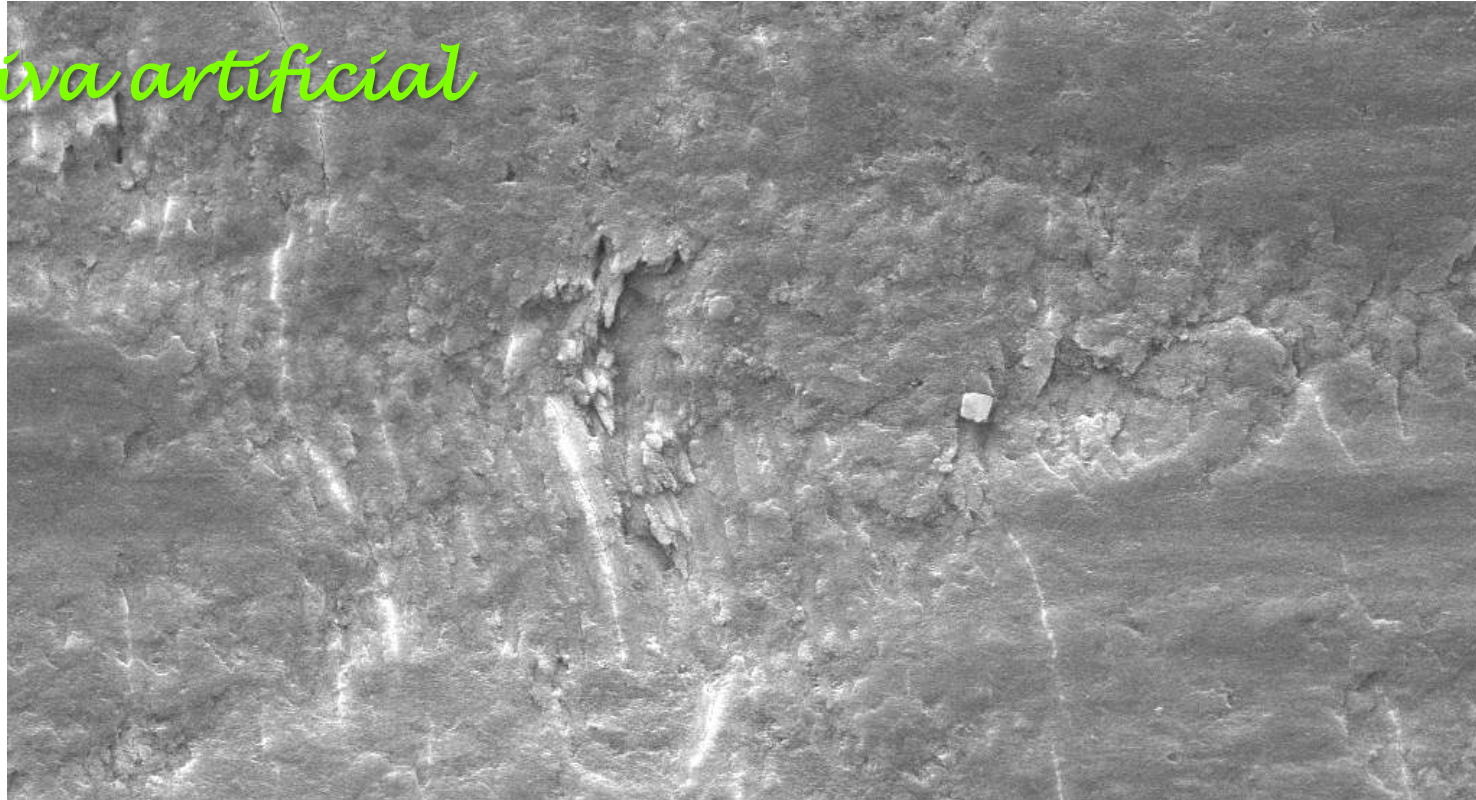


16 N - gel



- Ausência de trincas - eventos plásticos
- $k = 6,1 \times 10^{-4} \text{ (mm}^3\text{(N.m)}^{-1}\text{)}$   
8 N-saliva:  $k = 9,6 \times 10^{-4} \text{ (mm}^3\text{(N.m)}^{-1}\text{)}$
- $\mu = 0,26$

## 16 N - saliva artificial



Micromecanismo semelhante ao 8 N-saliva artificial - porém,  
predomínio de mecanismos frágeis sobre os triboquímicos  
Maior densidade de trincas; Severidade 80% maior  
Rugosidade  $S_q$  duas vezes maior

16 N - *saliva natural*



Predomínio de mecanismos frágeis sobre os triboquímicos  
Origem dos *debris* - similar ao 16 N-gel



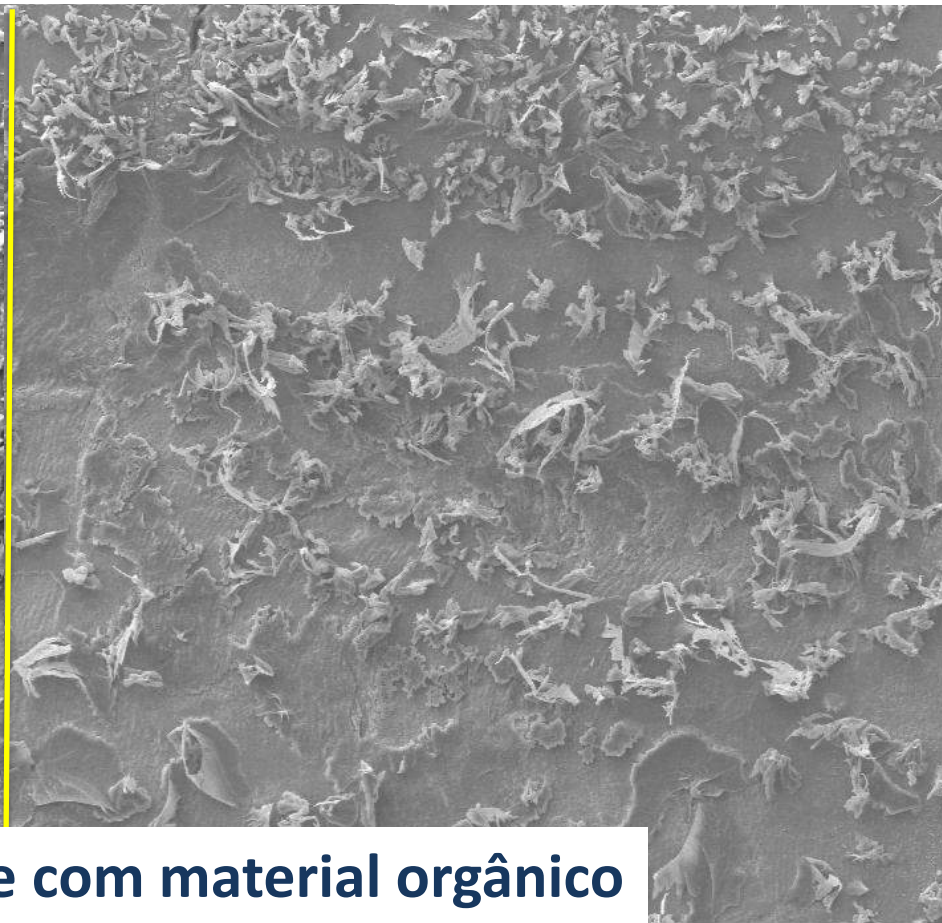
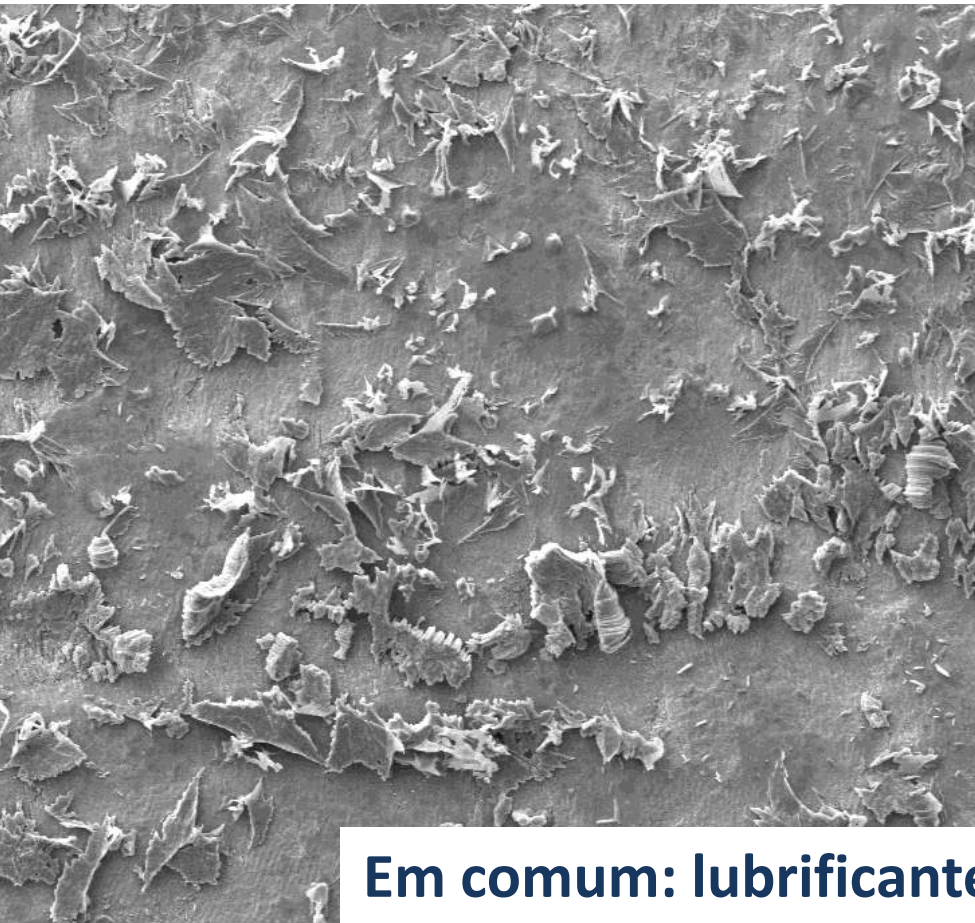
# RESULTADOS

*Micromecanismos*



**16 N - saliva natural**

**16 N - gel**



**Em comum: lubrificante com material orgânico**  
**Distinção:  $\mu$ ; rugosidade  $S_q$  e  $k$**

A = SE1  
500 X

Date  
UFES

20  $\mu$ m

EHT =  
WD =

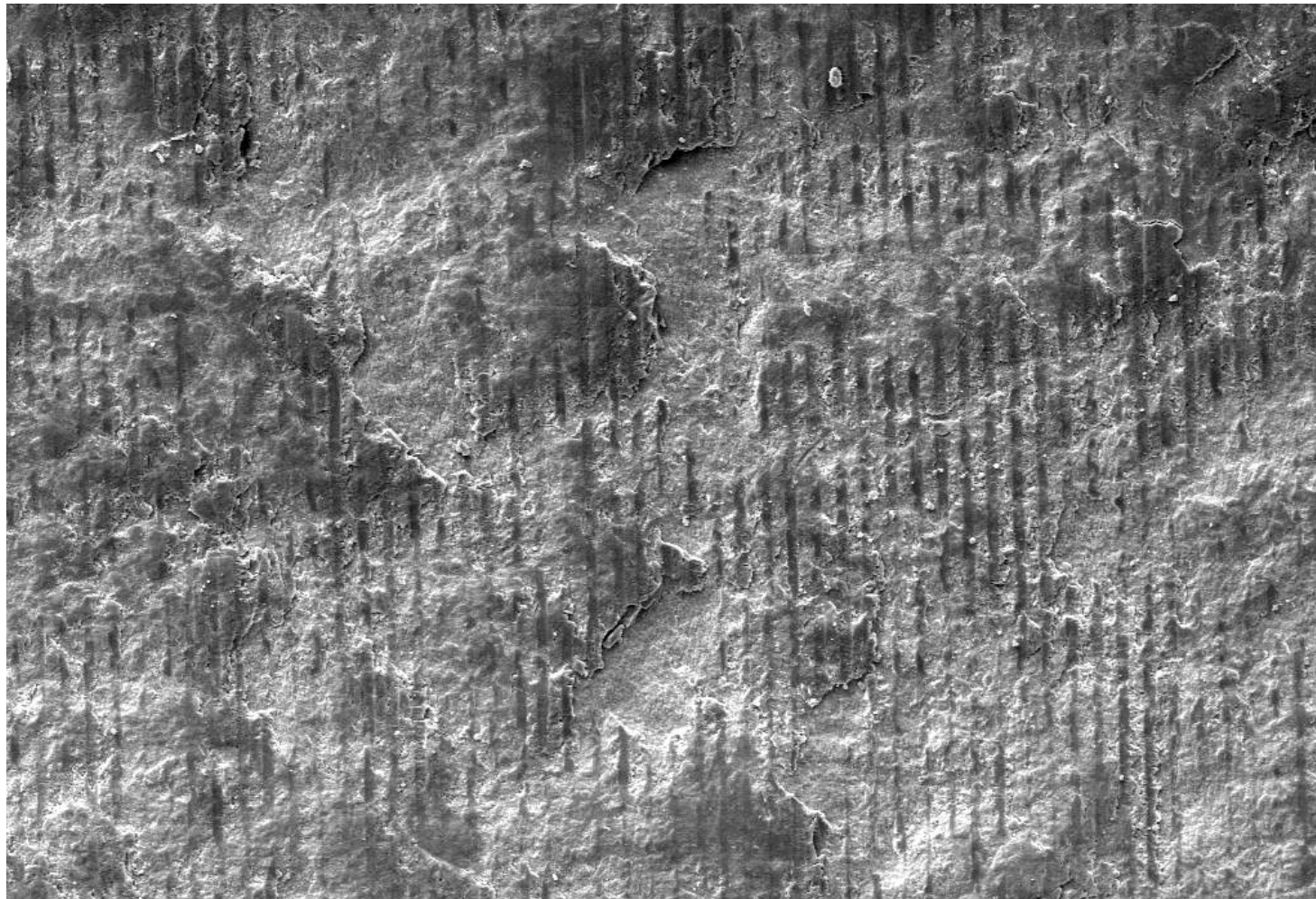


# RESULTADOS

*Micromecanismos*



*16 N - seco*



20  $\mu$ m  

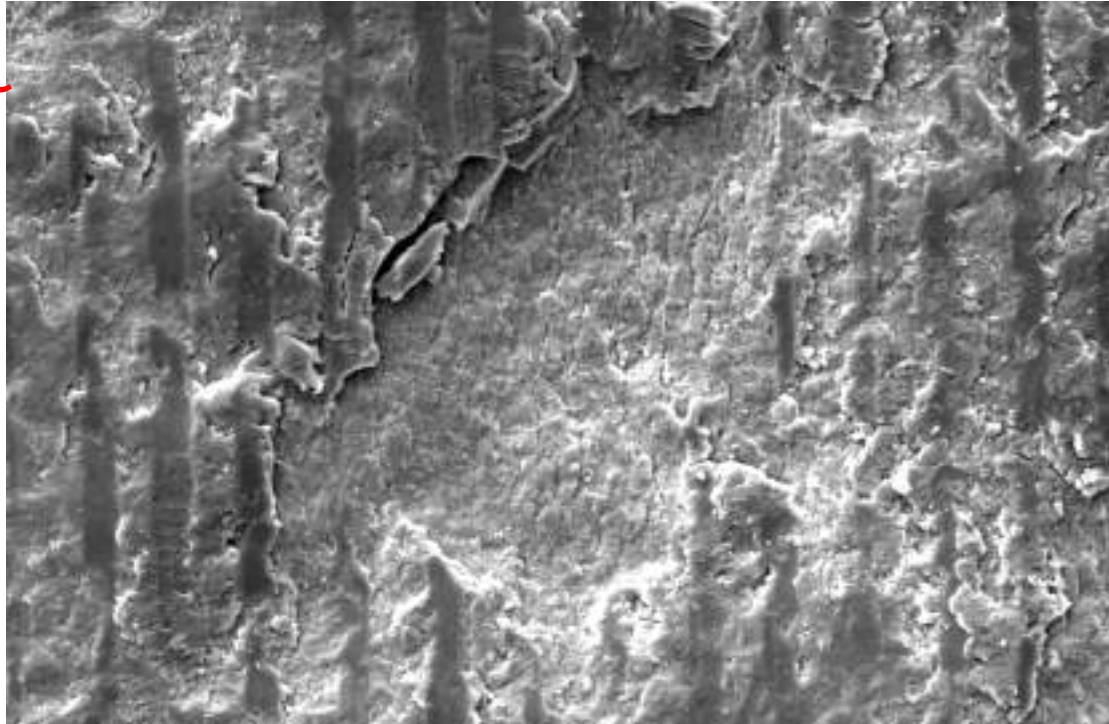

EHT = 10.00 kV  
WD = 11.0 mm

Signal A = SE1  
Mag = 500 X

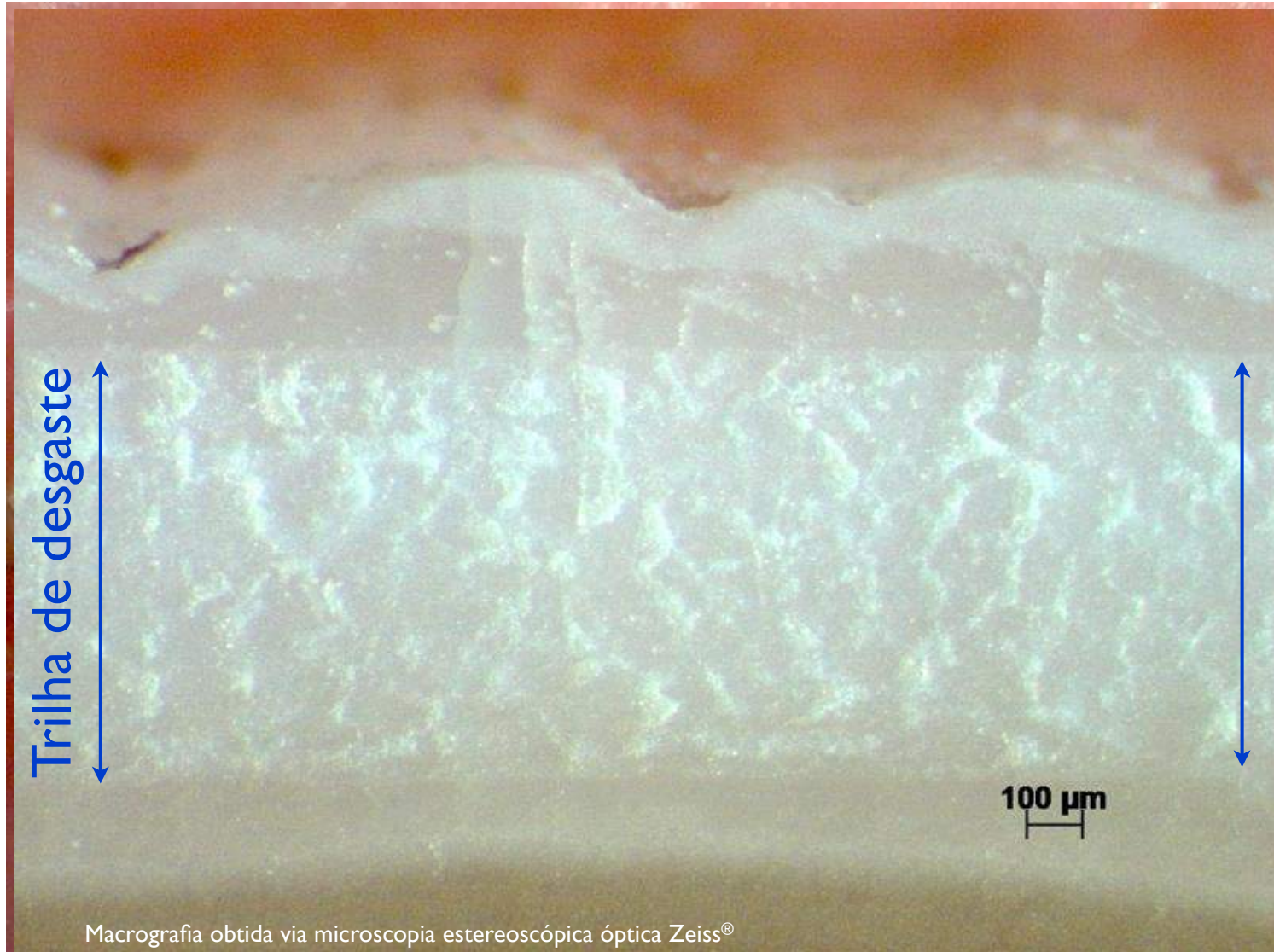
Date : 3 Sep 2013  
UFES



16 N - seco

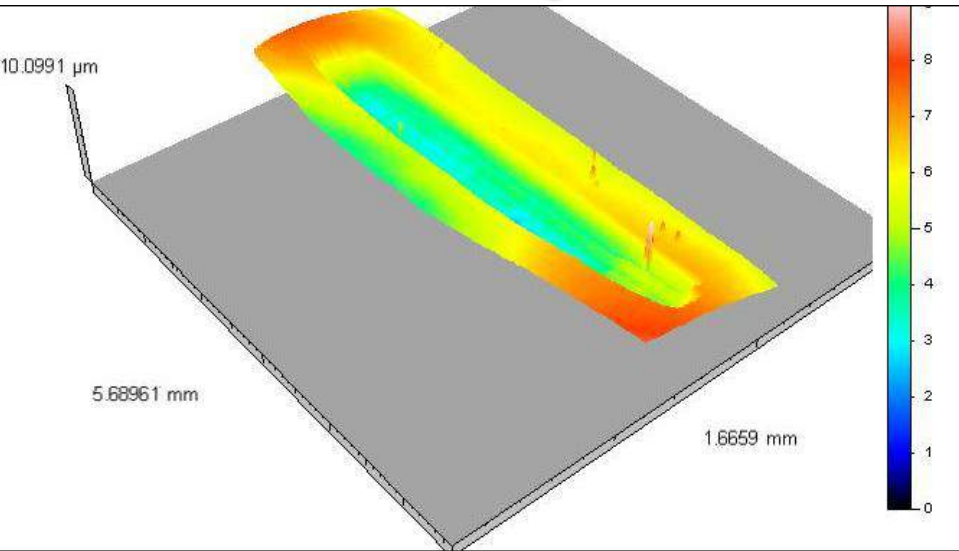


- Micromecanismo frágil - deslocamento (flake-like wear) (Adachi; Kato; Chen, 1997; Kato, 1990)
- Denominado de delaminação por outros autores (Zheng; Zhou, 2007; Arsecularatne; Hoffman, 2010)
- Desgaste mais severo
- Altos valores de  $K$  ( $4,9 \times 10^{-5}$ ) de rugosidade  $S_q$  ( $5,3 \mu\text{m}$ ) e de  $\mu$  (0,87)

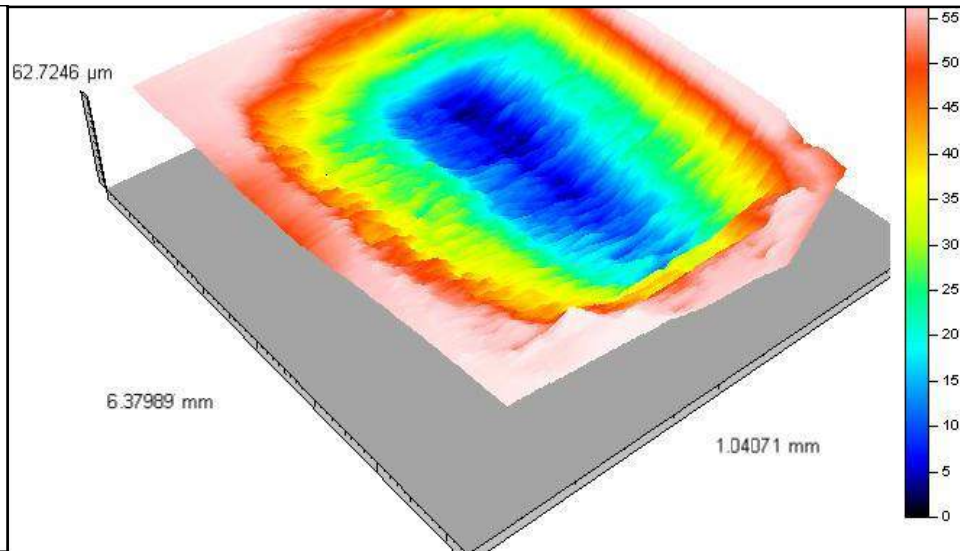




*8 N - gel*



*16 N - seco*





# CONCLUSÕES



- o **aumento da carga normal aplicada resultou em aumento do volume de desgaste** para todos os subgrupos de lubrificação, mas não houve linearidade entre estas quantidades;
- a **lubrificação com as salivas (natural e artificial) foi ineficaz** para reduzir o desgaste, comparando-se ao grupo sem lubrificação;
- a lubrificação com **o gel foi o método mais efetivo para reduzir o volume de esmalte desgastado**. Sob baixa carga (8 N), o volume de desgaste foi 3 vezes menor que a condição seca e 14 vezes menor que a lubrificada com as salivas. Sob alta carga (16 N), o volume de desgaste foi 4 vezes inferior ao volume de desgaste da condição seca e 3 vezes menor que a lubrificada com a saliva natural;



# CONCLUSÕES



- não se verificou a proporcionalidade entre o coeficiente de atrito e o de desgaste para todas as condições, mas **os coeficientes de atrito dos pares lubrificadas com o gel foram os menores;**
- não houve linearidade entre o parâmetro de rugosidade  $S_q$  com o coeficiente de atrito e com o coeficiente de desgaste para todas as condições;
- os micromecanismos de desgaste foram, em ordem crescente de severidade: desgaste da região interprismática (8 N - gel); propagação de trincas interprismáticas (8 N - seco); reações triboquímicas associadas à ação mecânica (8 N - saliva natural e artificial; 16 N - gel; 16 N - saliva natural e artificial); deslocamento (16 N - seco).



# ESTUDOS FUTUROS



- identificar micromecanismos de desgaste encontrados em dentes humanos em moldes/modelos e, assim, estabelecer um referencial para comparação;
- estudar as propriedades reológicas da saliva natural no contato deslizante e avaliar se a interação da saliva natural com os outros substitutos salivares influencia no desgaste;
- realizar ensaios de desgaste de esmalte imerso em salivas;
- realizar análise dos *debris* quanto à composição e estrutura; e
- utilizar o gel em estudos controlados *in vivo* para avaliar sua eficácia clínica na prevenção do desgaste.



# REFERÊNCIAS



1. Katchburian E, Arana V. Esmalte. Histologia e embriologia oral. 3 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2012. p. 171-204.
2. Ferraris MEG, Muñoz AC. Esmalte. Histologia e embriologia bucodental: bases estruturais da patologia, diagnóstico, tratamento e prevenção odontológica. 2 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2006. p. 245-86.
3. An B, Wang R, Arola D, Zhang D. The role of property gradients on the mechanical behavior of human enamel. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2012;9:63-72.
4. Kreulen CM, Van't Spijker A, Rodriguez JM, Bronkhorst EM, Creugers NH, Bartlett DW. Systematic review of the prevalence of tooth wear in children and adolescents. *Caries Res*. 2010;44(2):151-9.
5. Bartlett DW, Fares J, Shirodaria S, Chiu K, Ahmad N, Sherriff M. The association of tooth wear, diet and dietary habits in adults aged 18-30 years old. *J Dent*. 2011.
6. Carlsson GE, Johansson A, Lundqvist S. Occlusal wear. A follow-up study of 18 subjects with extensively worn dentitions. *Acta Odontol Scand*. 1985;43(2):83-90.
7. Hassan R, Caputo AA, Bunshah RF. Fracture toughness of human enamel. *J Dent Res*. 1981;60(4):820-7.
8. Jeng Y, Lin T, Hsu H, Chang H, Shieh D. Human enamel rod presents anisotropic nanotribological properties. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2011;4(4):515-22.
9. Xu HH, Smith DT, Jahanmir S, Romberg E, Kelly JR, Thompson VP, et al. Indentation damage and mechanical properties of human enamel and dentin. *J Dent Res*. 1998;77(3):472-80.
10. He LH, Swain MV. Understanding the mechanical behaviour of human enamel from its structural and compositional characteristics. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2008;1(1):18-29.
11. Grippo JO. Abfractions: a new classification of hard tissue lesions of teeth. *J Esthet Dent*. 1991;3(1):14-9.
12. Grippo JO, Simring M, Coleman TA. Abfraction, abrasion, biocorrosion, and the enigma of noncarious cervical lesions: a 20-year perspective. *J Esthet Restor Dent*. 2012;24(1):10-23.
13. Grippo JO, Simring M, Schreiner S. Attrition, abrasion, corrosion and abfraction revisited: a new perspective on tooth surface lesions. *J Am Dent Assoc*. 2004;135(8):1109-18; quiz 63-5.
14. Hattab FN, Yassin OM. Etiology and diagnosis of tooth wear: a literature review and presentation of selected cases. *Int J Prosthodont*. 2000;13(2):101-7.
15. Regalo SC, Santos CM, Vitti M, Regalo CA, de Vasconcelos PB, Mestriner W, Jr., et al. Evaluation of molar and incisor bite force in indigenous compared with white population in Brazil. *Arch Oral Biol*. 2008;53(3):282-6.



# REFERÊNCIAS



16. Kato T, Yamaguchi T, Okura K, Abe S, Lavigne GJ. Sleep less and bite more: sleep disorders associated with occlusal loads during sleep. *J Prosthodont Res.* 2013;57(2):69-81.
17. Lavigne GJ, Rompre PH, Poirier G, Huard H, Kato T, Montplaisir JY. Rhythmic masticatory muscle activity during sleep in humans. *J Dent Res.* 2001;80(2):443-8.
18. Carra MC, Huynh N, Lavigne G. Sleep bruxism: a comprehensive overview for the dental clinician interested in sleep medicine. *Dent Clin North Am.* 2012;56(2):387-413.
19. Hutchings IM. *Tribology: friction and wear of engineering materials.* 5 ed. London: Arnold; 1999. 273 p.
20. Adachi K, Kato K, Chen N. Wear map of ceramics. *Wear.* 1997;203-204:291-301.
21. Kato K. Tribology of ceramics. *Wear.* 1990;136(1):117-33.
22. Kato K, Adachi K. Wear of advanced ceramics. *Wear.* 2002;253(11-12):1097-104.
23. Fischer TE, Anderson MP, Jahanmir S. Influence of fracture toughness on the wear resistance of yttria-doped zirconium oxide. *J Am Ceram Soc.* 1989;72(2):252-7.
24. Fischer TE, Zhu Z, Kim H, Shin DS. Genesis and role of wear debris in sliding wear of ceramics. *Wear.* 2000;245(1-2):53-60.
25. Desa O, Bahadur S. The effect of lubricants in single point scratching and abrasive machining of alumina and silicon nitride. *Wear.* 2001;251(1-12):1085-93.
26. Zhang YF, Zheng J, Zheng L, Zhou ZR. Effect of adsorption time on the adhesion strength between salivary pellicle and human tooth enamel. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2015;42:257-66.
27. Sajewicz E. Effect of saliva viscosity on tribological behaviour of tooth enamel. *Tribo Int.* 2009;42(2):327-32.
28. Dawes C. Salivary flow patterns and the health of hard and soft oral tissues. *J Am Dent Assoc.* 2008;139 Suppl:18S-24S.
29. Dugmore CR, Rock WP. The prevalence of tooth erosion in 12-year-old children. *Br Dent J.* 2004;196(5):279-82; discussion 73.
30. Fares J, Shirodaria S, Chiu K, Ahmad N, Sherriff M, Bartlett D. A new index of tooth wear. Reproducibility and application to a sample of 18- to 30-year-old university students. *Caries Res.* 2009;43(2):119-25.
31. Van't Spijker A, Rodriguez JM, Kreulen CM, Bronkhorst EM, Bartlett DW, Creugers NH. Prevalence of tooth wear in adults. *Int J Prosthodont.* 2009;22(1):35-42.
32. Van 't Spijker A, Kreulen CM, Creugers NH. Attrition, occlusion, (dys)function, and intervention: a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18 Suppl 3:117-26.
33. Zum Gahr K-H. *Microstructure and wear of materials.* Tribology series 10 ed. Amsterdam: Elsevier Science Publishers B.V.; 1987.



# REFERÊNCIAS



34. Kohyama K, Hatakeyama E, Sasaki T, Dan H, Azuma T, Karita K. Effects of sample hardness on human chewing force: a model study using silicone rubber. *Arch Oral Biol.* 2004;49(10):805-16.
35. Blau P. Embedding Wear Models into Friction Models. *Tribol Lett.* 2009;34(1):75-9.
36. Blau P. The significance and use of the friction coefficient. *Tribo Int.* 2001;34(9):585-91.
37. ASTM. American Standard for Testing Materials. G40-01 - Standard Terminology Relating to Wear and Erosion. Annual Book of Standards. Philadelphia 2001.
38. Bushan B. Modern tribology handbook: principles of tribology. Boca Raton: CRC Press LLC; 2001.
39. ASM. American Society for Metals Handbook: Friction, Lubrication and wear technology: ASM International; 1992.
40. Gant AJ, Gee MG. A review of micro-scale abrasion testing. *J Pys D: Appl Phys.* 2011;44(7):073001 (15pp).
41. Bhatka R, Throckmorton GS, Wintergerst AM, Hutchins B, Buschang PH. Bolus size and unilateral chewing cycle kinematics. *Arch Oral Biol.* 2004;49(7):559-66.
42. Zhang YF, Zheng J, Zheng L, Shi XY, Qian LM, Zhou ZR. Effect of adsorption time on the lubricating properties of the salivary pellicle on human tooth enamel. *Wear.* 2013;301(1-2):300-7.
43. Warde P, Kroll B, O'Sullivan B, Aslanidis J, Tew-George E, Waldron J, et al. A phase II study of Biotene in the treatment of postradiation xerostomia in patients with head and neck cancer. *Support Care Cancer.* 2000;8(3):203-8.
44. Meyer-Lueckel H, Schulte-Monting J, Kielbassa AM. The effect of commercially available saliva substitutes on predemineralized bovine dentin in vitro. *Oral Dis.* 2002;8(4):192-98.
45. Tantbirojn D, Huang A, Ericson MD, Poolthong S. Change in surface hardness of enamel by a cola drink and a CPP-ACP paste. *J Dent.* 2008;36(1):74-9.
46. Eisenburger M, Addy M. Erosion and attrition of human enamel in vitro part II: influence of time and loading. *J Dent.* 2002;30(7-8):349-52.
47. Eisenburger M, Addy M. Erosion and attrition of human enamel in vitro part I: interaction effects. *J Dent.* 2002;30(7-8):341-7.
48. Kaidonis JA, Richards LC, Townsend GC, Tansley GD. Wear of human enamel: a quantitative in vitro assessment. *J Dent Res.* 1998;77(12):1983-90.
49. Sanches RP, Otani C, Damiao AJ, Miyakawa W. AFM characterization of bovine enamel and dentine after acid-etching. *Micron.* 2009;40(4):502-6.
50. Guidoni G, Swain M, Jager I. Enamel: From brittle to ductile like tribological response. *J Dent.* 2008;36(10):786-94.
51. Arsecularatne JA, Hoffman M. On the wear mechanism of human dental enamel. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2010;3(4):347-56.



# REFERÊNCIAS



52. Xie ZH, Swain MV, Swadener G, Munroe P, Hoffman M. Effect of microstructure upon elastic behaviour of human tooth enamel. *J Biomech.* 2009;42(8):1075-80.
53. Hayashi-Sakai S, Sakai J, Sakamoto M, Endo H. Determination of fracture toughness of human permanent and primary enamel using an indentation microfracture method. *J Mater Sci Mater Med.* 2012;23(9):2047-54.
54. He LH, Yin ZH, van Vuuren LJ, Carter EA, Liang XW. A natural functionally graded biocomposite coating--human enamel. *Acta Biomater.* 2013;9(5):6330-7.
55. He LH, Swain MV. Enamel--a functionally graded natural coating. *J Dent.* 2009;37(8):596-603.
56. Zheng J, Zhou ZR, Zhang J, Li H, Yu HY. On the friction and wear behaviour of human tooth enamel and dentin. *Wear.* 2003;255(7-12):967-74.
57. Sakar-Deliormanli A, Guden M. Microhardness and fracture toughness of dental materials by indentation method. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2006;76(2):257-64.
58. Arsecularatne JA, Hoffman M. Ceramic-like wear behaviour of human dental enamel. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2012;8:47-57.
59. Evans AG, Marshall DB. Wear mechanism in ceramics, fundamentals of friction and wear of materials. ASM. 1980:439-52.
60. Lawn B. Fracture of brittle solids. 2 ed. Cambridge: Cambridge University Press; 1993. 378 p.
61. Guidoni GM, Swain MV, Jager I. Wear behaviour of dental enamel at the nanoscale with a sharp and blunt indenter tip. *Wear.* 2009;266(1-2):60-8.
62. Sajewicz E. Tribological behaviour of human enamel in red wine and apple juice environments. *Wear.* 2007;262(3-4):308-15.
63. Zheng J, Zhou ZR. Friction and wear behavior of human teeth under various wear conditions. *Tribo Int.* 2007;40(2):278-84.
64. Zheng L, Li Y, Zheng J, Wen M, Zhang TF, Qian LM, et al. A comparative study on the sliding wear behaviors of human tooth enamel, Cu-Zn alloy and Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ceramic. *Wear.* 2013;301(1-2):308-15.
65. Yassen GH, Platt JA, Hara AT. Bovine teeth as substitute for human teeth in dental research: a review of literature. *J Oral Sci.* 2011;53(3):273-82.
66. Wang L, Tang R, Bonstein T, Orme CA, Bush PJ, Nancollas GH. A new model for nanoscale enamel dissolution. *J Phys Chem B.* 2005;109(2):999-1005.
67. Johnson WM, Rapoff AJ. Microindentation in bone: hardness variation with five independent variables. *J Mater Sci Mater Med.* 2007;18(4):591-7.
68. Pinto MM, Cesar PF, Rosa V, Yoshimura HN. Influence of pH on slow crack growth of dental porcelains. *Dent Mater.* 2008;24(6):814-23.
69. Biotène [internet homepage]. [access in 2014 Oct. 10]. Available from: <http://www.biotene.com/products/gel>.
70. Neill DJ, Kydd WL, Nairn RI, Wilson J. Functional loading of the dentition during mastication. *J Prosthet Dent.* 1989;62(2):218-28.