

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO EM DENTÍSTICA

GUILHERME BERGER

**EFEITO DO DESENHO DE UM REFORÇO COM FIBRA DE VIDRO NA
DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM SOBREDENTADURAS
IMPLANTORRETIDAS ATRAVÉS DO MÉTODO 3D DE ELEMENTOS
FINITOS**

CURITIBA

2010

GUILHERME BERGER

**EFEITO DO DESENHO DE UM REFORÇO COM FIBRA DE VIDRO NA
DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM SOBREDENTADURAS
IMPLANTORRETIDAS ATRAVÉS DO MÉTODO 3D DE ELEMENTOS
FINITOS**

Tese apresentada ao Programa de Pós Graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como parte dos requisitos para obtenção do Título de Doutor em Odontologia – Área de Concentração em Dentística.

Pós graduando: Guilherme Berger

Orientador: Prof. Dr. Rodrigo Nunes Rached

**CURITIBA
2010**

SUMÁRIO

1. ARTIGO EM INGLÊS.....	4
TITLE PAGE.....	4
ABSTRACT.....	5
INTRODUCTION	8
MATERIAL AND METHODS.....	10
RESULTS.....	12
DISCUSSION.....	13
CONCLUSIONS	15
REFERENCES	15
FIGURES.....	19
2. ARTIGO EM PORTUGUÊS	32
PÁGINA DE TÍTULO.....	32
RESUMO.....	33
INTRODUÇÃO.....	35
MATERIAL E MÉTODOS.....	37
RESULTADOS	40
DISCUSSÃO.....	41
CONCLUSÕES.....	43
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	44
FIGURAS	48
3. ANEXOS	61
REVISÃO DE LITERATURA.....	61
MATERIAL E MÉTODOS DETALHADOS.....	70
RESULTADOS DETALHADOS.....	87

1. ARTIGO EM INGLÊS

TITLE PAGE

A 3-D finite element analysis of glass fiber reinforcement designs on stress of an implant-supported overdenture

Guilherme Berger,^a DDS, MS; Rodrigo Nunes Rached,^b DDS, MS, PhD.

^a PhD. Candidate, Graduate Program in Dentistry, Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, Paraná, Brasil

^b Full Professor, Prosthodontic and Dental Materials Area, Graduate Program in Dentistry, Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, Paraná, Brasil

Corresponding author:

Rodrigo Nunes Rached

Pós-Graduação em Odontologia – PUCPR

Rua Imaculada Conceição 1155

Curitiba, Paraná, Brasil 80215-901

Phone/Fax: (55) 41-32711405

E-mail: r.rached@pucpr.br

Key Words: implant-supported overdenture, reinforcement, glass fiber.

ABSTRACT

Statement of the problem. Implant-supported overdentures require structural reinforcement to minimize the chances of fracture of the acrylic base. So far, there seems to be no information on the use of unidirectional glass fiber as overdenture reinforcements.

Purpose. To analyze the patterns of stress distribution in implant-supported overdenture model with different designs of a unidirectional glass fiber structural reinforcement using 3-D finite element analysis, and compare these designs to a cast metal reinforcement.

Material and methods. Six virtual models of an overdenture were created, simulating a cast metal reinforcement and four designs of unidirectional glass fiber reinforcements, as follows: G1=denture base without reinforcement; G2=cast metal reinforcement onto the connectors; G3=one whole piece of unidirectional glass fiber reinforcement (UGFR) onto the connectors; G4=two half-piece of UGFRs onto the connectors; G5=two half-piece of UGFRs parallel to each other and between the connectors; G6= two half-piece of UGFRs distal to the connectors. Three patterns of occlusal loading were simulated: L1-all artificial teeth loaded to the long axis, L2-all left-side teeth loaded to the long axis, and L3-posterior left-side teeth loaded obliquely (45 degrees).

Results. Under L1, stress areas were concentrated in the periphery of the o'ring connector and in the basal area, with G1 exhibiting the highest stress, and G2 and G3 the lowest one. Under L2, similar stress distribution was noted in all groups. Under L3, the anterior-lingual region of the overdenture base showed the highest stresses in five of the six groups, with the lowest stress observed in G2 followed by G3.

Conclusion. Structural reinforcements placed on the anterior region covering the top of the connectors gave the best results; the unidirectional glass fiber material was as effective as the cast metal to reinforce the overdenture.

Clinical Implications

The present study suggests that the structural reinforcement of implant-supported overdentures using one-piece unidirectional glass fiber reinforcement is an alternative to cast metal reinforcement.

INTRODUCTION

Overdenture is a dental prosthesis that covers and is partially supported by natural teeth, natural tooth roots, and/or dental implants.¹ Implant-supported overdentures are indicated to patients with poor alveolar bone support and, although exhibiting a mucosal supporting pattern similar to conventional dentures, their retention and stability are improved by the presence of the implants.²

Denture base fracture (3 to 24%) is a common finding in daily dental practice.³⁻⁵ The middle line region at the buccal frenum notch of the denture is the most common place for failures.⁶ Flexural fatigue and impact may essentially lead to these failures.⁷⁻⁹ In general, the continuous exposure of dentures to chemical agents and cyclic chewing loads causes hydrolysis¹⁰ and micro-cracks in stress-concentrated areas of the polymer.^{11,12} Eventually, these cracks coalesce to larger fissures, which leads to the failure of the polymer.¹³ Impact failures usually occur as a result of accidental dropping of the denture whilst cleaning, coughing or sneezing.^{6,14,15}

According to Gonda et al. (2007), the coping inside the denture base becomes the fulcrum of the overdenture movement.¹⁶ Moreover, the coping occupies a prosthetic space instead of the denture base, making the overdenture thin around the coping, and susceptible to deformation or fracture.^{5,17-19} A previous study examining denture repair cases revealed that, in overdentures, the most frequent fractures of resin denture bases occurred in areas adjacent to the coping area.^{18,19} In fact, a previous study with a teeth-supported overdenture model revealed the greatest stress in the surface close to the top of each coping.¹⁷

In the last 30 years, different fibers have been used to reinforce polymers in Dentistry. Some types investigated are polyethylene,²⁰ carbon/graphite,²¹⁻²³ and glass fibers.²⁴⁻²⁶ The effectiveness of fiber reinforcement is dependent on many variables that have been addressed in some studies.²⁷⁻³¹ Overall, the reinforcing effect of fiber fillers is based on stress transfer from the polymer matrix to fibers and on the function of individual fibers as “crack stoppers”.³²

A recent study showed that a cast metal reinforcement covering the coping tops of an experimental overdenture model significantly reduced the strain in the midline and coping regions.¹⁶ Similarly, reinforcements strategically placed on the coping tops of implant-supported overdentures could give a comparable strength effect. However, while metal frameworks have been often used to reinforce implant and teeth-supported overdentures³³, providing rigidity to the acrylic resin overdenture,³⁴ they have disadvantages such as poor adhesion to the acrylic material, technical laboratorial difficulty and considerable demanded space inside the acrylic base.³⁵

Few studies have investigated the performance of non-metallic reinforcements for overdentures.³⁶ Additionally, different structural designs for overdenture reinforcement have never been investigated. Thereby, the purpose of the present investigation was to compare the effect of different designs of a non-metallic reinforcement on the stress of a 3-D finite element model of an upper overdenture. A conventional cast metal reinforcement was also included.

MATERIAL AND METHODS

Three-dimensional modeling

The first step to model the mandible and the overdenture was to obtain the geometry of a totally edentulous patient's mandible. A computer tomography examination (I-CAT, Xoran Technologies, Ann Arbor, USA) was carried out on the anterior-inferior region of the patient's face through a total of 139 transversal slices distant each other 0.4 mm. These slices were saved in Dicom (digital imaging and communications in medicine standard) format and exported into a program designed by the graduate program in numerical methods and engineering (Federal University of Parana, Curitiba, PR, Brazil), which allowed to construct the three-dimensional geometry of the edentulous mandible. Similarly, a radio-opaque duplicate of the patient's overdenture was used to construct the virtual overdenture model.

Meshing

After the virtual reconstruction, the 3D models were exported to Ansys DesignModeler v11 software (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA) for editing the virtual models. Two 4.1 mm external hexagonal implants were modeled perimetrically between the mental foramina at a distance of 30 mm between the centers of each implant. The characteristics of the overdenture models were base in heat-polymerized acrylic material, stock acrylic teeth and ball and o'ring connectors (Figure 1)

Six virtual models in which the presence, type and position of a reinforcement bar varied within the overdenture base were chosen for comparison in this study. All the different models started from a master model,

which exhibited a reinforcement bar in almost the entire length of the crest region of the prosthesis between the o´ring connectors and the stock teeth (Figure 2). The virtual models and their different configurations of structural reinforcements are shown in the table below (Table 1).

Simulation

The model was exported to Ansys Workbench V11 software (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA) in STL estension for finite element simulation. Each element of the model was configured with an elastic modulus and Poisson's ratio taken from literature.^{37,38} All materials were considered homogeneous, linearly elastic, static and isotropic (Table 2), except for glass fiber reinforcement (Table 3).

Three patterns of occlusal loading were applied to each model:

- *Pattern 1 loading (L1)*: Occlusal loading in all artificial teeth axial to the long axis of the implants, with an intensity of 60 N for molars, 40 N for pre-molars and 20 N for anteriors;³⁹
- *Pattern 2 loading (L2)*: A 135-N occlusal loading³⁹ in all left-side posterior teeth axial to the long axis of the implants;
- *Pattern 3 loading (L3)*: A 135-N loading in left pre-molars and first molar at an angle of 45 degrees oblique to the long axis of the implants.

The mesh was generated with tetrahedral elements containing 10 nodes (solid 187). The average length of the elements in the prosthesis (including teeth, base and reinforcement) and on the surface of mucosal contact with prosthesis was 0.75 mm. For the other parts, elements had an average length of 1.5 mm.

RESULTS

A qualitative and quantitative analysis was performed in the present study. Due to the friable nature of the denture base resin, only the tensile stresses were analyzed because these are usually responsible for the detachment or fracture of components of the prosthesis.

Results under axial occlusal loading in all artificial teeth (Pattern 1)

Plots (Figure 3) revealed the highest stress in the following regions:

- Periphery of the o'ring connector: the higher stresses were observed in G1 (without any reinforcement); G2 had the best result followed by G3;
- Basal area: similar results between G2 and G3.

Table 4 exhibit the tensile stress peaks in different parts of the prosthesis under Patter-1 loading.

Results under axial occlusal loading in left-side posterior teeth

Overall, the denture bases exhibited similar distribution of tensile stresses in the different groups (Figure 4). Table 5 exhibit the tension peaks in different parts of the prosthesis under Patter-2 loading.

Results under oblique occlusal loading in left pre-molars and first molar

The anterior-lingual region of the overdenture base showed the highest stresses throughout the base in five of the six groups; the lesser stresses in this region were observed in G2 followed by G3 (Figure 5 and Figure 6).

Table 6 exhibit the tension peaks in different parts of the prosthesis under Patter-3 loading.

DISCUSSION

Lower tensile peaks were noted under axial occlusal loading, both in all teeth or in left teeth only, compared to the oblique occlusal loading in the left posteriors. Clinically, occlusal loading in all teeth is only achieved during the maximal intercuspal clenching, since the presence of the bolus between the upper and lower teeth relate to a situation of unilateral loads mostly. However, the importance of finding a perfect balance of occlusal contacts during the stages of occlusal adjustment for a good prognosis of the denture justifies the simulation of bilateral loading pattern in the present study.⁴⁰

Under oblique loading pattern, the variations of the structural reinforcements and their roles in the dynamics of the prosthesis become clear. The anterior-lingual region of the prosthesis had the highest peaks of stress throughout the base in five of the six designs. This can be explained by the fact that when the prosthesis is affected by masticatory forces, its horseshoe shape induces deflection and an increase in the distance between its posterior portions, which cause the concentration of tensile stresses in the middle portion. The use of two half-piece of UGFRs between the connectors (G5) generated the lowest tensile stress in the middle region (3.68 MPa), even smaller than the model reinforced with metal. However, the absence of reinforcement on the connectors generated the greatest tensile stresses around them (7.7 MPa), which makes this type of structural reinforcement liable to clinical fracture, since the tensions in overdentures concentrates mainly close to the conectores.¹⁷

The different variations of structural reinforcement proved that reinforcing the anterior region including the connectors region and the first sections of the posterior region of the denture base was more efficient by enhancing the regions susceptible to deflection. In fact, although G4 and G5 have diminished the tensile stress in regions with enhanced tension, they have not prevented the deflection of the prosthesis overall since they do not cover the entire area subject to deflection. The minor peaks observed with cast metal reinforcement (G2) followed by one whole piece of unidirectional glass fiber reinforcement onto the connectors (G3) can be explained by the different modulus of the materials, with the reinforcement of the largest module (cast metal) decreasing more effectively the deflection of the prosthesis.^{37,38}

Clinically, the pattern of unilateral oblique occlusal loading exists during chewing with the interposition of the bolus and during excursive movements, depending on the occlusal pattern in which the prosthesis was constructed. The bilateral balanced occlusion is most used for dentures and overdentures because it improves the stability of the prosthesis during lateral excursive movements.⁴⁰ The unilateral oblique loading simulated in this study refers to a pattern of group function occlusion, where loads generated much more tensile stresses of the prosthesis compared to the pattern of axial loading in all teeth.

If the pattern of occlusion used in the present study was the canine-protected occlusion, the stress in the overdenture base might have been close to those detected with the unilateral oblique loading pattern. Therefore,

the results of this study and its relationship to occlusion show the effectiveness of bilateral balanced occlusion for overdentures.

CONCLUSIONS

Within the limitations of the present study, it can be concluded that:

- Structural reinforcements placed on the anterior region covering the top of the connectors gave the best results;
- The cast metal reinforcement generated the lowest stress in the overdenture base;
- The unidirectional glass fiber material was as effective as the cast metal to reinforce the overdenture.

REFERENCES

1. The Glossary of prosthodontic terms (GPT-7). J Prosthet Dent. 1999; 81:89.
2. Hungaro P; Yamada RN; Kiausinis V; Hvanov ZV. Overdenture implanto-retida: reabilitação orientada pelos conceitos da prótese total convencional. Rev. Pós graduação 2000;7:172-177.
3. Duncan JP; Freilich MA; Latvis CJ. Fiber reinforced composite framework for implant-supported overdentures. J Prosthet Dent. 2000; 84:200-204.
4. Antonio HC; Rodrigues MD. Metal reinforcement for implant-supported mandibular overdentures. J Prosthet Dent. 2000; 83:511-13.
5. Polyzois GL; Andreopoulos AG; Lagouvardos PE. Acrylic resin denture repair with adhesive resin and metal wires: effects on strength parameters. J Prosthet Dent. 1996; 75:381-387.
6. Darbar UR; Huggett R; Harrison A. Denture fracture--a survey. Br. Dent. J. 1994; 176:342-345.

7. Bidez MW; Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J. Oral Implantol* 1992;18:264-74.
8. Braden M; Davy KWM; Parker S; Ladizesky NH; Ward IM. Denture base poly(meth) methacrylate reinforced with ultra-high modulus polyethylene fibers. *Br Dent J* 1988; 164:109-113.
9. Yazdanie N; Mahood M. Carbon fiber acrylic resin composite: an investigation of transverse strength. *J Prosthet Dent* 1985; 54:543-547.
10. Walker MP; Spencer P; David Eick J. Mechanical Property characterization of resin cement aqueous aging with and without cyclic loading. *Dent Mater* 2003; 19:645-52.
11. Kelly E. Fatigue failure in denture base polymers. *J Prosthet Dent*. 1969; 21:257-66.
12. Vallittu PK; Lassila VP; Lappalainen R. Transverse Strength and fatigue of denture acrylic-glass fiber composite. *Dent Mater*.1994; 10:116-21.
13. Wiskott HW; Nicholls JI; Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont*.1995; 8: 105-16.
14. Morrow RM; Rudd KD; Rhoads IE. *Dental laboratory procedures* 1986; St. Louis: Mosby:383.
15. Dogan OM; Bolayir G; Keskin S; Dogan A; Bek B; Boztug A. The effect of esthetic fibers on impact resistance of a conventional heat-cured denture base resin. *Dental Materials Journal* 2007; 26:232-239.
16. Gonda T; Ikebe K; Dong J; Nokubi T. Effect of reinforcement on overdenture strain. *J. Dent. Res.* 2007; 86:667-71.
17. Dong J; Ikebe K; Gonda T; Nokubi T. Influence of abutment height on strain in a mandibular overdenture. *J. Oral Rehabil.* 2006; 33:594-9.
18. Ohtani T; Maeda M; Enomoto K; Sogo K; Okada M; Nokubi T; Okuno Y. Study on denture repair case: survey on resin denture base fractures. Part 1. *Int J Jpn Prosthodont Soc.* 1991; 35:977-82.
19. Duncan JP; Freilich MA; Latvis CJ. Fiber reinforced composite framework for implant-supported overdentures. *J Prosthet Dent.* 2000; 84:200-204.
20. Ladizesky NH; Ho CF; Chow TW. Reinforcement of complete denture bases with continuous high performance polyethylene fibers. *J. Prosthet. Dent.*1992; 68:934-9.

21. Kilfoil BM; Hesby RA; Pelleu GB. The tensile strength of a composite resin reinforced with carbon fibers. *J. Prosthet. Dent.* 1993; 50:40-3.
22. Malquarti G; Berruet RG; Bois D. Prosthetic use of carbon fiber-reinforced epoxy resin for esthetic crowns and fixed partial dentures. *J. Prosthet. Dent.* 1990; 63:251-257.
23. Ruyter IE; Ekstrand K; Bjork N. Development of carbon/graphite fiber reinforced poly (methyl methacrylate) suitable for implant-fixed dental bridges. *Dent. Mater.* 1986; 2:6-9.
24. Goldberg AJ; Burstone CJ. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. *Dent. Mater.* 1992; 8:197-202.
25. Imai T; Yamagata S; Watari F; Kobayashi M; Nagayama K; Toyozumi H; Uga M, Nakamura S. Temperature-dependence of the mechanical properties of FRP orthodontic wire. *Dent. Mater. J.* 1999; 18:167-75.
26. Meiers JC; Freilich MA. Conservative anterior tooth replacement using fiber-reinforced composite. *Oper. Dent.* 2000; 25:239-43.
27. Behr M; Rosentritt M; Lang R; Handel G. Flexural properties of fiber reinforced composite using a vacuum/pressure or a manual adaptation manufacturing process. *J. Dent.* 2000; 28:509-14.
28. Nohrstrom TJ; Vallittu PK; Yli-Urpo A. The effect of placement and quantity of glass fibers on the fracture resistance of interim fixed partial dentures. *Int. J. Prosthodont.* 2000; 13:72-8.
29. Vallittu PK. Compositional and weave pattern analyses of glass fibers in dental polymer fiber composites. *J. Prosthodont.* 1998; 7:170-6.
30. Vallittu PK. Effect of 180-week water storage on the flexural properties of E-glass and silica fiber acrylic resin composite. *Int. J. Prosthodont.* 2000; 13:334-9.
31. Viguie G, Malquarti G, Vincent B, Bourgeois D. Epoxy/carbon composite resins in dentistry: mechanical properties related to fiber reinforcements. *J. Prosthet. Dent.* 1994; 72:245-9.
32. Garoushi S; Vallittu PK; Lassila LVJ. Short glass fiber-reinforced composite with a semi-interpenetrating polymer network matrix for temporary crowns and bridges. *The J Contemporary Dental Practice* 2008; 9:1-7.

33. Rodrigues AH. Metal reinforcement for implant-supported mandibular overdentures. *J. Prosthet* 2000; 83:511-513.
34. Vallittu PK, Lassila VP. Reinforcement of acrylic resin denture base material with metal or fibre strengtheners. *J Oral Reahabil* 1992; 19:225-230.
35. Barbero EJ. *Introduction to Composite Material Design* Ann Arbor. MI: Taylor and Francis, 1998.
36. Bergendal T; Ekstrand K; Karlsson. U. Evaluation of implant-supported carbon/graphite fiber-reinforced poly (methyl methacrylate) prostheses. A longitudinal multicenter study. *Clin Oral Implants Res.* 1995; 6:246-53.
37. Eskitascioglu G; Usumez A; Sevimay M; Soykan E; Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent* 2004; 91:144-50.
38. Ootaki M; Shin-Ya A; Gomi H; Nakasone Y. Optimum design for fixed partial dentures made of hybrid resin with glass fiber reinforcement by finite element analysis: effect of vertical reinforced thickness on fiber frame. *Dent Mater J* 2007; 26:280-9.
39. Sadowsky SJ; Caputo AA. Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. *J. Prosthet. Dent.* 2000; 84:327-34.
40. Rilo B; Silva JL; Mora MJ; Compostela USS de. Guidelines for occlusion strategy in implant-borne prostheses. A review. *International Dental Journal* 2008; 58:139-145.

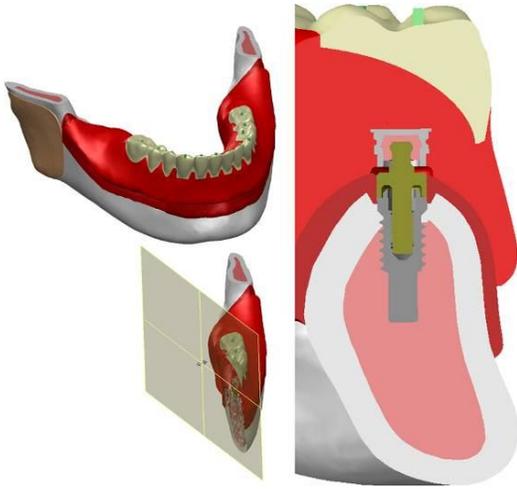
FIGURES

Figure 1. Cross-section view showing the relationship between the different structures.

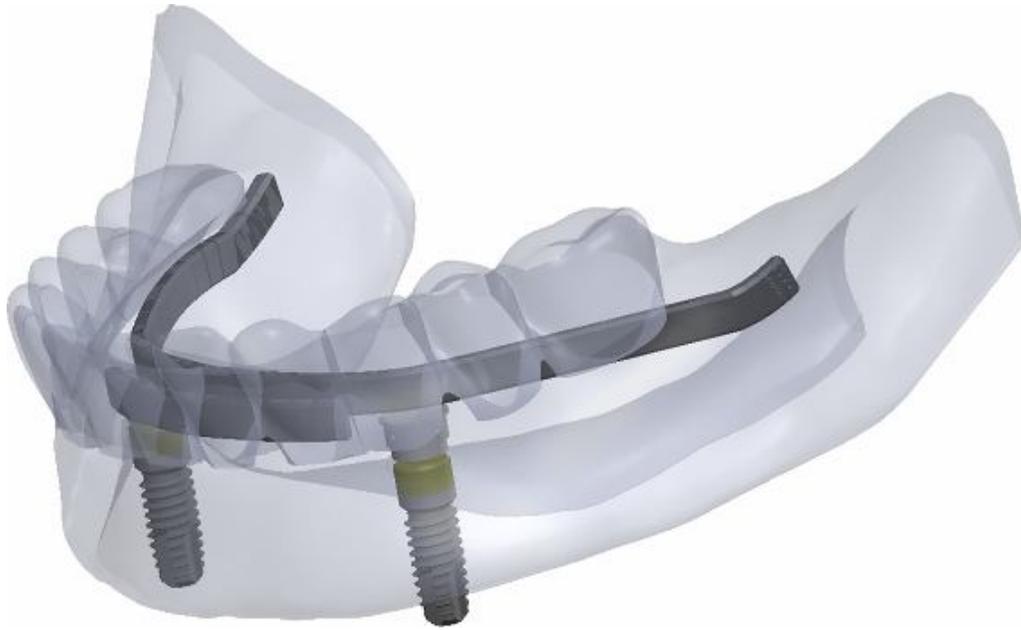


Figure 2. The profile of the prosthesis with semi-transparent acrylic base, artificial teeth and the spaces to model the reinforcement (black bars) according to the type of materials and designs tested.

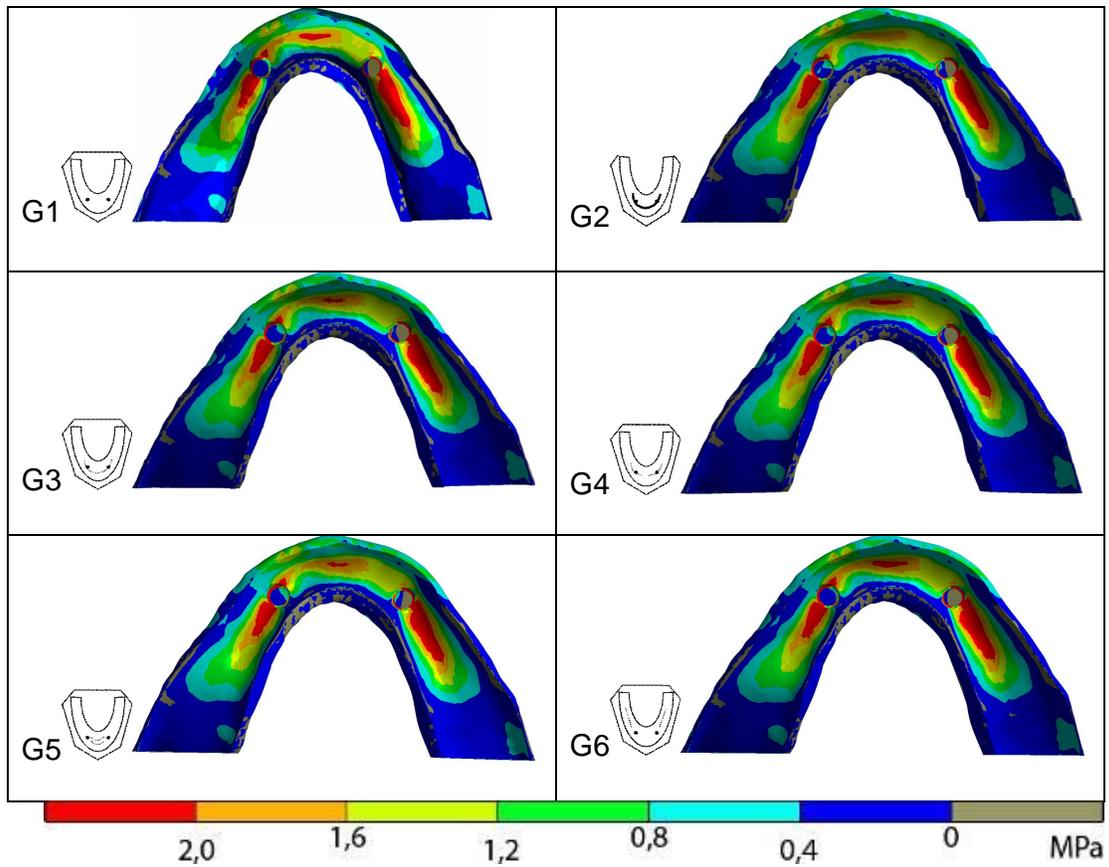


Figure 3. Basal view of stress plots of overdenture bases for all groups under axial load in all teeth (L1).

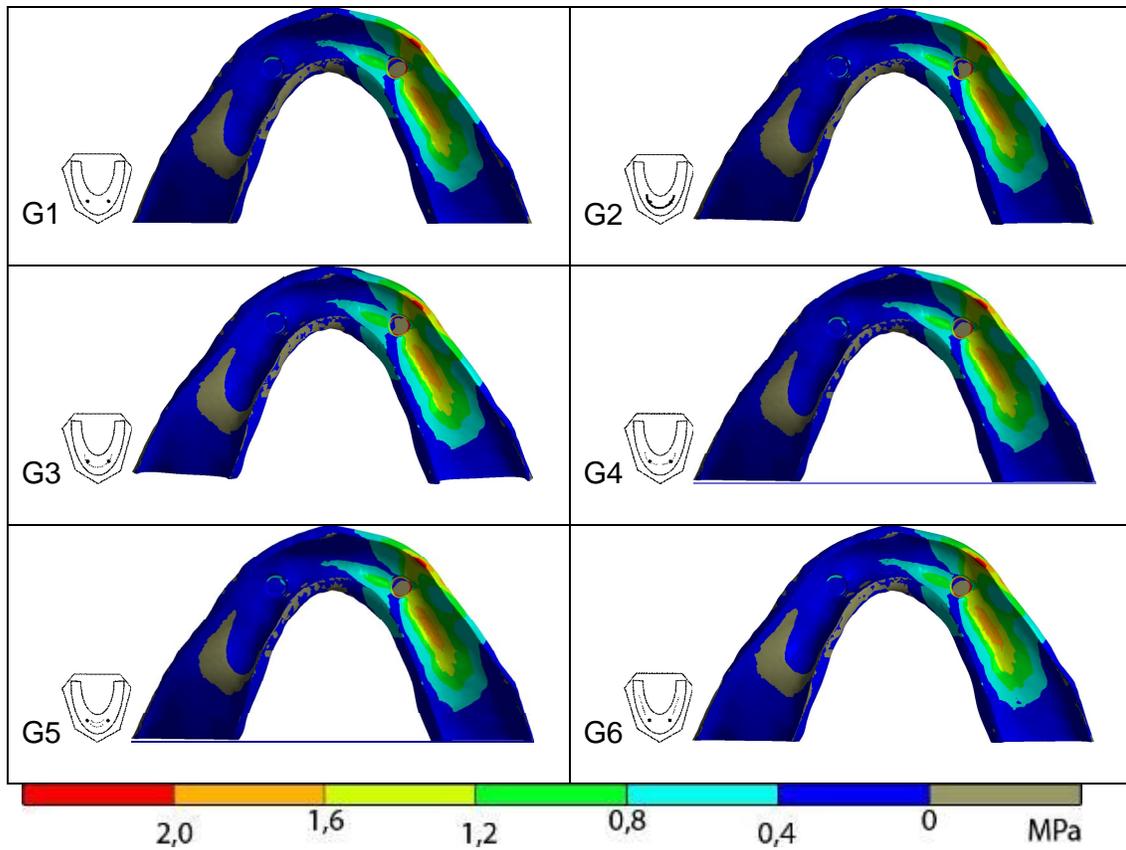


Figure 4. Basal view of stress plots of overdenture bases for all groups under axial load in left-side teeth (L2).

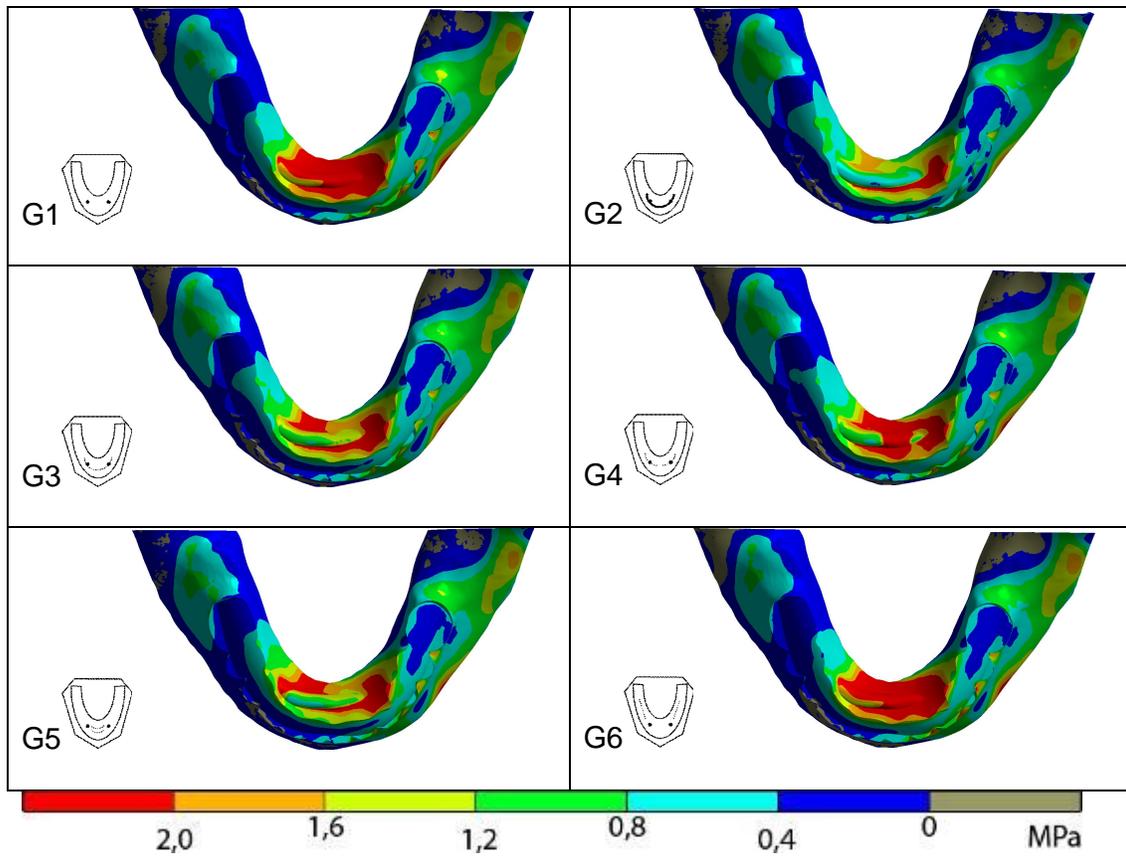


Figure 5. Occlusal view of stress plots of overdenture bases for all groups under oblique loading in left-side posterior teeth (L3).

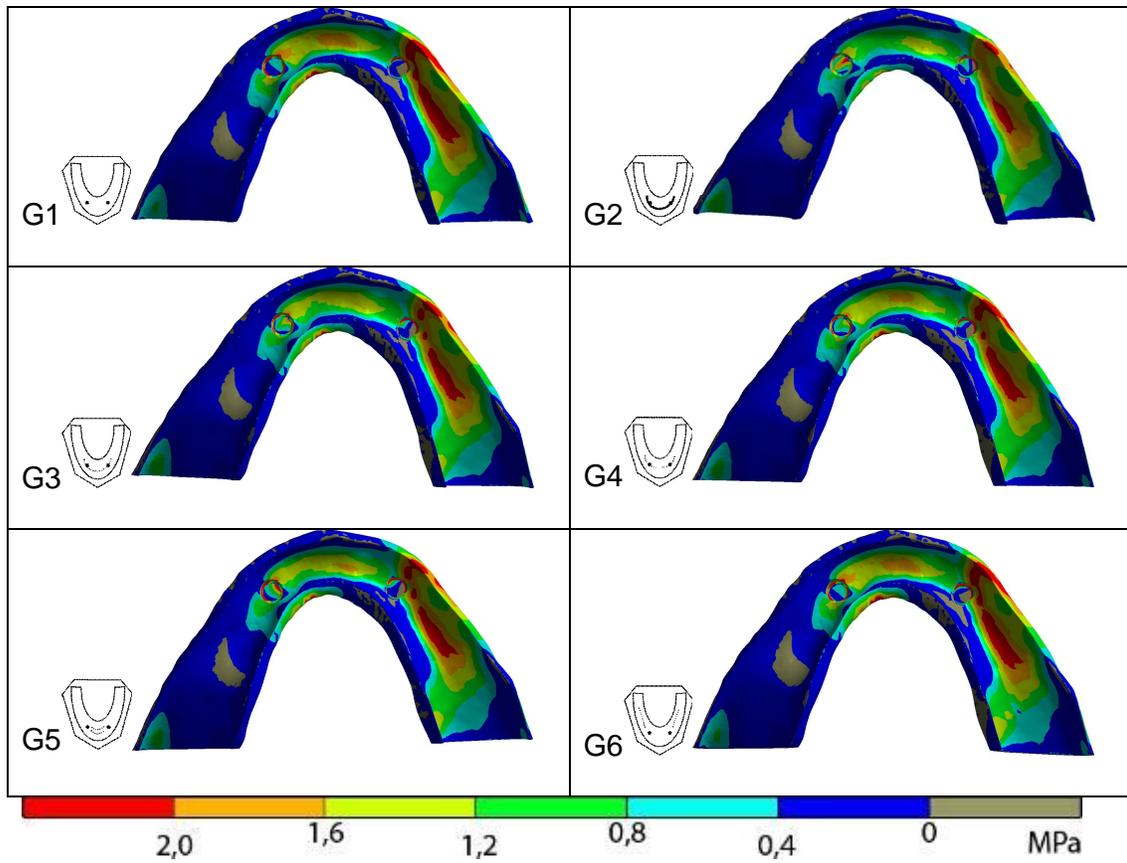
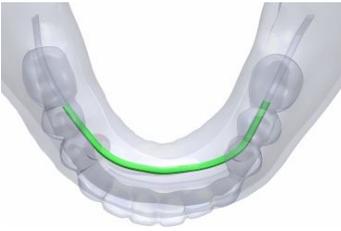
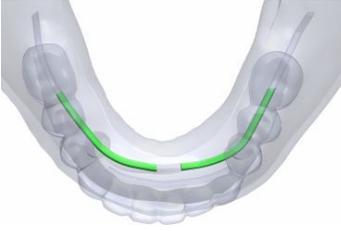
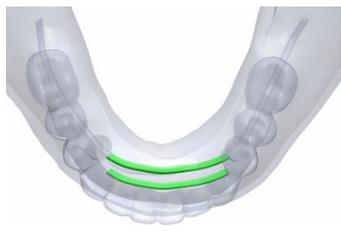
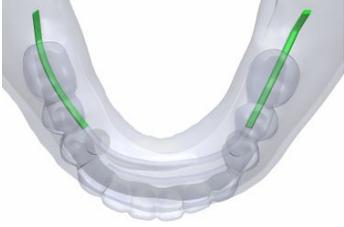


Figure 6. Basal view of stress plots of overdenture bases for all groups under oblique load in left-side posterior teeth (L3).

TABLES

Table 1. Three-dimensional models of groups.

Group	Model	Description
G1 		<p><i>Overdenture base without reinforcement</i></p> <p>Space for reinforcement modeling was configured to be the same material of the denture base.</p>
G2 		<p><i>Cast metal reinforcement onto the connectors</i></p> <p>Space for reinforcement modeling was configured to have a cast cobalt-chrome bar (50 x 3 x 1.5 mm) covering the top of the connectors and extending 10 mm distal to the center of each implant.</p>
G3 		<p><i>One whole piece of UGFRs* onto the connectors</i></p> <p>Space for reinforcement modeling was configured to have one wholly piece of UGFRs (50 x 3 x 1.5 mm) covering the top of the connectors and extending 10 mm distal to the center of each implant.</p>
G4 		<p><i>Two half-pieces of UGFRs* onto the connectors</i></p> <p>Space for reinforcement modeling was configured to have two half-pieces of UGFRs (25 x 3 x 1.5 mm), each one covering the top of the connectors and extending 10 mm distal to the center of each implant.</p>
G5 		<p><i>Two half-pieces of UGFRs* between the connectors</i></p> <p>Space for reinforcement modeling was configured to have two half-pieces of UGFRs (25 x 3 x 1.5 mm) parallel to each other and located between the connectors.</p>

<p>G6</p> 		<p><i>Two half-pieces of UGFRs* distal to the connectors</i></p> <p>Space for reinforcement modeling was configured to have two half-pieces of UGFRs (25 x 3 x 1.5 mm), each one located right distally to the connectors without covering them.</p>
---	---	--

* UGFR = Unidirectional Glass Fiber reinforcement

Table 2. Mechanical properties of isotropic materials.³⁷

Material	Young Modulus (MPa)	Poisson's ratio
O'ring rubber	5	0.45
Cobalt-chrome cast metal	218000	0.33
Cortical bone	13700	0.3
Medullary bone	1370	0.3
Acrylic teeth	2940	0.3
Acrylic resin base	1960	0.3
Titanium	110000	0.35
Mucosa	3	0.45

Table 3. Mechanical properties of the anisotropic unidirectional glass fiber material.³⁸

E_L = Longitudinal elastic modulus	39000
E_t = E_{t1} Transversal elastic modulus	12000
G_{lt} = Longitudinal-transversal shear modulus	14000
G_{tt} = Transversal-transversal elastic modulus	5400
ν_{lt} = ν_{lt1} Major longitudinal – transversal Poisson's ratio	0.35
ν_{tt} = Major transversal-transversal Poisson's ratio	0.11

Table 4. Tensile peaks (MPa) in some regions of overdenture base under axial occlusal loading in all teeth (L1).

Groups	Periphery of o'ring connector	Posterior-superior region of the base	Basal area	Base-teeth interface
G1 	4.84	2.37	3.67	2.82
G2 	4.73	2.36	3.52	2.62
G3 	4.78	2.37	3.60	2.72
G4 	4.79	2.37	3.64	2.71
G5 	4.82	2.36	3.55	2.77
G6 	4.80	2.40	3.68	2.81

Table 5. Tensile peaks (MPa) in some regions of the overdenture base under axial occlusal loading in all left-side teeth (L2).

Groups	Periphery of o'ring connector	Oral vestibule	Basal area
G1 	3.24	2.80	1.88
G2 	3.21	2.65	1.90
G3 	3.33	2.76	1.89
G4 	3.35	2.76	1.90
G5 	3.28	2.75	1.88
G6 	3.24	2.79	1.86

Table 6. Tensile peaks (MPa) in some regions of overdenture base under oblique occlusal loading in left-side posterior teeth (L3).

Groups	Anterior-lingual region of the base	Buccal	Periphery of right-side o'ring connector
G1 	4.95	3.57	3.87
G2 	4.05	3.15	3.25
G3 	4.26	3.33	3.95
G4 	6.50	3.46	3.27
G5 	3.68	3.29	7.7
G6 	4.95	3.55	3.91

2. ARTIGO EM PORTUGUÊS

PÁGINA DE TÍTULO

Efeito do desenho de um reforço com fibra de vidro na distribuição de tensões em sobredentaduras implantorretidas através do método 3D de elementos finitos

Guilherme Berger,^a DDS, MS; Rodrigo Nunes Rached,^b DDS, MS, PhD.

^a Aluno do Programa de Pós graduação em Odontologia, Doutorado em Dentística, Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, Paraná, Brasil

^b Professor do Programa de Pós graduação em Odontologia, Área de Prótese Dentária e Materiais Dentários, Doutorado em Dentística, Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, Paraná, Brasil

Endereço para correspondências:

Rodrigo Nunes Rached

Pós-Graduação em Odontologia – PUCPR

Rua Imaculada Conceição 1155

Curitiba, Paraná, Brasil 80215-901

Phone/Fax: (55) 41-32711405

E-mail: r.rached@pucpr.br

Palavras chave: sobredentadura implantorretida, reforço estrutural, fibra de vidro.

RESUMO

Estágio atual do problema. *Sobredentaduras implantorretidas requerem reforços estruturais para minimizar a possibilidade de fratura das bases acrílicas. Até o momento parece não existir informações sobre a utilização de reforços com fibra de vidro unidirecional para esta finalidade.*

Propósito. Analisar os padrões de distribuição de tensões em uma sobredentadura implantoretida com diferentes desenhos de um reforço estrutural de fibra de vidro unidirecional através do método 3D de elementos finitos, bem como compará-los a um reforço metálico fundido.

Material e métodos. *Seis modelos virtuais de uma sobredentadura foram criados, simulando um reforço metálico fundido e quatro desenhos com reforços em fibra de vidro unidirecional, assim distribuídos: G1= sobredentadura sem reforço; G2= reforço metálico fundido sobre os conectores; G3= um feixe de fibra de vidro unidirecional sobre os conectores; G4= fibra de vidro unidirecional sobre os conectores e segmentada na linha mediana; G5= dois feixes de fibra de vidro unidirecional paralelos entre si e situados na região anterior entre os conectores; G6= dois feixes de fibra de vidro unidirecional situados nas distais dos conectores. Três padrões de carregamento oclusal foram simulados: L1-em todos os dentes artificiais paralelo ao longo eixo dos implantes, L2-unilateralmente nos dentes posteriores esquerdos paralelos ao longo eixo dos implantes e L3-unilateralmente nos dentes posteriores esquerdos oblíquos (45graus) ao longo eixo dos implantes.*

Resultados. No carregamento oclusal L1 as tensões de tração ficaram concentradas na periferia dos conectores (o'rings) e na área basal da prótese, com G1 exibindo as maiores tensões e G2 e G3 as menores tensões. No carregamento oclusal L2 notou-se uma distribuição de tensões similares a L1. No carregamento oclusal L3, a região antero-lingual da prótese demonstrou os maiores picos de tensões (tração) em cinco dos seis grupos, com as menores tensões observadas em G2 seguido por G3.

Conclusões. Reforços estruturais localizados na região anterior e sobre os conectores apresentaram os melhores resultados; sendo que o reforço com fibra de vidro unidirecional em feixe único foi tão efetivo quanto o reforço metálico fundido em sobredentaduras.

Implicações Clínicas

Este estudo sugere que o reforço estrutural de sobredentaduras implantorretidas com fibra de vidro unidirecional em feixe único é uma alternativa a utilização dos reforços metálicos fundidos.

INTRODUÇÃO

Sobredentaduras são definidas como próteses removíveis que cobrem e são parcialmente suportadas por raízes de dentes ou implantes¹. O uso de sobredentaduras implantorretidas tem sido indicado para pacientes edêntulos totais com pouca área de suporte para a retenção das próteses totais mucossuportadas. Apesar de essas sobredentaduras atuarem de forma semelhante às próteses totais convencionais com suporte predominantemente mucoso, a retenção e estabilização do aparelho protético é amplamente melhorada através dos implantes osseointegrados.²

Fraturas de sobredentaduras (em média 3 a 24%) tem sido um problema freqüente na clínica.³⁻⁵ A região ao longo da linha mediana coincidente com o entalho de alívio do freio labial é o local de fratura mais comum.⁶ Fadiga flexural e impacto podem essencialmente levar a estas falhas.⁷⁻⁹ Em geral, as próteses estão sujeitas à exposição contínua de agentes químicos ou de forças cíclicas mastigatórias que podem causar degradação hidrolítica¹⁰ e microtrincas no polímero em áreas de concentração de tensões.^{11,12} Eventualmente, essas trincas coalescem à largas fissuras, podendo levar a falhas no polímero.¹³ Falhas por impacto usualmente ocorrem como resultado de quedas acidentais da prótese durante a higienização, inserção ou remoção.

6, 14, 15

De acordo com GONDA et al. (2007), os conectores no interior da sobredentadura orientam o fulcro de movimentação da prótese.¹⁶ Entretanto, esses conectores ocupam um espaço considerável no interior da base, tornando a região ao redor do mesmo fino e susceptível à fratura.^{5,17-19} Estudos prévios examinando casos de reparos em sobredentaduras revelaram que as

fraturas de bases acrílicas são mais freqüentes em áreas adjacentes aos conectores.^{18,19} Fato este, comprovado em estudo prévio de uma sobredentadura dentorretida em que as maiores concentrações de tensões ocorreram na superfície e na oclusal de cada conector sobre os dentes suportes.¹⁷

Nos últimos 30 anos, diferentes fibras têm sido avaliadas como método de reforço de polímeros dentais nas diversas aplicações clínicas. Os materiais investigados têm sido fibras de polietileno,²⁰ fibras de carbono e grafite²¹⁻²³ e/ou fibras de vidro.²⁴⁻²⁶ A efetividade do reforço estrutural com fibras depende de muitas variáveis que tem sido discutida em alguns estudos.²⁷⁻³¹ O efeito do reforço estrutural de polímeros com fibras é baseado na transferência do estresse da matriz polimérica para a fibra e na própria função individual da fibra como “crack stoppers”.³²

Um estudo recente demonstrou que um reforço metálico fundido passando sobre os conectores em um modelo experimental de uma sobredentadura, reduziu significativamente a deformação na linha mediana e região dos conectores.¹⁶ Similarmente, reforços localizados em posições estratégicas no topo dos conectores em sobredentaduras implantorretidas podem gerar este efeito de aumento de resistência. Bons resultados foram obtidos com reforços metálicos em sobredentaduras implantorretidas, bem como dentorretidas,³³ providenciando rigidez ao polímero de resina acrílica,³⁴ mas apresentando algumas desvantagens como pobre adesão a resina acrílica, maior dificuldade técnica laboratorial e considerável espaço interno requerido para sua acomodação.³⁵

Poucos estudos têm investigado o desempenho de reforços não metálicos para sobredentaduras.³⁶ Adicionalmente, diferentes desenhos estruturais para reforços em sobredentaduras nunca foram investigados. Sendo assim, o propósito desta investigação foi de comparar o efeito de diferentes desenhos de reforços não metálicos na distribuição de tensões em uma sobredentadura implantorretida através do método 3D de elementos finitos. Um reforço metálico fundido convencional foi também incluído.

MATERIAL E MÉTODOS

Reconstrução virtual em 3D

O primeiro passo para a modelagem da mandíbula e da sobredentadura foi a obtenção da anatomia de uma mandíbula totalmente edêntula de um paciente. Um exame tomográfico computadorizado (I-CAT, Xoran Technologies, Ann Arbor, EUA) de um desdentado total foi utilizado neste estudo analisando o terço antero-inferior da face num total de 139 cortes transversais de 0,4 mm cada. Estes cortes foram gravados no formato Dicom (digital imaging and communications in medicine standar) e importados para um programa que reconstruiu digitalmente a mandíbula resultando em um modelo 3D (software desenvolvido pelo curso de pós graduação em métodos numéricos e engenharia da Universidade Federal do Paraná). Similarmente, uma réplica da prótese total do paciente em material radiopaco possibilitou a realização de uma tomografia computadorizada e a construção do modelo virtual da sobredentadura.

Edição dos modelos

Após a reconstrução virtual, os modelos 3D foram exportados para o software Ansys DesignModeler v11 (Ansys Inc., Canonsburg, PA, EUA) para edição dos modelos virtuais. Foram modelados 2 implantes do tipo hexágono externo, plataforma protética de 4.1mm, entre os forames mentuais a uma distância perimetral de 30 mm entre o centro dos implantes. Os modelos das sobredentaduras apresentavam as seguintes características.

- Base da prótese em resina acrílica termopolimerizável, dentes de estoque acrílicos pré-fabricados, housing ou porção fêmea dos conectores tipo bola e o ring que permite movimentação no sentido ocluso-gengival

Estas estruturas estão representadas na Figura 1.

Seis modelos virtuais em que a presença, tipo e posição de uma barra de reforço variavam dentro da estrutura da sobredentadura foram escolhidas para comparação no presente trabalho. Todos os diferentes modelos partiram de um modelo mestre, o qual exibiu uma barra de reforço em quase toda a extensão da prótese sobre a crista do rebordo edêntulo, situada entre os conectores fêmeas e os dentes de estoque (FIGURA 2). Os modelos virtuais e suas diferentes configurações de reforços estruturais estão demonstrados na tabela abaixo (TABELA 1).

Simulação

O modelo foi exportado para o software de simulação de elementos finitos Ansys Workbench V11 na extensão STL (Ansys Inc., Canonsburg, PA, EUA). Cada elemento do modelo foi configurado com um módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson retirados da literatura.^{37,38} Todos os materiais foram considerados homogêneos, elásticos linearmente, estáticos e isotrópicos (Tabela 2) com exceção do reforço de fibra de vidro, cujas características eram anisotrópicas (Tabela 3).

Três padrões de carregamento oclusal foram aplicados em cada modelo:

L1. O primeiro padrão compreendeu uma carga incidente na oclusal de todos os dentes artificiais, axial ao longo eixo dos implantes, com intensidade de 60 N nos molares, 40 N nos pré-molares e 20 N nos dentes anteriores;³⁹

L2. O segundo padrão compreendeu uma carga oclusal de 135 N³⁹ unilateral esquerda nos dentes posteriores, axial ao longo eixo dos implantes.

L3. O terceiro padrão compreendeu uma carga oclusal oblíqua de 135 N a 45 graus em relação ao longo eixo dos implantes, na região de pré-molares e primeiro molar esquerdo.

A malha foi gerada com elementos tetraédricos de 10 nós (solid 187), o comprimento médio dos elementos foi de 1,5 mm em todas as áreas exceto na prótese (incluindo dentes, base e reforço) e na superfície de contato da mucosa com a prótese onde o comprimento médio foi de 0,75 mm, resultando em uma

malha com 644212 nós e 359265 elementos, a plotagem gráfica e numérica dos dados foi registrada, avaliada e comparada.

RESULTADOS

Para os resultados da presente pesquisa dois tipos de análise foram realizadas: análise qualitativa e análise quantitativa. Devido à natureza friável da resina utilizada como base da prótese, apenas as tensões de tração foram analisadas por serem estas as normalmente responsáveis por descolamentos ou fratura dos componentes da prótese.

Resultados sobre carregamento oclusal axial de todos os dentes artificiais (Padrão 1)

As plotagens (Figura) revelaram as maiores tensões nas seguintes regiões: periferia da porção fêmea do conector, aonde as maiores tensões foram observadas em G1 (sem nenhum reforço), enquanto G2 apresentou o melhor resultado seguido por G3; e área basal aonde os resultados foram similares entre G2 e G3.

A tabela 4 se refere aos picos de tensões nas diferentes zonas da prótese para o padrão de carregamento L1.

Resultados sobre carregamento oclusal axial nos dentes posteriores do lado esquerdo (Padrão 2)

De forma geral, a distribuição de tensões de tração na base da prótese foi similar nos diferentes grupos (*Figura*). A tabela 5 exibe os picos de tensões nas diferentes zonas da prótese para o padrão de carregamento L2.

Resultados sobre carregamento oclusal oblíquo nos pré-molares e molar esquerdos (Padrão 3)

A região antero-lingual da sobredentadura demonstrou os maiores picos de tensões de toda a base em cinco dos seis grupos; os menores picos de tração foram observados em G2 seguido por G3 (*Figura* e *Figura*).

A Tabela 6 exibe os picos de tensões nas diferentes zonas da prótese para o padrão de carregamento L3.

DISCUSSÃO

Menores picos de tensões foram notados sobre carregamento oclusal axial, seja em todos os dentes ou somente nos dentes posteriores do lado esquerdo, comparado com o carregamento oclusal posterior oblíquo nos dentes posteriores esquerdos. Clinicamente, o carregamento oclusal em todos os dentes só é alcançado durante a posição de máxima intercuspidação habitual, uma vez que a interposição do bolo alimentar entre os dentes superiores e inferiores remetem a situação de carregamento unilateral em sua maioria. Entretanto, vale lembrar a importância da busca de um perfeito equilíbrio dos contatos oclusais durante as etapas de ajuste oclusal para um

bom prognóstico do aparelho, o que justifica a simulação do padrão de carregamento bilateral no presente estudo⁴⁰.

Sobre o carregamento oclusal oblíquo posterior, as variações de reforço estrutural e seu papel na dinâmica da prótese tornam-se bem claras. A região antero-lingual da prótese teve os maiores picos de tração de toda a base em cinco dos seis grupos. Isto pode ser explicado pelo fato de que quando incide a força mastigatória sobre a prótese, esta devido a sua forma de ferradura sofre deflexão, aumentando a distância entre as porções posteriores e ocasionando a concentração de tensões de tração na porção mediana. O uso de dois feixes de fibra de vidro na região anterior entre as porções fêmeas dos conectores (G5) gerou as menores tensões nesta região (3,68 MPa), até menor do que o modelo reforçado com metal (G2). Entretanto, a ausência de reforço sobre os conectores gerou o maior acúmulo de tensões de tração nesta região (7,7 MPa), o que torna este tipo de reforço estrutural passível de fratura clínica, uma vez que as tensões nas sobredentaduras se concentram majoritariamente sobre os conectores.¹⁷

As diferentes variações de reforço estrutural comprovam que abranger toda a região anterior incluindo a região dos conectores e início da porção posterior da base da sobredentadura se mostrou mais eficiente por reforçar a região passível de deflexão. De fato, embora G4 e G5 tenham diminuído as tensões de tração nas regiões com reforço, nas regiões sem os mesmos não produziram o efeito desejado, por não abrangerem toda a zona passível de deflexão da prótese. Os menores picos de tração observados com reforço metálico fundido (G2) seguido pelo modelo com um feixe de fibra de vidro unidirecional sobre os conectores (G3), podem ser explicados pela diferença no

módulo de elasticidade dos dois materiais, sendo o de maior módulo (reforço metálico) diminuindo mais eficazmente a deflexão da prótese.^{37,38}

Clinicamente o padrão de carregamento oclusal posterior oblíquo existe durante a mastigação com a interposição do bolo alimentar e durante os movimentos excursivos, dependendo do padrão oclusal em que a prótese foi confeccionada. A oclusão balanceada bilateral é a mais utilizada para próteses totais e sobredentaduras, pois melhora a estabilidade da prótese durante os movimentos excursivos⁴⁰. Mas a presença de implantes em sobredentaduras melhora a retenção e estabilidade do aparelho o que permite muitas vezes desoclusões pelos caninos. O carregamento unilateral oblíquo simulado neste estudo remete a um padrão de desocclusão em grupo, em que as cargas geram maiores tensões de tração e flexão da prótese do que o padrão de carregamento oclusal em todos os dentes.

Se o padrão de oclusão utilizado no presente estudo fosse o mutuamente protegido, em que a desocclusão lateral é feita pelo canino, as tensões seriam muito parecidas as obtidas com carregamento posterior oblíquo. Portanto, os resultados deste estudo e sua relação com a oclusão comprovam a eficácia da desocclusão balanceada bilateral para as sobredentaduras.

CONCLUSÕES

Com as limitações do presente estudo, pode-se concluir que:

- Reforços estruturais localizados na região anterior e sobre os conectores apresentaram os melhores resultados;
- O reforço metálico fundido gerou as menores tensões na base da sobredentadura;
- O reforço com fibra de vidro unidirecional foi tão efetivo quanto o reforço metálico fundido nas sobredentaduras.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. The Glossary of prosthodontic terms (GPT-7). J Prosthet Dent. 1999; 81:89.
2. Hungaro P; Yamada RN; Kiausinis V; Hvanov ZV.Overdenture implanto-retida: reabilitação orientada pelos conceitos da prótese total convencional. Rev. Pós graduação 2000;7:172-177.
3. Duncan JP; Freilich MA; Latvis CJ. Fiber reinforced composite framework for implant-supported overdentures. J Prosthet Dent. 2000; 84:200-204.
4. Antonio HC; Rodrigues MD. Metal reinforcement for implant-supported mandibular overdentures. J Prosthet Dent. 2000; 83:511-13.
5. Polyzois GL; Andreopoulos AG; Lagouvardos PE. Acrylic resin denture repair with adhesive resin and metal wires: effects on strength parameters. J Prosthet Dent. 1996; 75:381-387.
6. Darbar UR; Huggett R; Harrison A. Denture fracture--a survey. Br. Dent. J. 1994; 176:342-345.
7. Bidez MW; Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. J. Oral Implantol 1992;18:264-74.
8. . Braden M; Davy KWM; Parker S; Ladizesky NH; Ward IM. Denture base poly(methy) methacrylate reinforced with ultra-high modulus polyethylene fibers. Br Dent J 1988; 164:109-113.
9. Yazdanie N; Mahood M. Carbon fiber acrylic resin composite: an investigation of transverse strength. J Prosthet Dent 1985; 54:543-547.

10. Walker MP; Spencer P; David Eick J. Mechanical Property characterization of resin cement aqueous aging with and without cyclic loading. *Dent Mater* 2003; 19:645-52.
11. Kelly E. Fatigue failure in denture base polymers. *J Prosthet Dent.* 1969; 21:257-66.
12. Vallittu PK; Lassila VP; Lappalainen R. Transverse Strength and fatigue of denture acrylic-glass fiber composite. *Dent Mater.*1994; 10:116-21.
13. Wiskott HW; Nicholls JI; Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont.*1995; 8: 105-16.
14. Morrow RM; Rudd KD; Rhoads IE. *Dental laboratory procedures* 1986; St. Louis: Mosby:383.
15. Dogan OM; Bolayir G; Keskin S; Dogan A; Bek B; Boztug A. The effect of esthetic fibers on impact resistance of a conventional heat-cured denture base resin. *Dental Materials Journal* 2007; 26:232-239.
16. Gonda T; Ikebe K; Dong J; Nokubi T. Effect of reinforcement on overdenture strain. *J. Dent. Res.* 2007; 86:667-71.
17. Dong J; Ikebe K; Gonda T; Nokubi T. Influence of abutment height on strain in a mandibular overdenture. *J. Oral Rehabil.* 2006; 33:594-9.
18. Ohtani T; Maeda M; Enomoto K; Sogo K; Okada M; Nokubi T; Okuno Y. Study on denture repair case: survey on resin denture base fractures. Part 1. *Int J Jpn Prosthodont Soc.* 1991; 35:977-82.
19. Duncan JP; Freilich MA; Latvis CJ. Fiber reinforced composite framework for implant-supported overdentures. *J Prosthet Dent.* 2000; 84:200-204.
20. Ladizesky NH; Ho CF; Chow TW. Reinforcement of complete denture bases with continuous high performance polyethylene fibers. *J. Prosthet. Dent.*1992; 68:934-9.
21. Kilfoil BM; Hesby RA; Pelleu GB. The tensile strength of a composite resin reinforced with carbon fibers. *J. Prosthet. Dent.*1993; 50:40-3.
22. Malquarti G; Berruet RG; Bois D. Prosthetic use of carbon fiber-reinforced epoxy resin for esthetic crowns and fixed partial dentures. *J. Prosthet. Dent.* 1990; 63:251-257.

23. Ruyter IE; Ekstrand K; Bjork N. Development of carbon/graphite fiber reinforced poly (methyl methacrylate) suitable for implant-fixed dental bridges. *Dent. Mater.* 1986; 2:6-9.
24. Goldberg AJ; Burstone CJ. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. *Dent. Mater.* 1992; 8:197-202.
25. Imai T; Yamagata S; Watari F; Kobayashi M; Nagayama K; Toyozumi H; Uga M, Nakamura S. Temperature-dependence of the mechanical properties of FRP orthodontic wire. *Dent. Mater. J.* 1999; 18:167-75.
26. Meiers JC; Freilich MA. Conservative anterior tooth replacement using fiber-reinforced composite. *Oper. Dent.* 2000; 25:239-43.
27. Behr M; Rosentritt M; Lang R; Handel G. Flexural properties of fiber reinforced composite using a vacuum/pressure or a manual adaptation manufacturing process. *J. Dent.* 2000; 28:509-14.
28. Nohrstrom TJ; Vallittu PK; Yli-Urpo A. The effect of placement and quantity of glass fibers on the fracture resistance of interim fixed partial dentures. *Int. J. Prosthodont.* 2000; 13:72-8.
29. Vallittu PK. Compositional and weave pattern analyses of glass fibers in dental polymer fiber composites. *J. Prosthodont.* 1998; 7:170-6.
30. Vallittu PK. Effect of 180-week water storage on the flexural properties of E-glass and silica fiber acrylic resin composite. *Int. J. Prosthodont.* 2000; 13:334-9.
31. Viguie G, Malquarti G, Vincent B, Bourgeois D. Epoxy/carbon composite resins in dentistry: mechanical properties related to fiber reinforcements. *J. Prosthet. Dent.* 1994; 72:245-9.
32. Garoushi S; Vallittu PK; Lassila LVJ. Short glass fiber-reinforced composite with a semi-interpenetrating polymer network matrix for temporary crowns and bridges. *The J Contemporary Dental Practice* 2008; 9:1-7.
33. Rodrigues AH. Metal reinforcement for implant-supported mandibular overdentures. *J. Prosthet* 2000; 83:511-513.
34. Vallittu PK, Lassila VP. Reinforcement of acrylic resin denture base material with metal or fibre strengtheners. *J Oral Reahabil* 1992; 19:225-230.
35. Barbero EJ. *Introduction to Composite Material Design* Ann Arbor. MI: Taylor and Francis, 1998.

36. Bergendal T; Ekstrand K; Karlsson. U. Evaluation of implant-supported carbon/graphite fiber-reinforced poly (methyl methacrylate) prostheses. A longitudinal multicenter study. *Clin Oral Implants Res.* 1995; 6:246-53.
37. Eskitascioglu G; Usumez A; Sevimay M; Soykan E; Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent* 2004; 91:144-50.
38. Ootaki M; Shin-Ya A; Gomi H; Nakasone Y. Optimum design for fixed partial dentures made of hybrid resin with glass fiber reinforcement by finite element analysis: effect of vertical reinforced thickness on fiber frame. *Dent Mater J* 2007; 26:280-9.
39. Sadowsky SJ; Caputo AA. Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. *J. Prosthet. Dent.* 2000; 84:327-34.
40. Rilo B; Silva JL; Mora MJ; Compostela USS de. Guidelines for occlusion strategy in implant-borne prostheses. A review. *International Dental Journal* 2008; 58:139-145.

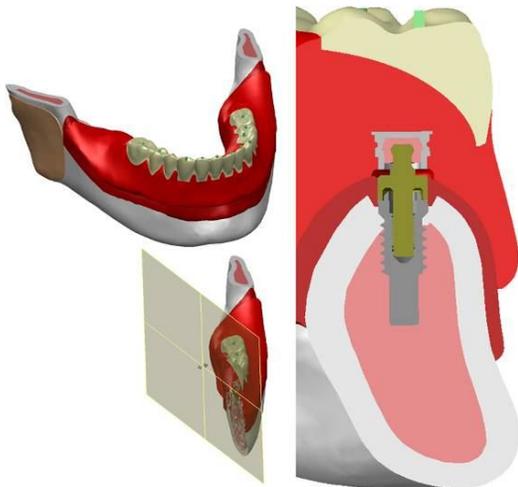
FIGURAS

Figura 1. Vista em corte mostrando a relação entre as diferentes estruturas

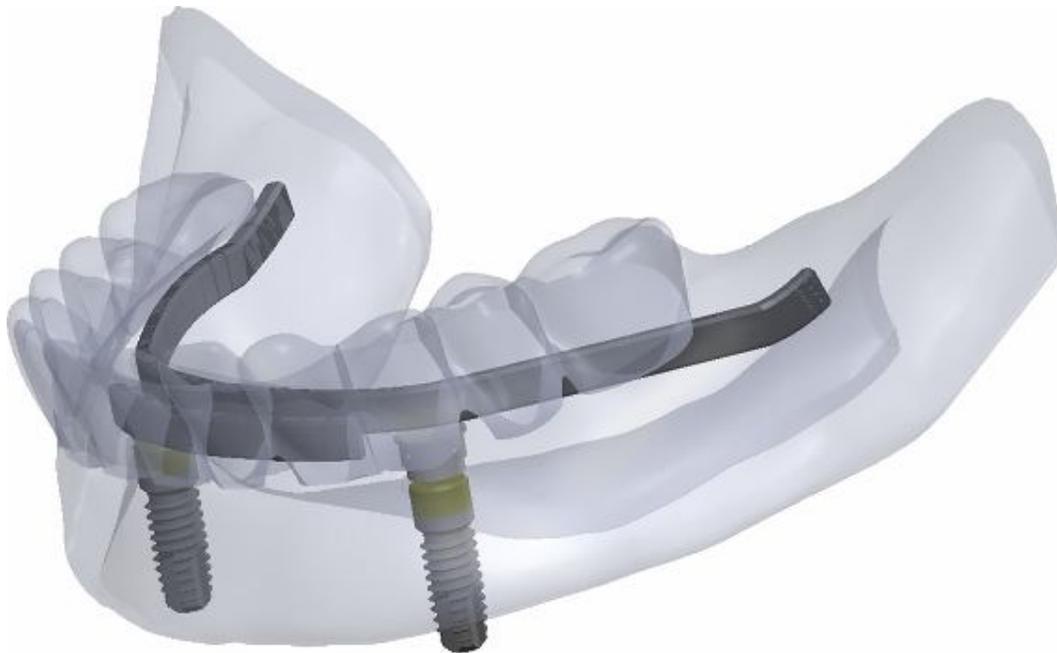


Figura 2: Vista de perfil da prótese, com base e dentes de estoque em cor semi-transparente para visualização do reforço (preto), que será configurado conforme a variação analisada.

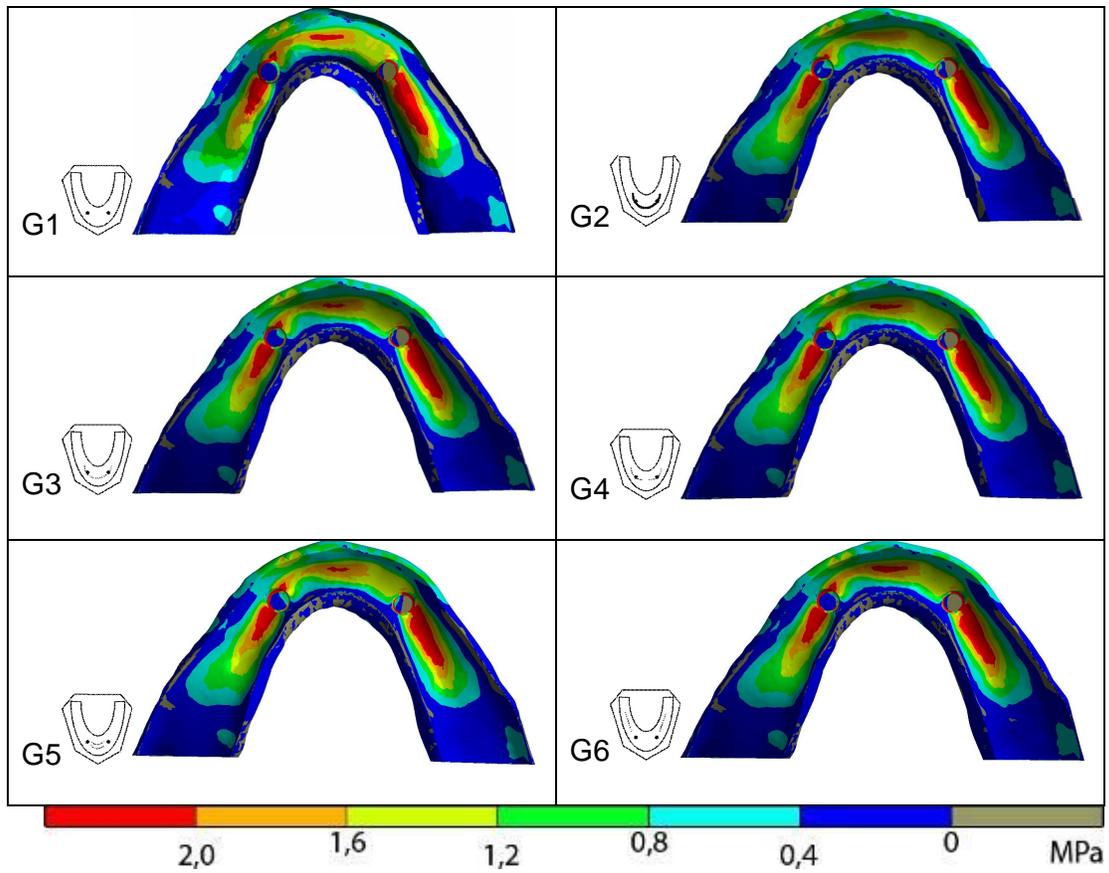


Figura 3. Plotagens das tensões máximas de tração da base da prótese para todos os grupos sobre carregamento axial em todos os dentes (vista basal).

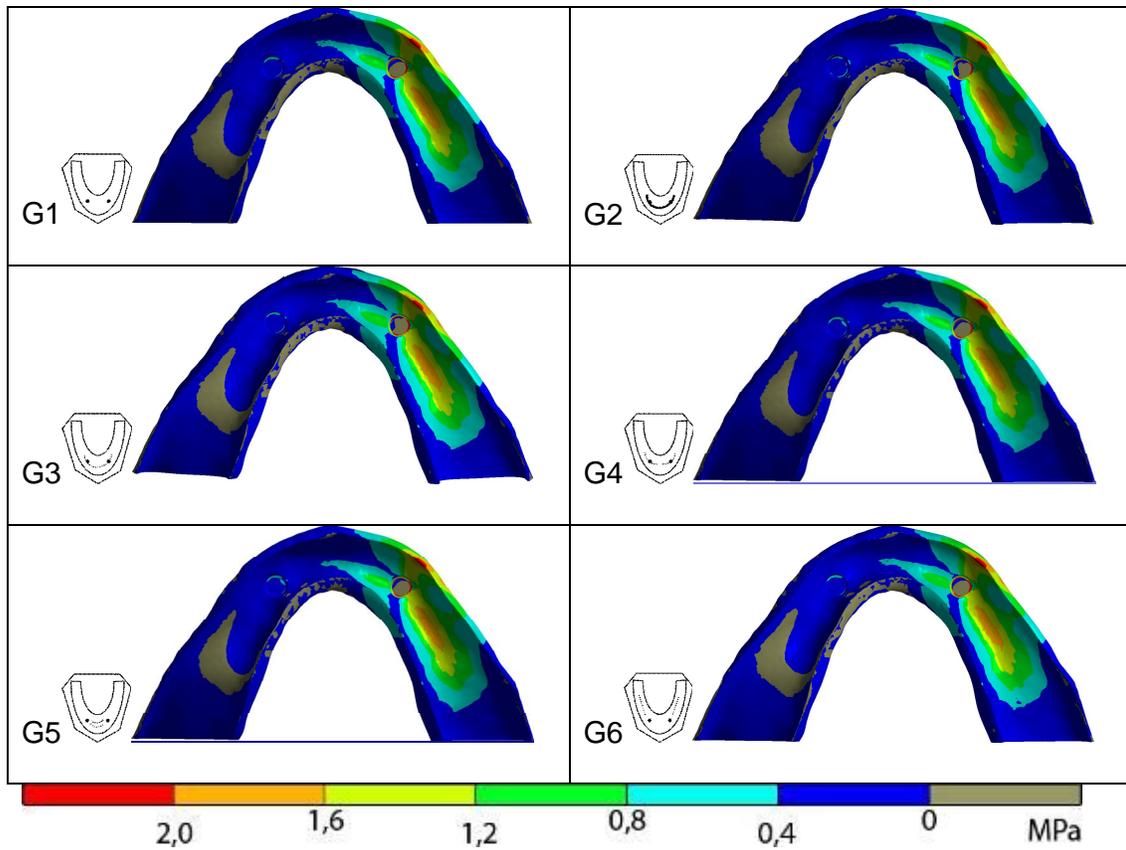


Figura 4. Plotagens das tensões máximas de tração da base da prótese para todos os grupos sobre carregamento oclusal axial nos dentes posteriores do lado esquerdo – L2 (vista basal).

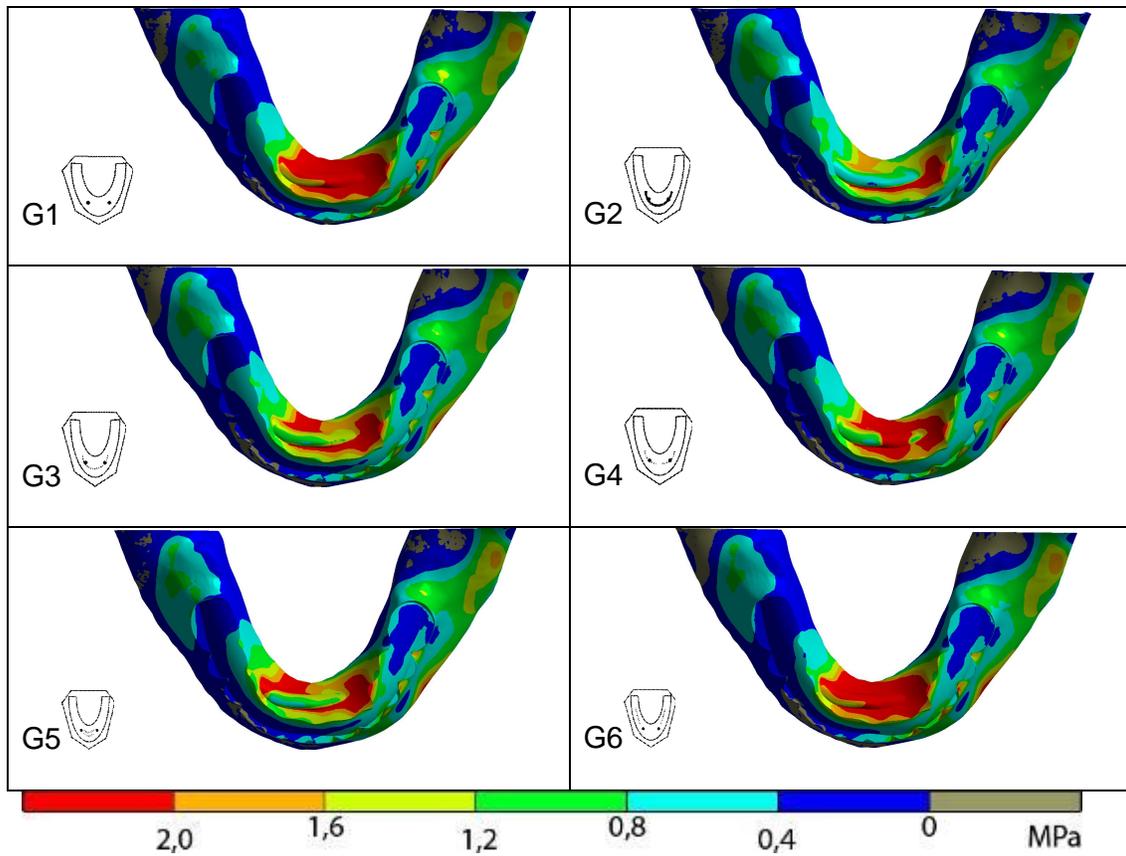


Figura 5. Plotagens das tensões máximas de tração da base da prótese para todos os grupos sobre carregamento oblíquo nos dentes posteriores do lado esquerdo – L3 (vista oclusal).

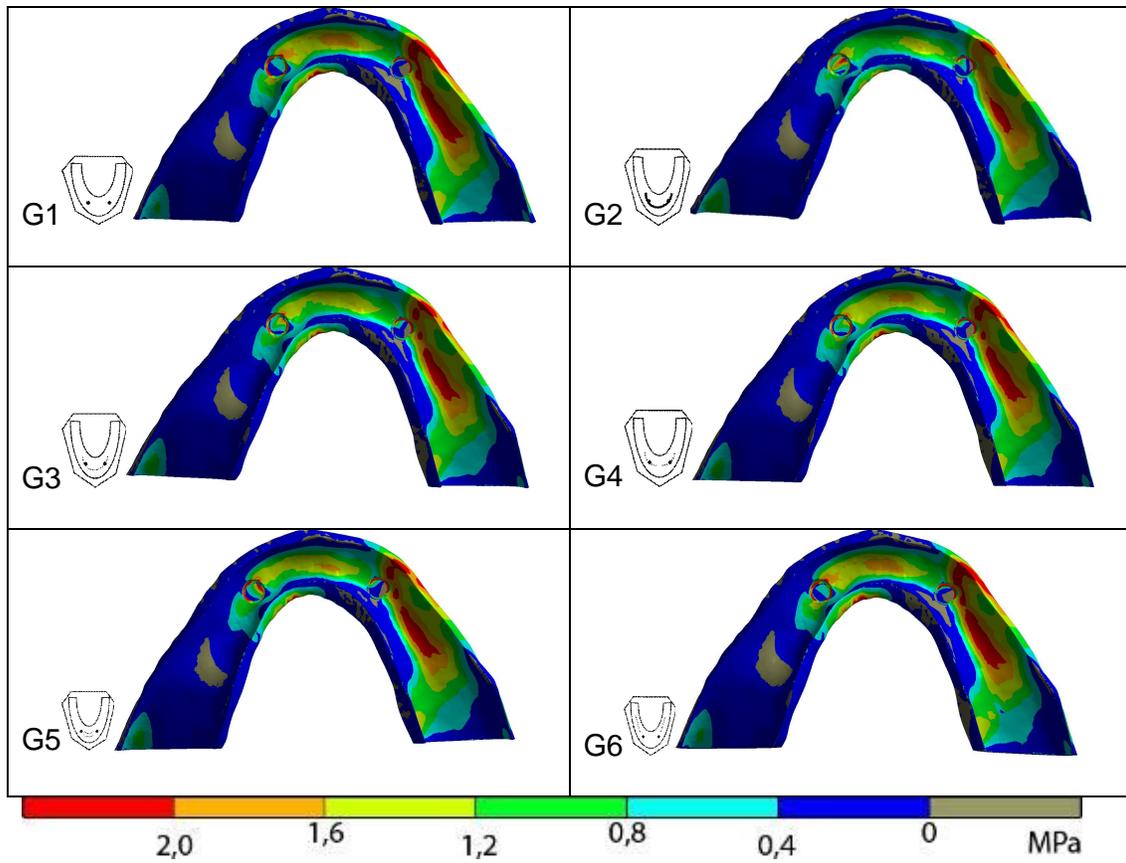
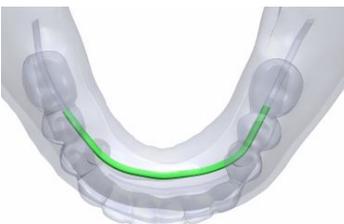
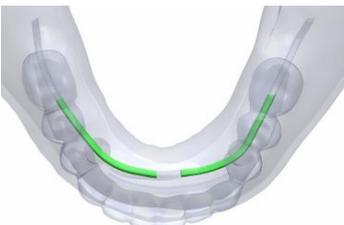


Figura 6. Plotagens das tensões máximas de tração da base da prótese para todos os grupos sobre carregamento oblíquo nos dentes posteriores do lado esquerdo – L3 (vista basal).

TABELAS

Tabela 1. Modelos em 3D dos diferentes grupos.

Grupo	Modelos	Descrição
G1 		<i>Sobredentadura sem reforço estrutural</i> Espaço para a configuração do reforço é do mesmo material da base da prótese.
G2 		<i>Reforço metálico fundido sobre os conectores</i> Espaço para a modelagem do reforço foi configurado com as propriedades de uma liga de cobalto-cromo em forma de barra (50 x 3 x 1.5 mm) sobre os conectores e com uma extensão distal de 10 mm do centro de cada implante.
G3 		<i>Feixe único de fibra de vidro unidirecional sobre os conectores</i> Espaço para a modelagem do reforço foi configurado com as propriedades de uma fibra de vidro unidirecional (50 x 3 x 1.5 mm) em feixe único, sobre os conectores e com uma extensão distal de 10 mm do centro de cada implante.
G4 		<i>Feixes isolados de fibra de vidro unidirecional sobre os conectores</i> Espaço para a modelagem do reforço foi configurado em dois feixes isolados de fibra de vidro unidirecional (25 x 3 x 1.5 mm cada), sobre os conectores e com uma extensão distal de 10 mm do centro de cada implante.

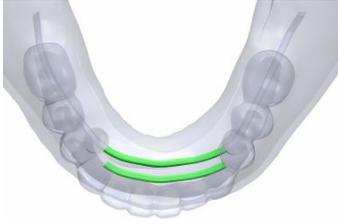
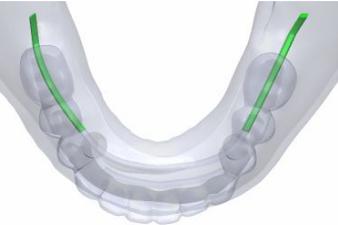
<p>G5</p> 		<p><i>Dois feixes isolados de fibra de vidro unidirecional entre os conectores</i></p> <p>Espaço para a modelagem do reforço foi configurado com dois feixes de fibra de vidro unidirecional (25 x 3 x 1.5 mm cada) paralelos entre si e localizados entre os conectores.</p>
<p>G6</p> 		<p><i>Dois feixes isolados de fibra de vidro unidirecional distais aos conectores</i></p> <p>Espaço para a modelagem do reforço foi configurado com dois feixes de fibra de vidro unidirecional (25 x 3 x 1.5 mm cada) cada um localizado na distal dos conectores, sem cobri-los.</p>

Tabela 2. Propriedades mecânicas dos materiais isotrópicos.³⁷

Material	Módulo de Young. (MPa)	Coefficiente de Poisson
Borracha o'ring	5	0,45
Liga de cromo	218000	0,33
Cobalto		
Osso cortical	13700	0,3
Osso Medular	1370	0,3
Dente acrílico	2940	0,3
Base acrílica	1960	0,3
Titânio	110000	0,35
Mucosa	3	0,45

Tabela 3. Propriedades mecânicas do material anisotrópico, reforço de fibra de vidro³⁸.

E_L = Módulo de elasticidade longitudinal	39000
E_t = E_{t1} módulo de elasticidade transversal	12000
G_{lt} = G_{lt} módulo de cisalhamento longitudinal - transversal	14000
G_{tt} = módulo de cisalhamento transversal-transversal	5400
ν_{lt} = ν_{lt1} Major poisson longitudinal - transversal	- 0.35
ν_{tt} Major poisson transversal-transversal	0.11

Tabela 4. Picos de tensões (MPa) em algumas regiões da base da prótese sobre carregamento oclusal axial em todos os dentes (L1).

Grupos	Periferia do conector	do Região póstero-superior da base	Área basal	União dente-base
G1 	4,84	2,37	3,67	2,82
G2 	4,73	2,36	3,52	2,62
G3 	4,78	2,37	3,60	2,72
G4 	4,79	2,37	3,64	2,71
G5 	4,82	2,36	3,55	2,77
G6 	4,80	2,40	3,68	2,81

Tabela 5. Picos de tensão (MPa) em algumas regiões da base da prótese sobre carregamento oclusal axial nos dentes posteriores do lado esquerdo (L2).

Grupos	Periferia conector	do Fundo vestibulo	de Área Basal
G1 	3,24	2,80	1,88
G2 	3,21	2,65	1,90
G3 	3,33	2,76	1,89
G4 	3,35	2,76	1,90
G5 	3,28	2,75	1,88
G6 	3,24	2,79	1,86

Tabela 6. Picos de tensões (MPa) em algumas regiões da base da prótese sobre carregamento oclusal oblíquo nos dentes posteriores do lado esquerdo (L3).

Grupos	Região antero-lingual da base	Fundo de vestibulo	Periferia do conector do lado direito
G1 	4,95	3,57	3,87
G2 	4,05	3,15	3,25
G3 	4,26	3,33	3,95
G4 	6,50	3,46	3,27
G5 	3,68	3,29	7,7
G6 	4,95	3,55	3,91

3. ANEXOS

REVISÃO DE LITERATURA

Alguns artigos científicos que foram essenciais para o desenvolvimento deste trabalho serão com mais detalhes explicitados a seguir:

1) Gonda T; Ikebe K; Dong J; Nokubi T. Effect of reinforcement on overdenture strain. J Dent Res 2007; 86:667-671.

Os autores relataram sobre a grande susceptibilidade de fraturas das sobredentaduras principalmente sobre os retentores devido a linha de fulcro gerada sobre os mesmos durante a função. Segundo eles um reforço localizado em região estratégica aonde existe a concentração das maiores tensões podem reduzir a deformação e prevenir a fratura da sobre dentadura. O estudo avaliou o reforço da sobredentadura ao redor dos retentores e na linha mediana. Foi criado um modelo de uma mandíbula edêntula com 2mm de espessura de uma mucosa artificial de revestimento e remanescentes radiculares dentários (caninos) foram instalados bilateralmente nas regiões dos caninos para retenção da sobredentadura. Os retentores apresentavam alturas de 6mm e por lingual da base acrílica foram instalados 3 extensômetros elétricos para mensuração da deformação nas regiões dos caninos e linha mediana. Uma carga vertical de 49N foi aplicada na superfície oclusal e 4 variações de modelos foram utilizados: 1- ausência de reforço estrutural; 2- reforço metálico fundido em liga de cobalto-cromo (2mm de altura) na lingual dos retentores sobre a margem da mucosa; 3- na vestibular e lingual dos

retentores à 2mm de altura da mucosa e 4- sobre os retentores dos dentes suportes. O reforço metálico fundido em cobalto-cromo que passava sobre os retentores reduziu a deformação da sobredentadura na linha mediana e na região dos retentores e foi sugerido como um desenho estratégico que pode reduzir a possibilidade de fraturas das sobredentaduras.

2) Dong J; Ikebe K; Gonda T; Nokubi T. Influence of abutment height on strain in a mandibular overdenture. Journal of Oral Rehabilitation 2006; 33:594-599.

O propósito deste estudo foi o de investigar a influência da altura dos retentores sobre os dentes suportes de uma sobredentadura, bem como a deformação da mesma na linha mediana utilizando extensômetros elétricos. Um modelo de uma mandíbula edêntula foi fabricado com uma espessura de mucosa artificial de 2mm, dois dentes artificiais foram inseridos nas regiões dos caninos bilateralmente. Os retentores variaram em altura nas seguintes dimensões: 0, 2, 4 e 6 mm. A superfície lingual da sobredentadura foi adequadamente polida, três extensômetros elétricos foram colados na região do canino esquerdo à altura de 6, 4 e 2mm correspondente ao retentor, e mais dois extensômetros elétricos foram colados na linha mediana, um mais acima e outro mais baixo. Uma carga vertical de 49 N foi aplicada na superfície oclusal do primeiro pré-molar, primeiro e segundo molar. Quando a carga foi aplicada no primeiro pré-molar adjacente ao retentor do canino, as maiores tensões de deformação (tração) foram observadas sobre o topo dos retentores, independente da altura do retentor. Quando a carga foi aplicada sobre o primeiro pré-molar do lado oposto, as tensões de deformação (tração) ao redor

dos retentores foram menores. Na linha mediana da sobredentadura as tensões incidentes foram compressivas e seus aumentos foram influenciados pela diminuição na altura dos retentores ou pela aplicação da carga em pontos distais. As maiores tensões de tração foram observadas sobre o topo dos retentores da sobredentadura, independente da altura dos mesmos e estes achados indicam a necessidade de reforce da sobredentadura não somente sobre o topo dos retentores, mas também na linha mediana para reduzir a deformação da mesma e prevenir fraturas. Segundo estes autores os resultados deste trabalho podem ser aplicados as sobredentaduras implantossuportadas. Uma das limitações deste estudo foi a impossibilidade de mensurar quantitativamente estas tensões de forma definitiva, mas qualitativamente estes achados são sugestivos.

3) Dogan OM; Bolayir G; Keskin S; Dogan A; Bek B; Boztug A. The effect of esthetic fibers on impact resistance of a conventional heat-cured denture base resin. Dental Materials Journal 2007; 26: 232-239.

A fratura de dentaduras acrílicas é uma ocorrência clínica comum em prótese dentária e torna-se um problema clínico. As fraturas podem ser causadas por uma multiplicidade de fatores que vão desde situações clínicas como freios pronunciados, tórus proeminentes, porosidades na base acrílica e também propriedades mecânicas insuficientes das resinas acrílicas. Dois tipos diferentes de forças podem levar á falhas: fadiga flexural e impacto. Impacto principalmente durante a limpeza da dentadura por queda acidental. Este estudo foi conduzido para observar as alterações na resistência ao impacto da base acrílica da dentadura com cinco tipos de reforços estruturais de fibras: E-

glass, poliéster, rayon, nylon 6 e nylon 6 por 6 em larguras de 2, 4 e 6 mm não ultrapassando 3% de peso. Espécimes controle sem fibra foram utilizados como controle. Após a ruptura os espécimes foram observados por microscopia eletrônica de varredura. Resultados indicaram que a resistência ao impacto aumentou com o aumento da largura da fibra e que a fibra de rayon com 6mm de largura expressou os maiores valores. A fibra de vidro de E-glass produziu estabilidade relativa e boa união com a resina da base observada pela análise microscópica. Todos os grupos de espécimes com fibras, independente do tipo, expressaram maior resistência ao impacto que o grupo controle sem reforço.

4) Ootaki M; Shin-ya A; Gomi H; Shin-ya A; Nakasone Y. Optimum design for fixed partial dentures made of hybrid resin with glass fiber reinforcement by finite element analysis: effect of vertical reinforced thickness on fiber frame. Dental Materials Journal 2007; 26:280-289.

Os sistemas de compósitos reforçados com fibras são aplicáveis às coroas posteriores livres de metal com cobertura total ou parcial em próteses parciais fixas. Estudos prévios relatam redução de stress principal na região de primeiro molar de 106 MPa para 75 MPa , aproximadamente 29% de redução, pelo efeito de reforço com fibras. Através do método de elementos finitos, este estudo objetiva analisar a espessura máxima de um reforço com fibras localizado numa prótese parcial fixa de 3 elementos do segundo pré-molar ao segundo molar. Espessuras de fibras modeladas: 0, 0.2, 0.4, 0.6, 0.8, 1.0, 1.2, 1.4 mm. Duas cargas verticais de 25N foram aplicadas em cada cúspide vestibular do primeiro molar. Grandes tensões foram observadas abaixo da área de conexão de cada lado do pântico (84 MPa). Com o aumento da

espessura das fibras essas tensões foram transferidas as fibras gradualmente (redução de 21%). Na superfície oclusal do pântico as tensões principais foram de compressão e na cervical do mesmo as tensões principais foram de tração. A espessura mínima da fibra necessária a redução do stress foi de 0.6mm, sendo que a maior redução foi conseguida com a espessura de 1.4mm (34% redução).

5) Garoushi S; Vallittu PK; Lassila LVJ. Short glass fiber-reinforced composite with a semi-interpenetrating polymer network matrix for temporary crowns and bridges. The journal of contemporary dental practice 2008; 9:1-7.

A efetividade do reforço com fibras depende de algumas variáveis, tais como: o tipo de resina utilizada, a quantidade de fibras na matriz resinosa, a altura das fibras, a forma das fibras, a orientação das fibras, a adesão das fibras a matriz polimérica, o grau de impregnação das fibras com a resina. O propósito deste estudo foi investigar o efeito do reforço com fibra de vidro E-glass nas propriedades mecânicas de coroas e pontes fixas provisórias em resina composta com um polímero de semi-interpenetração. As coroas e pontes temporárias foram preparadas com uma mistura de 15% de fibras E-glass de 3mm de largura, 35% de uma resina de semi-interpenetração(IPN) e 50% de silano com partículas de sílica. Um teste de carga compressiva foi realizado sobre os espécimes e o grupo experimental de compósito resinoso IPN reforçado com fibra de vidro teve sua resistência flexural aumentada significativamente comparado ao grupo controle com a resina IPN sem fibras. O efeito do reforço com fibras é baseado na transferência do stress da matriz

polimérica para a fibra, funcionando individualmente como um redutor na propagação da trinca (crack stoppers).

6) Daas M; Dubois G; Bonnet AS; Lipinski P; Rigon-Bret C. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations. Medical Engineering & Physics 2008; 30:218-225.

O tratamento de mandíbulas totalmente edêntulas com sobredentaduras têm sido uma terapia rotineira. Várias opções existem de encaixes para retenção das sobredentaduras, sejam encaixes rígidos ou resilientes. O objetivo deste estudo foi o de avaliar o melhor comportamento durante a mastigação simulada dos mecanismos de retenção das sobredentaduras. Para isto um modelo virtual de análise de elementos finitos de uma mandíbula edêntula e a sobredentadura com diferentes mecanismos de retenção foram criados. A forma da mandíbula e da sobredentadura foram obtidos através de uma tomografia computadorizada. Dois implantes Nobel Biocare foram instalados virtualmente nas regiões dos caninos. Após a simulação das cargas mastigatórias observou-se uma menor concentração de tensões para os encaixes resilientes com menor stress ósseo ao redor dos implantes.

7) Geng JP; Tan KBC; Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent 2001; 85:585-98.

Nas últimas duas décadas as análises por elementos finitos em implantodontia tem crescido como resultado de estudos para avaliar as tensões

que incidem sobre os implantes dentais e o tecido ósseo em função simulada virtualmente. Transferência de cargas dos implantes ao tecido ósseo depende do tipo de carga, da interface implante e osso, da largura e diâmetro dos implantes, do tipo e características superficiais de tratamento do implante, do tipo de prótese e da qualidade e quantidade óssea. A análise de elementos finitos foi introduzida inicialmente na indústria aeroespacial para estudo de problemas como a transferência de calor, dinâmica dos fluidos, transporte de massa e eletromagnetismo. Em 1976 Weinstein et al foram os primeiros a utilizar este método em implantodontia. Durante a modelagem dos diversos componentes do sistema para análise de elementos finitos alguns cuidados devem ser tomados para garantir um bom desempenho e veracidade do estudo: forma geométrica e detalhes dos componentes, as propriedades dos materiais, bem como características de sua natureza, tais como a anisotropia e não homogeneidade, bem como detalhes tridimensionais dos contatos entre os diversos componentes. Estas análises podem favorecer o desenvolvimento de tecnologias futuras e prognosticar o comportamento clínico de alguns sistemas em implantodontia.

8) Assunção WG; Tabata LF; Barão VAR; Rocha EP. Comparison of stress distribution between complete denture and implant-retained overdenture – 2D FEA. Journal of Oral Rehabilitation 2008; 35:766-774.

As sobredentaduras implantorretidas demonstram algumas vantagens sobre as próteses totais convencionais, tais como a preservação da altura do rebordo alveolar residual, maior retenção e estabilidade, aumento do conforto e eficiência mastigatória, satisfação do paciente e melhora da qualidade de vida.

O objetivo do estudo foi comparar a distribuição do stress induzido em uma prótese total convencional e uma sobredentadura sobre carga funcional posterior, com diferentes sistemas de encaixes usando a análise 2D de elementos finitos. Três modelos virtuais foram construídos: 1- grupo controle (PT), 2- sobredentadura com 2 implantes unidos por uma barra clipe, e 3- uma sobredentadura com 2 implantes não unidos pelo sistema bola-o'ring. Um carregamento vertical de 100N foi aplicado na região do primeiro molar esquerdo. Os valores das tensões nos tecidos de suporte foram maiores para os sistemas com implantes do que com a prótese total convencional, que consegue distribuir melhor as tensões pelo rebordo residual, enquanto as sobredentaduras concentram as tensões no lado aonde a carga é aplicada. Entretanto, o sistema barra-clipe que faz a união dos implantes demonstrou menores tensões nos tecidos de suporte do que o sistema bola-o'ring para sobredentaduras mandibulares.

9) Rilo B; Silva JL; Mora MJ; Compostela USS de. Guidelines for occlusion strategy in implant-borne prostheses. A review. International Dental Journal 2008; 58:139-145.

Falhas dos implantes após a ósseointegração a médio e longo prazo, quando isto ocorre, têm sido associadas em sua grande maioria com sobrecargas oclusais. Sobrecargas ocorrem de acordo com o número e localização dos contatos oclusais sobre as próteses implantossuportadas que são deletérias ao sistema de implantes. Para as sobredentaduras implantossuportadas, o esquema oclusal a ser idealizado é de contatos múltiplos e simultâneos nos dentes artificiais, com desocclusão balanceada, isto

é conseguido com um contato no lado de balanceio em movimento excursivo, junto com um ou vários contatos no lado de trabalho. Este procedimento simplifica o sistema e tornam as cargas laterais nos implantes menores, cargas estas mais deletérias aos implantes do que as cargas axiais.

MATERIAL E MÉTODOS DETALHADOS

Reconstrução virtual de tomografia computadorizada

Uma tomografia computadorizada (I-CAT, Xoran Technologies, Ann Arbor, USA) de um desdentado total, usada para planejamento de implantes e confecção de guia cirúrgico em atendimento odontológico foi utilizada neste estudo. O paciente assinou consentimento escrito livre e esclarecido autorizando o uso do exame para pesquisa. O exame de tomografia foi realizado analisando o terço antero-inferior da face com objetivo de abranger a região da mandíbula, em cortes transversais de 0,4 mm de distância, perfazendo um total de 139 cortes. Estes cortes foram gravados no formato Dicom (digital imaging and communications in medicine standart) e importados para um programa de processamento de imagens e reconstrução digital (software desenvolvido pelo curso de pós graduação em métodos numéricos e engenharia da Universidade Federal do Paraná). Neste o programa reconstruiu digitalmente a mandíbula resultando em um modelo 3D, como mostra a Figura 2.

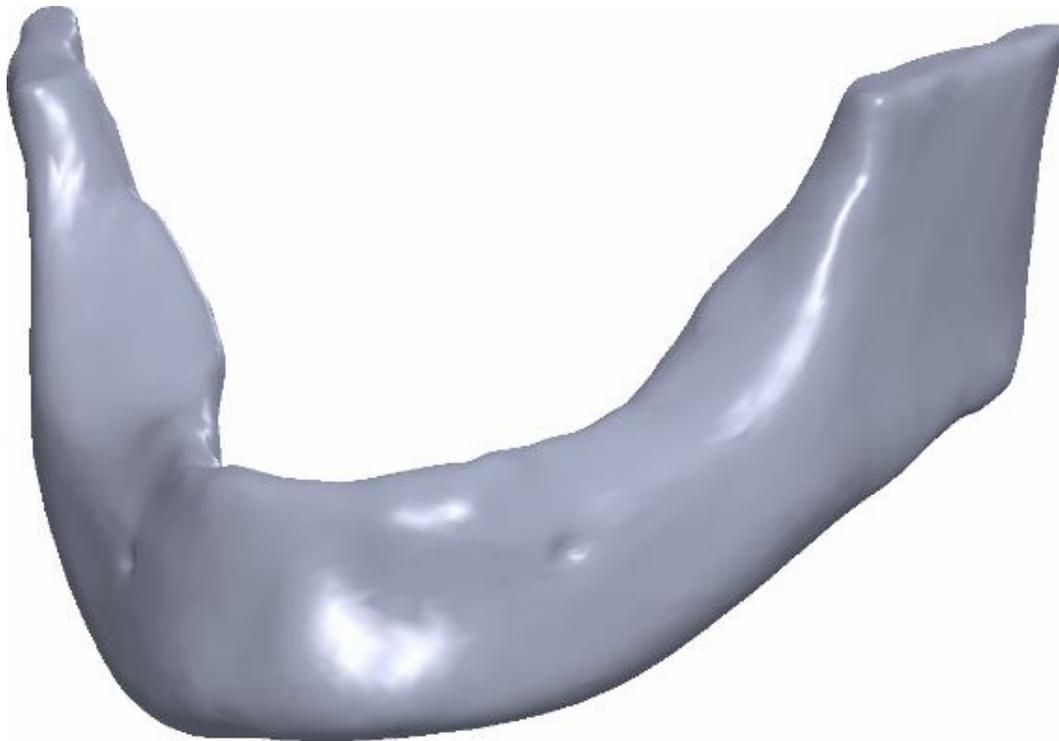


Figura 2. Reconstrução digital da mandíbula a partir de tomografia.

Foi confeccionada uma réplica da prótese total do paciente e esta foi impregnada com Bário, material radiopaco, para realização de uma tomografia desta réplica. Processo semelhante à tomografia da mandíbula foi utilizado para construção digital em 3D, como mostra a Figura 3.



Figura 3. Reconstrução digital a partir da tomografia da réplica da prótese.

Edição dos modelos

Após a reconstrução virtual, os modelos 3D foram exportados para o software Ansys DesignModeler v11 (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA) para edição dos modelos virtuais. Foram modelados implantes, componentes protéticos e reforços da prótese total em conjunto com os modelos provenientes das tomografias para simular uma sobredentadura implantoretida. Com exceção da presença e desenho dos reforços, todos os modelos possuem as seguintes características descritas abaixo:

- Construídos a partir do modelo virtual da tomografia da mandíbula consistirão de uma parte externa representando o osso cortical, com 2mm de espessura e uma parte interna representando o osso medular. Uma fibromucosa interpondo-se entre o osso e a prótese, com espessura de 1mm foi modelada. Estas estruturas estão representadas na Figura 4.



Figura 4. Figura em corte transversal mostrando osso medular (rosa), Osso cortical (cinza) e fibromucosa (vermelho).

- Foram modelados dois implantes, entre os forames mentonianos posicionados anteriores a estes de cada lado correspondente, a uma distância perimetral entre os implantes, correspondente ao perímetro do arco desdentado de 30 mm. (Figura 5 e Figura 6)

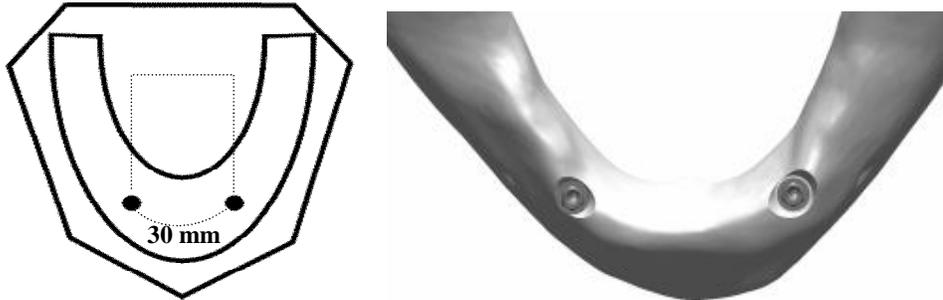


Figura 5. Localização dos implantes e distância perimetral (30 mm) entre os mesmos. À esquerda esboço e a direita vista oclusal do modelo

- Foram modelados implantes cilíndricos rosqueáveis de titânio (TitanMax, Neodent, Curitiba, Brasil), com conexão do tipo hexágono externo, 10 mm de comprimento, diâmetro da plataforma de 4.1mm e do implante de 4.0 mm, conforme mostra Figura 6.



Figura 6. Implante modelado com 10 mm de comprimento.

- Foram modelados conectores do tipo mini bola (o´ring) com altura da cinta

de 2 mm, conforme mostra Figura 7. Vista do conjunto mandíbula, implantes e conectores na Figura 8.



Figura 7. Conector modelado.

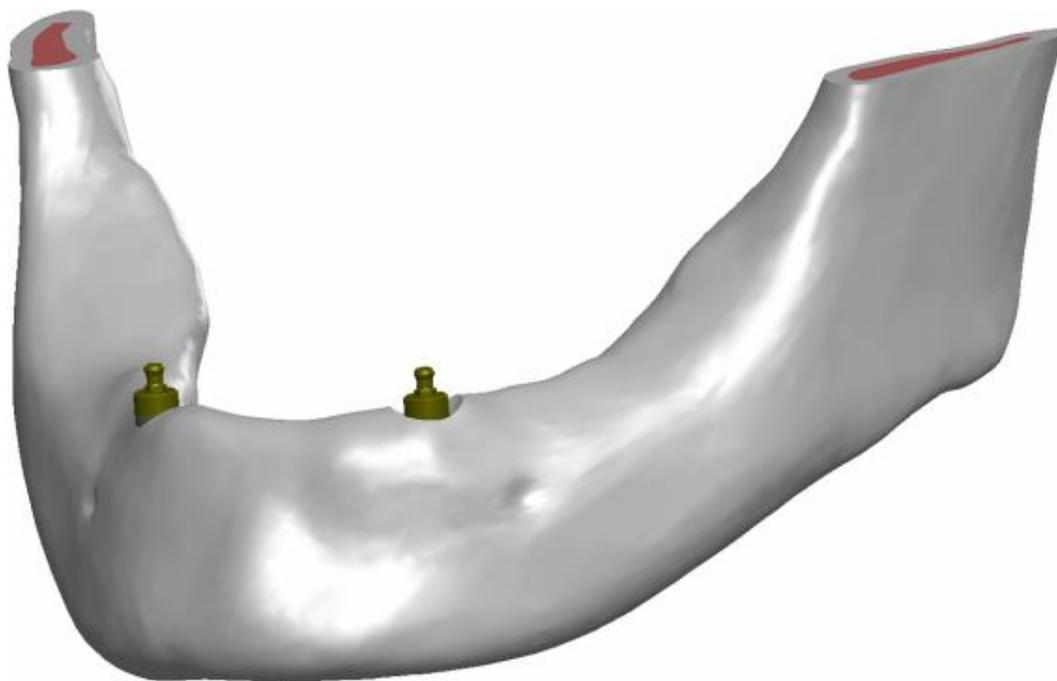


Figura 8. Localização dos implantes com conectores mini bola, vista de perfil.

- Base da prótese em resina acrílica termopolimerizável com dentes artificiais em acrílico pré-fabricados (Figura 9).



Figura 9. Base da prótese em vermelho e dentes de estoque em dourado.

- Porção fêmea dos conectores tipo mini bola em titânio, bem como os encaixes (“O’ring”) que permite movimentação no sentido oclusogengival. Vista do conjunto na Figura 10.

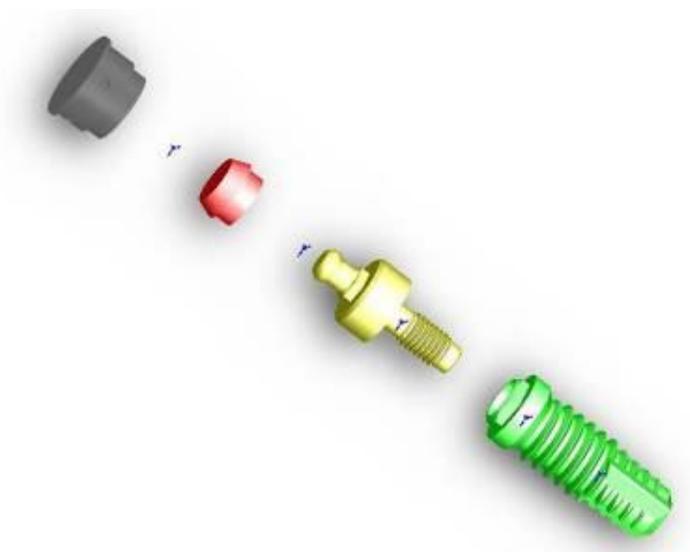


Figura 10. Vista explodida do conector porção fêmea (acima em cinza), encaixe “O’ring” (em vermelho), conector mini bola (em amarelo) e implante (em verde).

Estas estruturas acima citadas, em conjunto, bem como o relacionamento entre elas podem ser visualizadas na Figura 11.

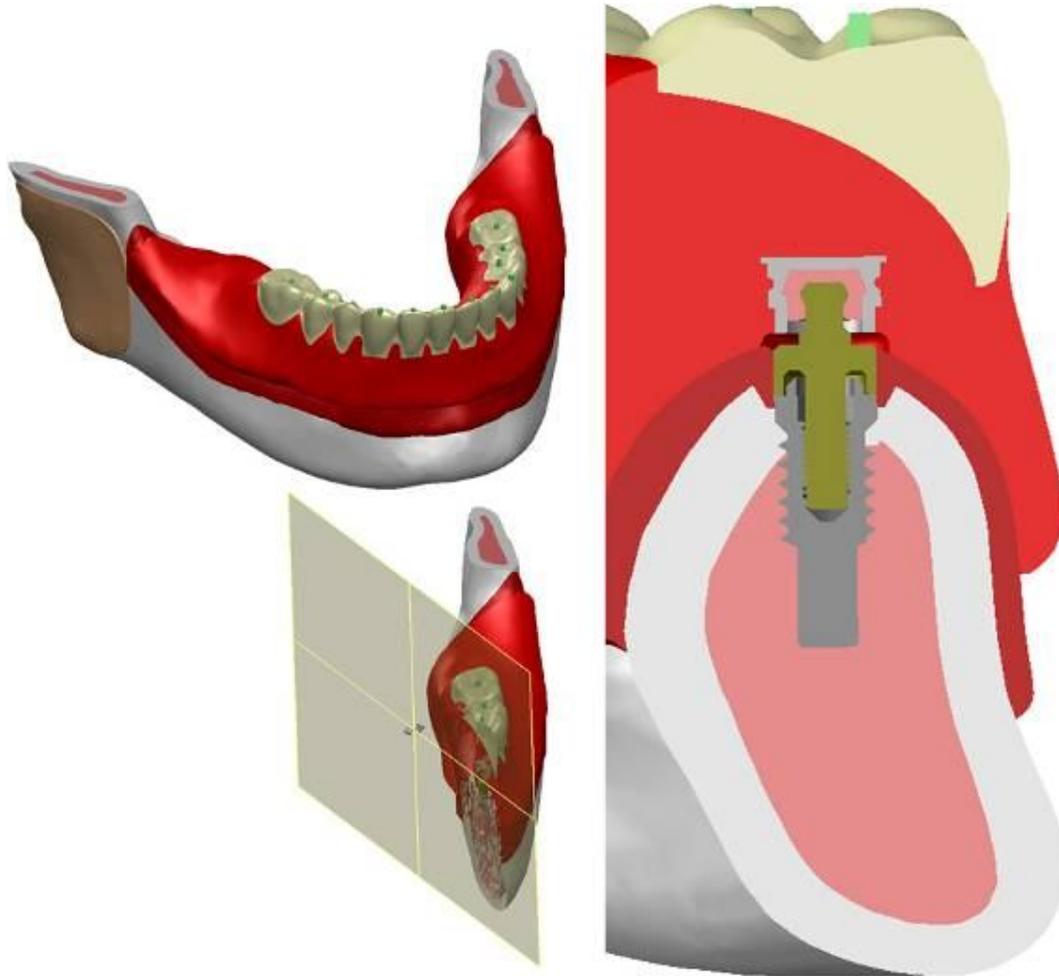


Figura 11. Vista em corte mostrando a relação entre as diferentes estruturas

Estruturas cilíndricas do mesmo material que os dentes de estoque, com 1 mm de diâmetro foram construídas. Uma para cada dente do modelo a fim de simular o contato oclusal, conforme se vê na Figura 12.

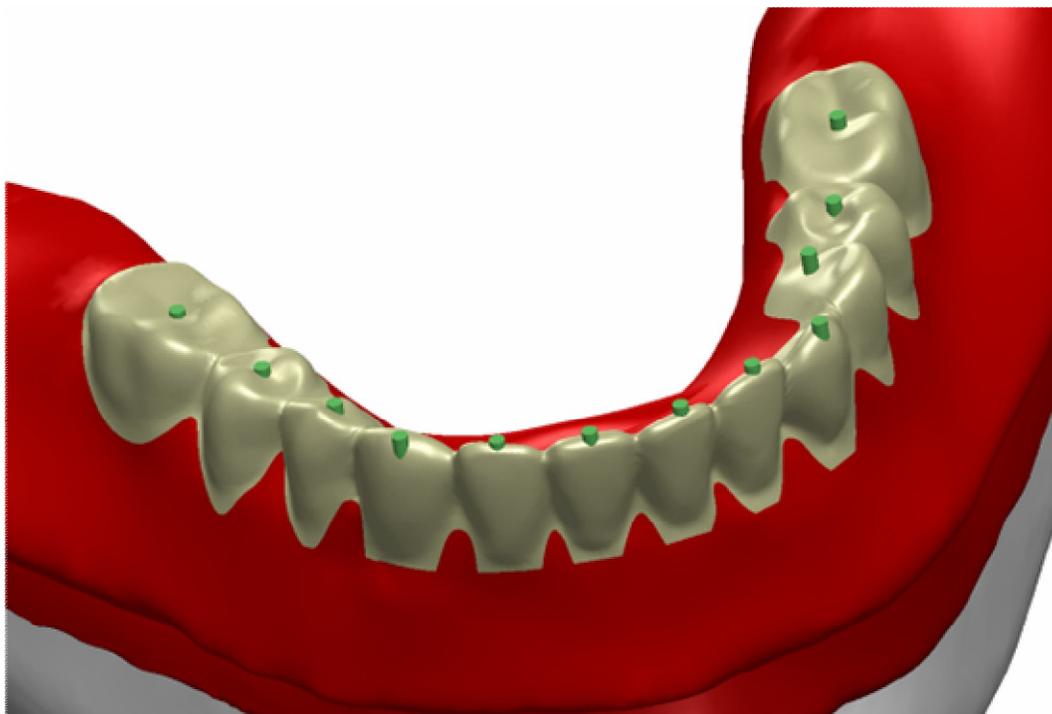


Figura 12. Estruturas cilíndricas a fim de simular contatos oclusais.

Foram construídas estruturas na região de inserção dos músculos masseter e pterigoideu medial a fim de padronizar as áreas de suporte dos modelos, a zona de inserção se baseou em informações colhidas em atlas anatômico, conforme mostra as figuras 13 a 16.

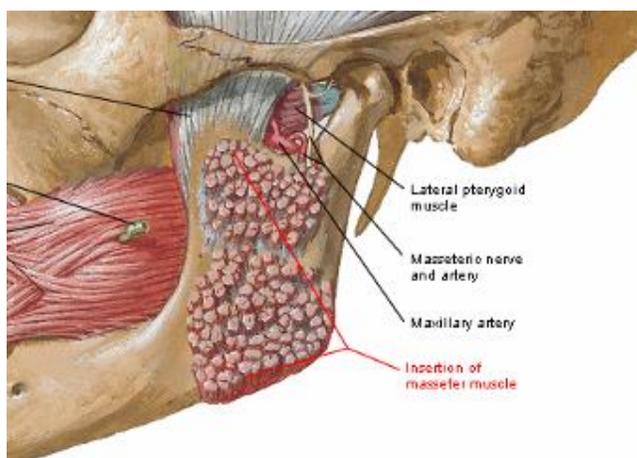


Figura 13. Zona de inserção do músculo masseter (fonte: Interactive Atlas of Human Anatomy, versão 3.0, Icon learning System LLC)

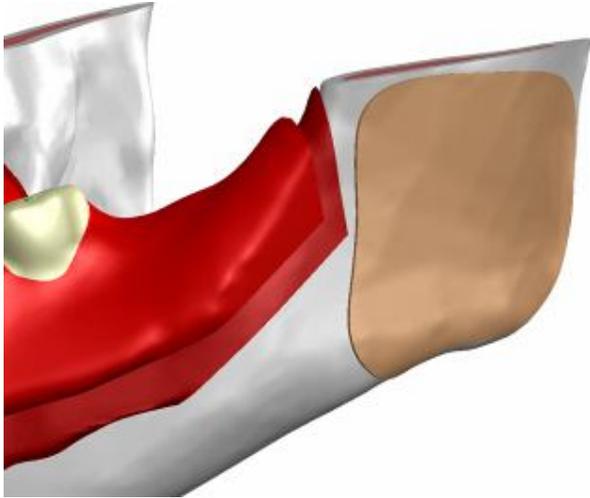


Figura 14. Zona de inserção do músculo masseter no modelo em marrom.

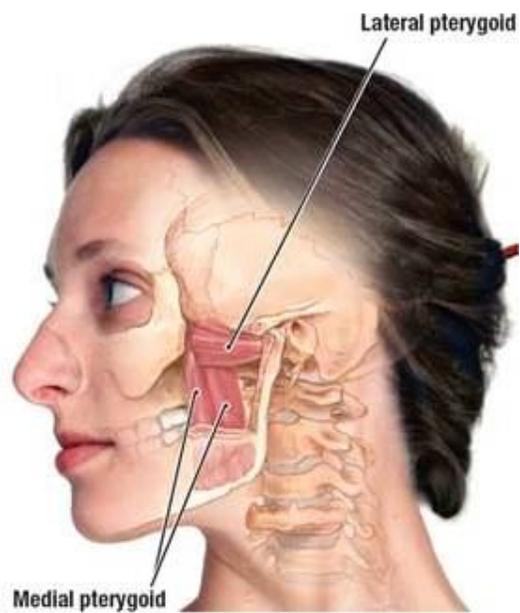


Figura 15. Zona de inserção do pterigoideu medial. (fonte: Grant's Atlas of Anatomy, 12ª Edição, Lippincott Williams & Wilkins)

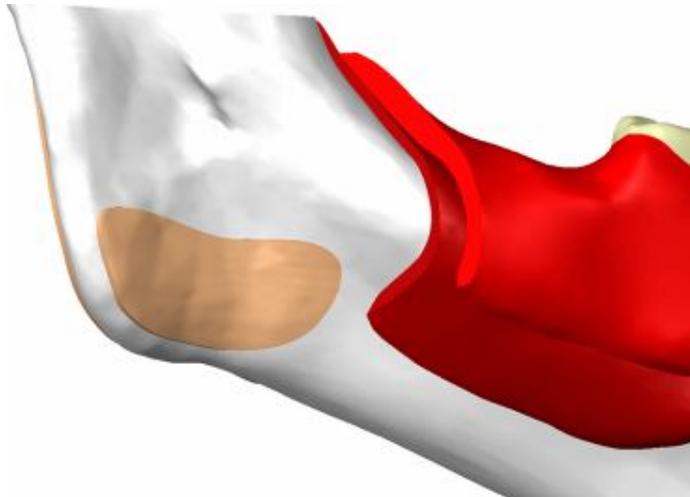


Figura 16. Zona de inserção do músculo pterigoideu medial no modelo em marrom.

Modelos virtuais

Seis modelos virtuais em que a presença, e posição de uma barra de reforço dentro da estrutura da prótese total foram escolhidas para comparação no presente trabalho. Todos os diferentes modelos partiram de um único, em que uma barra de reforço foi construída em quase toda a extensão da região de crista da prótese passando superiormente aos conectores fêmeas de titânio e inferiormente aos dentes de estoque. (Figura 17)

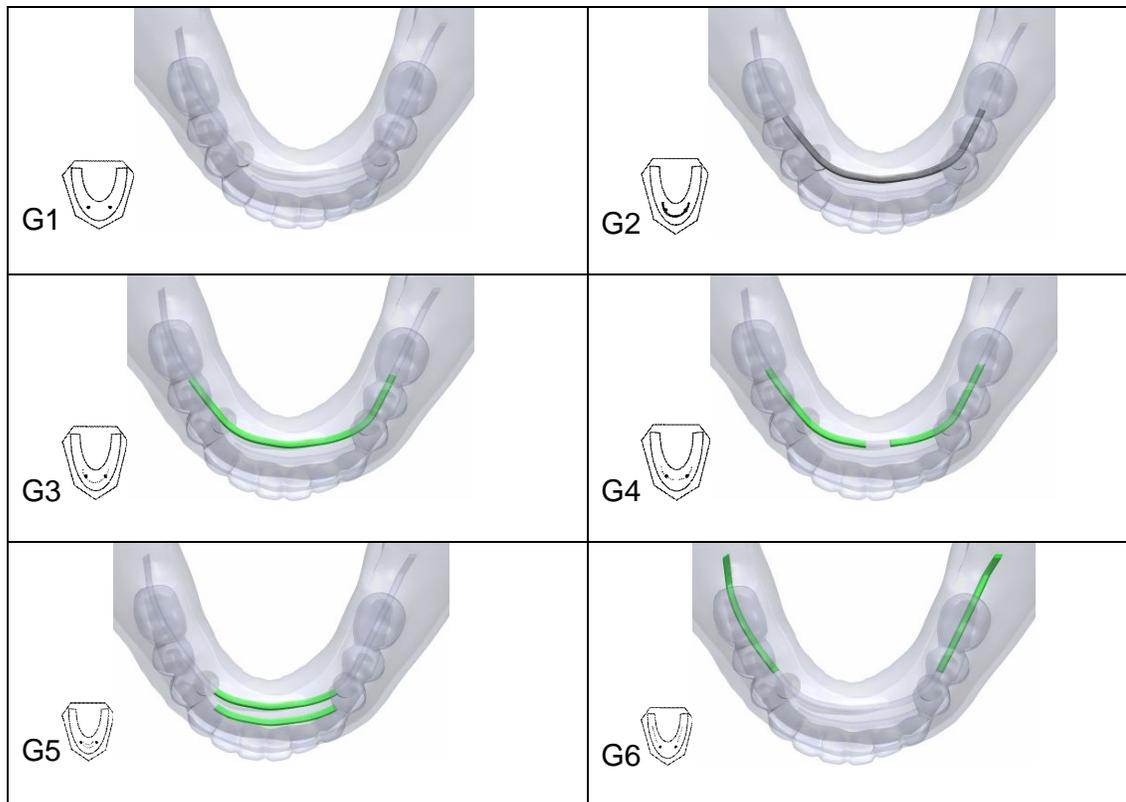
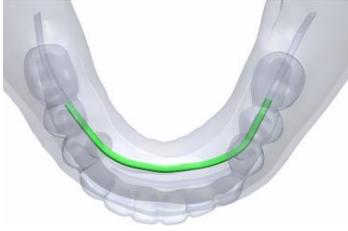
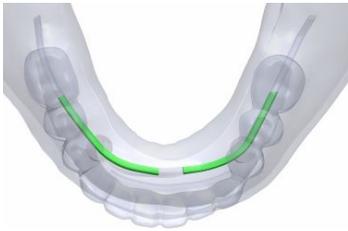
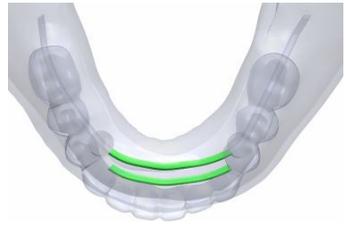
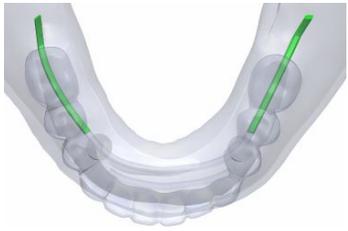


Figura 17. Imagens dos modelos virtuais nas diferentes variações.

Os seis grupos e suas características estão abaixo descritos:

Grupo	Modelos	Descrição
G1 		<i>Sobredentadura sem reforço estrutural</i> Espaço para a configuração do reforço é do mesmo material da base da prótese.
G2 		<i>Reforço metálico fundido sobre os conectores</i> Espaço para a modelagem do reforço foi configurado com as propriedades de uma liga de cobalto-cromo em forma de barra (50 x 3 x 1.5 mm) sobre os conectores e com uma extensão distal de 10 mm do centro de cada implante.

<p>G3</p> 		<p><i>Feixe único de fibra de vidro unidirecional sobre os conectores</i></p> <p>Espaço para a modelagem do reforço foi configurado com as propriedades de uma fibra de vidro unidirecional (50 x 3 x 1.5 mm) em feixe único, sobre os conectores e com uma extensão distal de 10 mm do centro de cada implante.</p>
<p>G4</p> 		<p><i>Feixes isolados de fibra de vidro unidirecional sobre os conectores</i></p> <p>Espaço para a modelagem do reforço foi configurado em dois feixes isolados de fibra de vidro unidirecional (25 x 3 x 1.5 mm cada), sobre os conectores e com uma extensão distal de 10 mm do centro de cada implante.</p>
<p>G5</p> 		<p><i>Dois feixes isolados de fibra de vidro unidirecional entre os conectores</i></p> <p>Espaço para a modelagem do reforço foi configurado com dois feixes de fibra de vidro unidirecional (25 x 3 x 1.5 mm cada) paralelos entre si e localizados entre os conectores.</p>
<p>G6</p> 		<p><i>Dois feixes isolados de fibra de vidro unidirecional distais aos conectores</i></p> <p>Espaço para a modelagem do reforço foi configurado com dois feixes de fibra de vidro unidirecional (25 x 3 x 1.5 mm cada) cada um localizado na distal dos conectores, sem cobri-los.</p>

Simulação

O modelo foi exportado do software DesignModeler (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA) para o software de simulação de elementos finitos Ansys Workbench V11 (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA) na extensão STL. Cada elemento do modelo foi configurado com um módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson retirados da literatura. Todos os materiais foram considerados homogêneos, elásticos linearmente, estáticos e isotrópicos (Tabela 1) com exceção do reforço de fibra de vidro (Tabela 2).

Tabela 1. Propriedades mecânicas dos materiais isotrópicos.³⁷

Material	Módulo de Young. (MPa)	Coefficiente de Poisson
Borracha o´ring	5	0.45
Liga de cromo cobalto	218000	0,33
Osso cortical	13700	0,3
Osso Medular	1370	0,3
Dente acrílico	2940	0.3
Base acrílica	1960	0.3
Titânio	110000	0.35
Mucosa	3	0.45

Tabela 2. Propriedades mecânicas do material anisotrópico, reforço de fibra de vidro³⁸.

E_L = Módulo de elasticidade longitudinal	39000
E_t = E_{t1} módulo de elasticidade transversal	12000
G_{lt} = G_{lt} módulo de cisalhamento longitudinal - transversal	14000
G_{tt} = módulo de cisalhamento transversal-transversal	5400
ν_{lt} = ν_{lt1} Major poisson longitudinal - transversal	- 0.35
ν_{tt} Major poisson transversal-transversal	0.11

Três padrões de carregamento oclusal foram aplicados em cada modelo;

L1. O primeiro padrão compreendeu uma carga incidente na oclusal de todos os dentes artificiais, axial ao longo eixo dos implantes, com intensidade de 60 N nos molares, 40 N nos pré-molares e 20 N nos dentes anteriores;³⁹ (Figura 18)

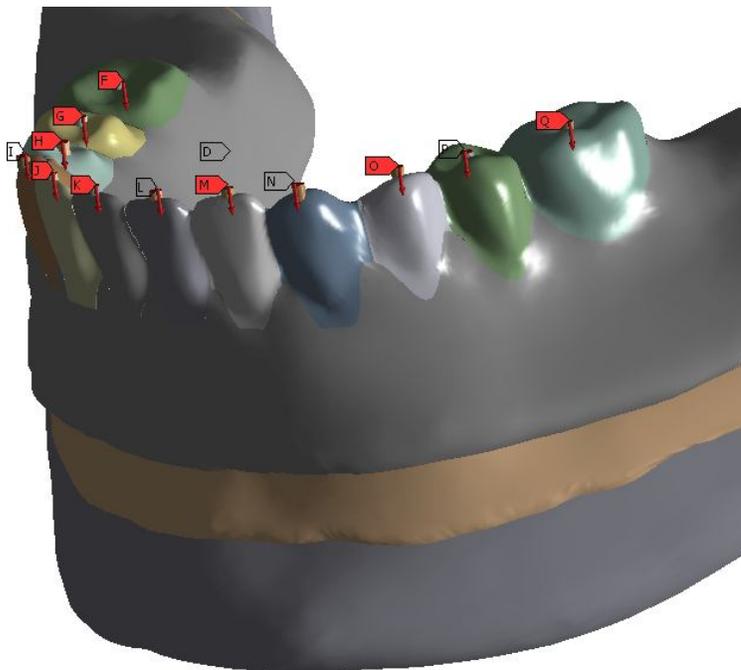


Figura 18. Localização e vetor de direção do primeiro padrão de carregamento oclusal.

L2. O segundo padrão compreendeu uma carga oclusal de 135 N³⁹ unilateral esquerda nos dentes posteriores, axial ao longo eixo dos implantes (Figura 19).

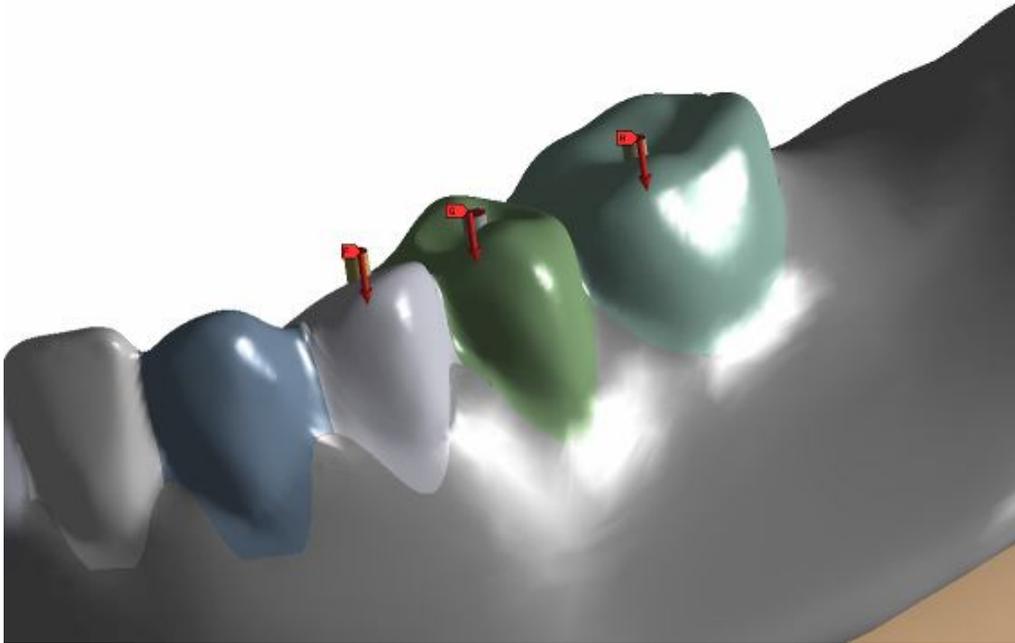


Figura 19. Localização e vetor de direção do segundo padrão de carregamento oclusal.

L3. O terceiro padrão compreendeu uma carga oclusal oblíqua de 135 N a 45 graus em relação ao longo eixo dos implantes, na região de pré-molares e primeiro molar esquerdo. (Figura 20).

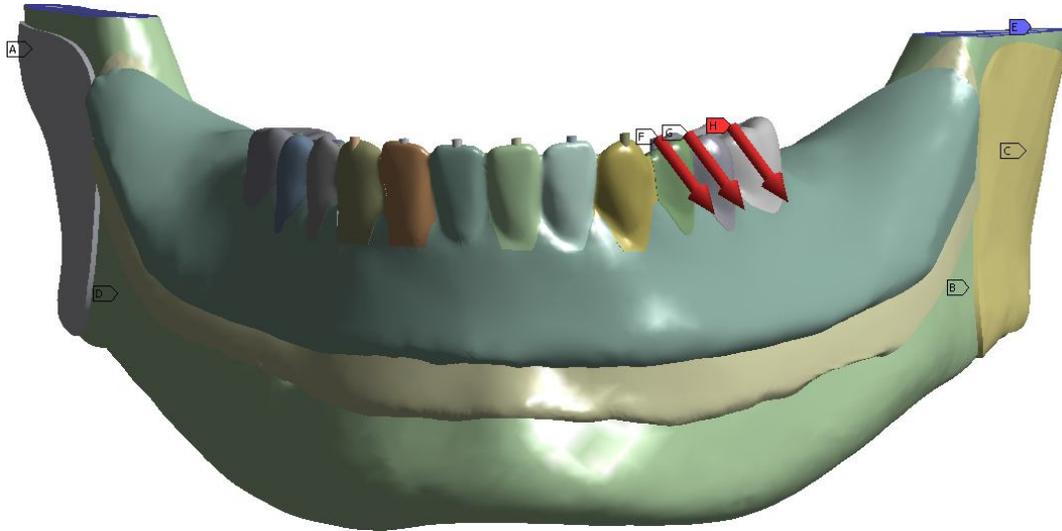


Figura 20. Localização e vetor de direção do terceiro padrão de carregamento oclusal.

A malha de elementos finitos foi então gerada e validada através de um processo de refinamento da malha, verificando-se a convergência dos resultados sendo o número de nós e elementos gradualmente aumentado até que a diferença nos picos de tensão entre um refinamento de malha e outro fosse de 5% ou menos. Para melhorar a precisão do trabalho um único modelo que originou uma única malha foi utilizado nesta pesquisa. Com estas medidas o erro geométrico característico de um processo de discretização de malha foi minimizado. A malha foi gerada com elementos tetraédricos de 10 nós (solid 187), o comprimento médio dos elementos foi de 1,5 mm em todas as áreas exceto na prótese (incluindo dentes, base e reforço) e na superfície de contato da mucosa com a prótese onde o comprimento médio foi de 0,75 mm, resultando em uma malha com 644212 nós e 359265 elementos. Uma representação gráfica da malha pode ser vista na Figura 21. Todos os modelos foram então resolvidos (Windows XP X64, processador Intel Core 2 quad

Q6600, 8 Gb memória RAM), a plotagem gráfica e numérica dos dados foi registrada, avaliada e comparada.



Figura 21. Malha do modelo mestre

RESULTADOS DETALHADOS

1. Resultados sobre carregamento oclusal de todos os dentes nos diferentes modelos

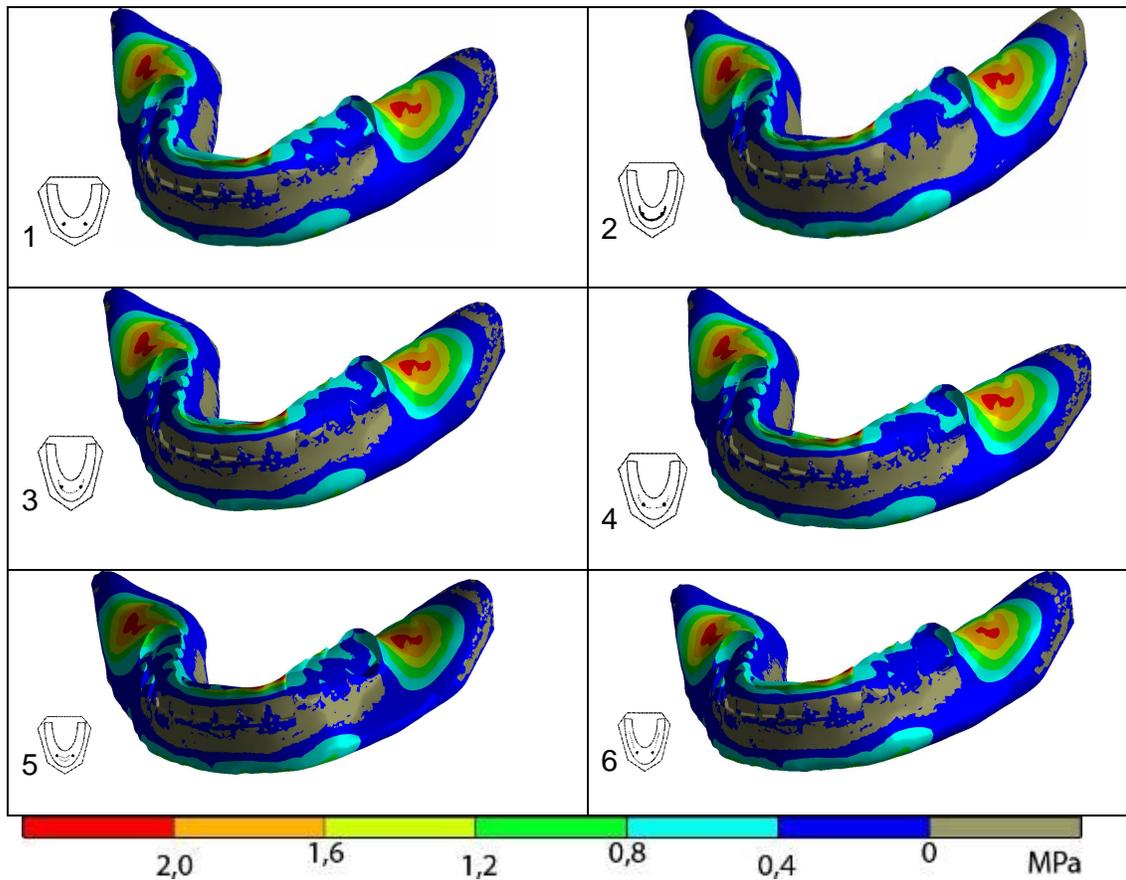


Figura 22. Plotagens das tensões máximas de tração da base da prótese para todos os modelos sob carga em todos os dentes paralela ao longo eixo dos implantes (vista de perfil).

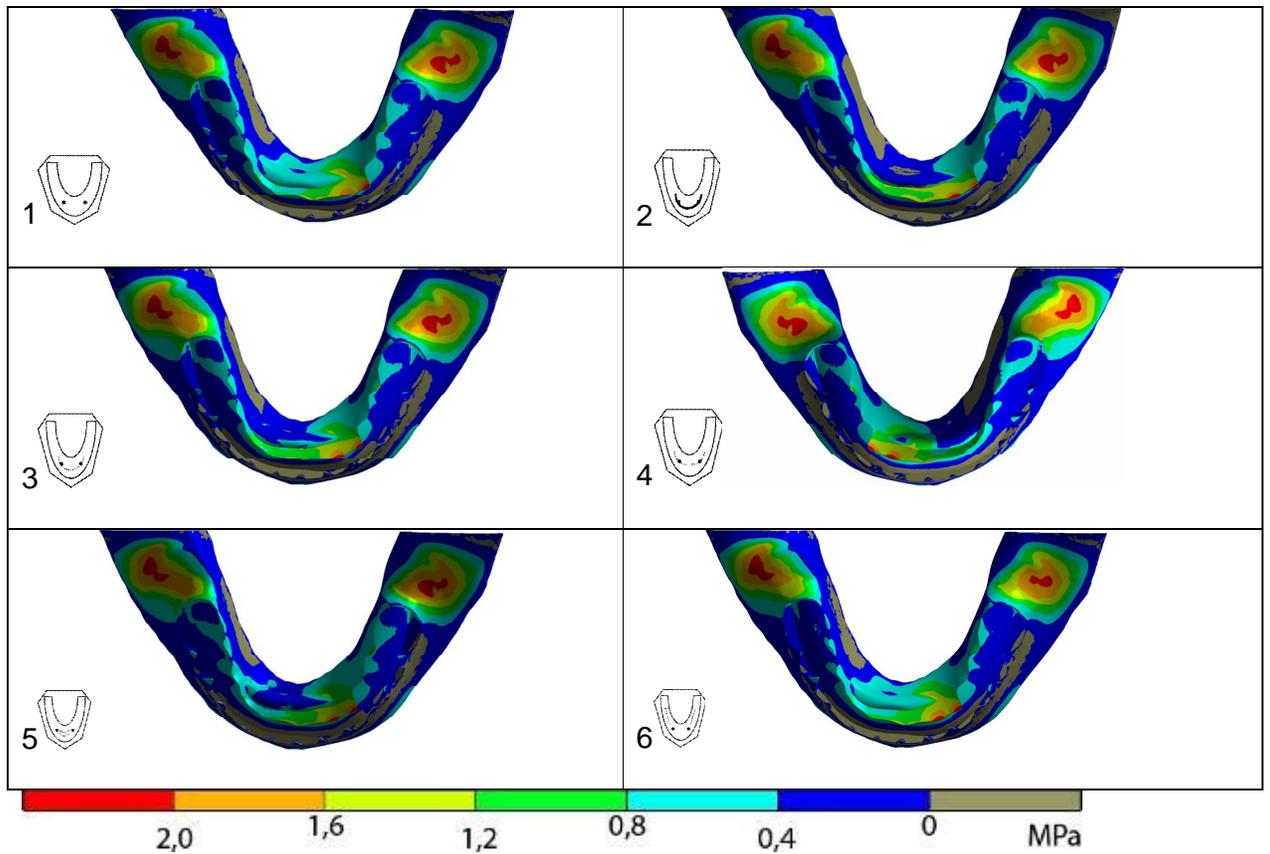


Figura 23. Plotagens das tensões máximas de tração da base da prótese para todos os modelos sob carga em todos os dentes paralela ao longo eixo dos implantes (vista oclusal).

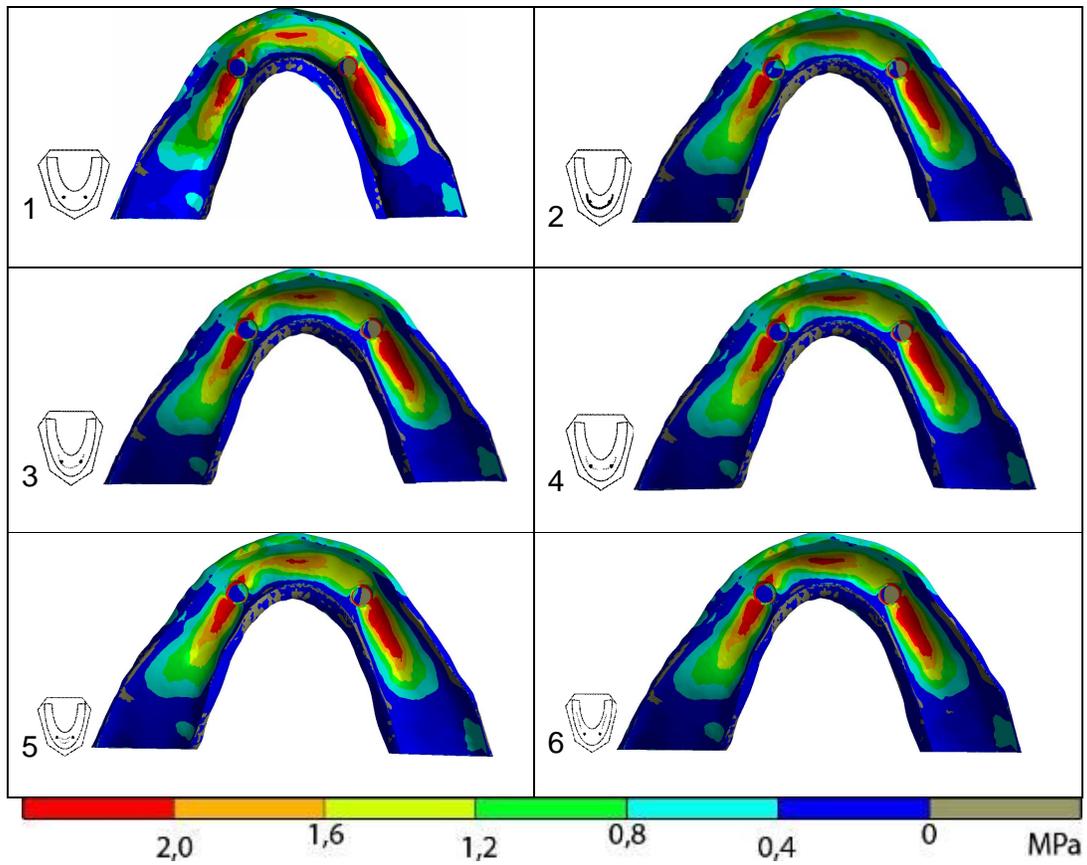


Figura 24. Plotagens das tensões máximas de tração da base da prótese para todos os modelos sob carga em todos os dentes paralela ao longo eixo dos implantes (vista basal).

2. Resultados com carregamento unilateral posterior paralelo ao longo eixo dos implantes em todos os modelos

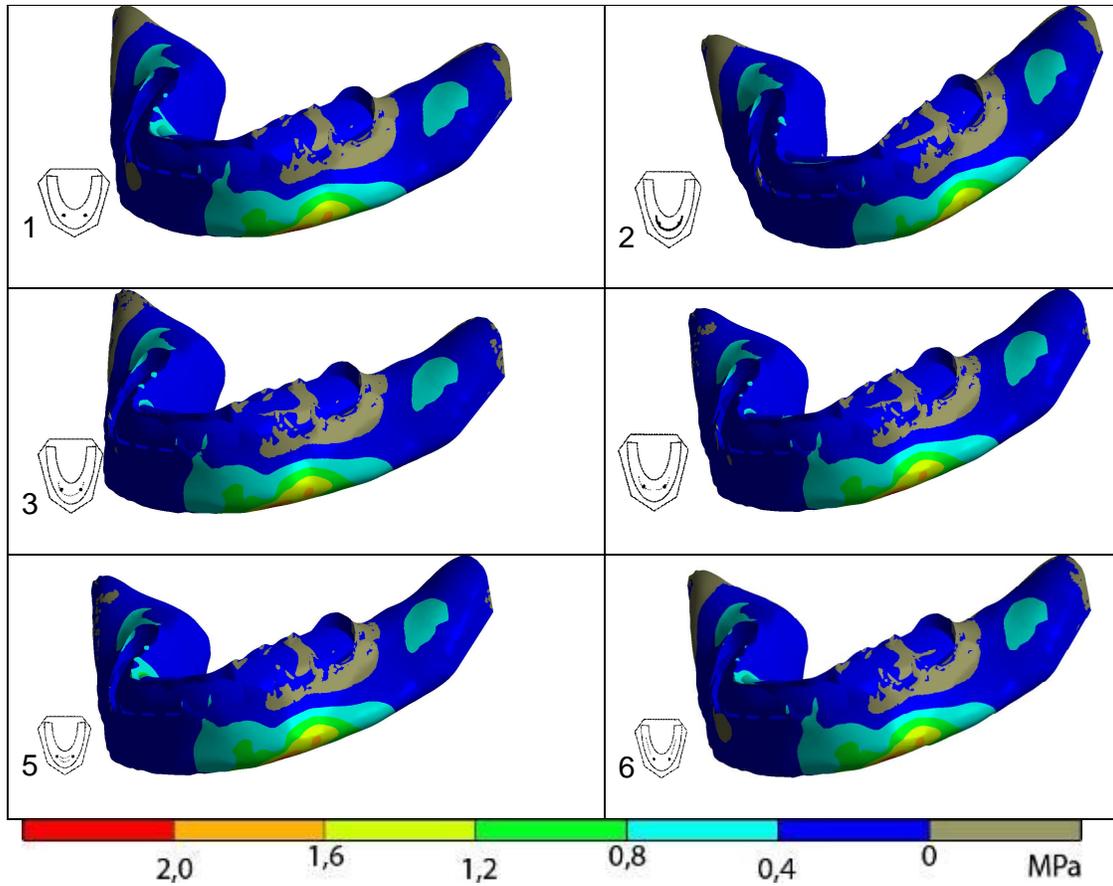


Figura 25. Plotagens das tensões máximas de tração da base da prótese para todos os modelos sob carga unilateral posterior paralela ao longo eixo dos implantes (vista de perfil).

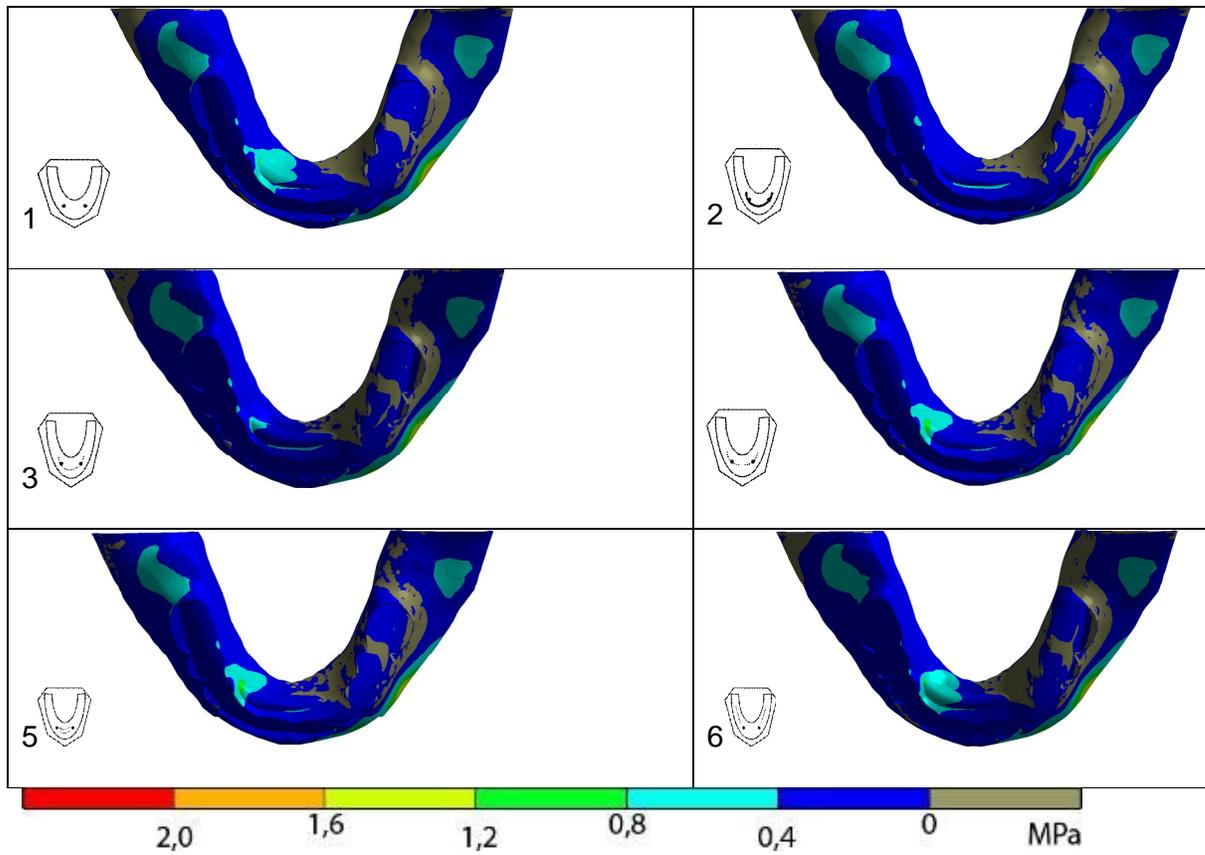


Figura 26. Plotagens das tensões máximas de tração da base da prótese para todos os modelos sob carga unilateral posterior paralela ao longo eixo dos implantes (vista oclusal).

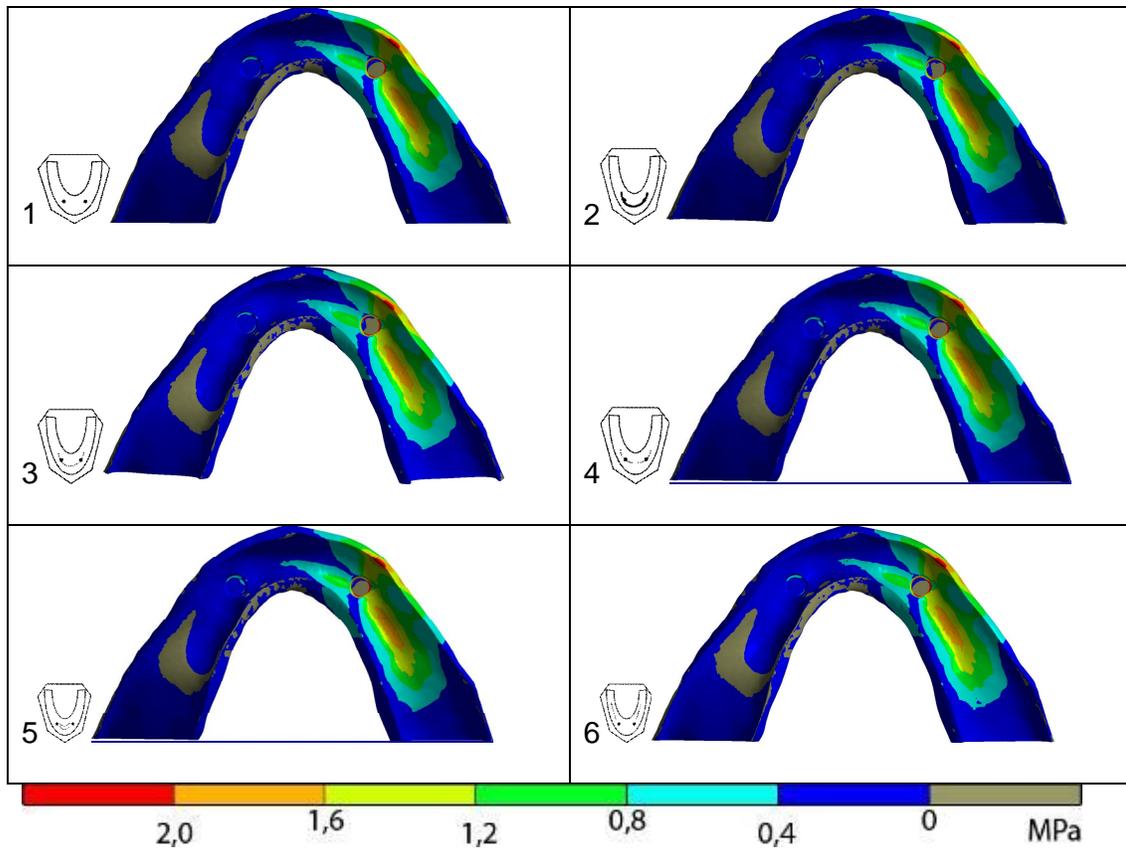


Figura 27. Plotagens das tensões máximas de tração da base da prótese para todos os modelos sob carga unilateral posterior paralela ao longo eixo dos implantes (vista basal).

3. Resultados sob carregamento oclusal oblíquo posterior unilateral a 45 graus em relação ao longo eixo dos implantes

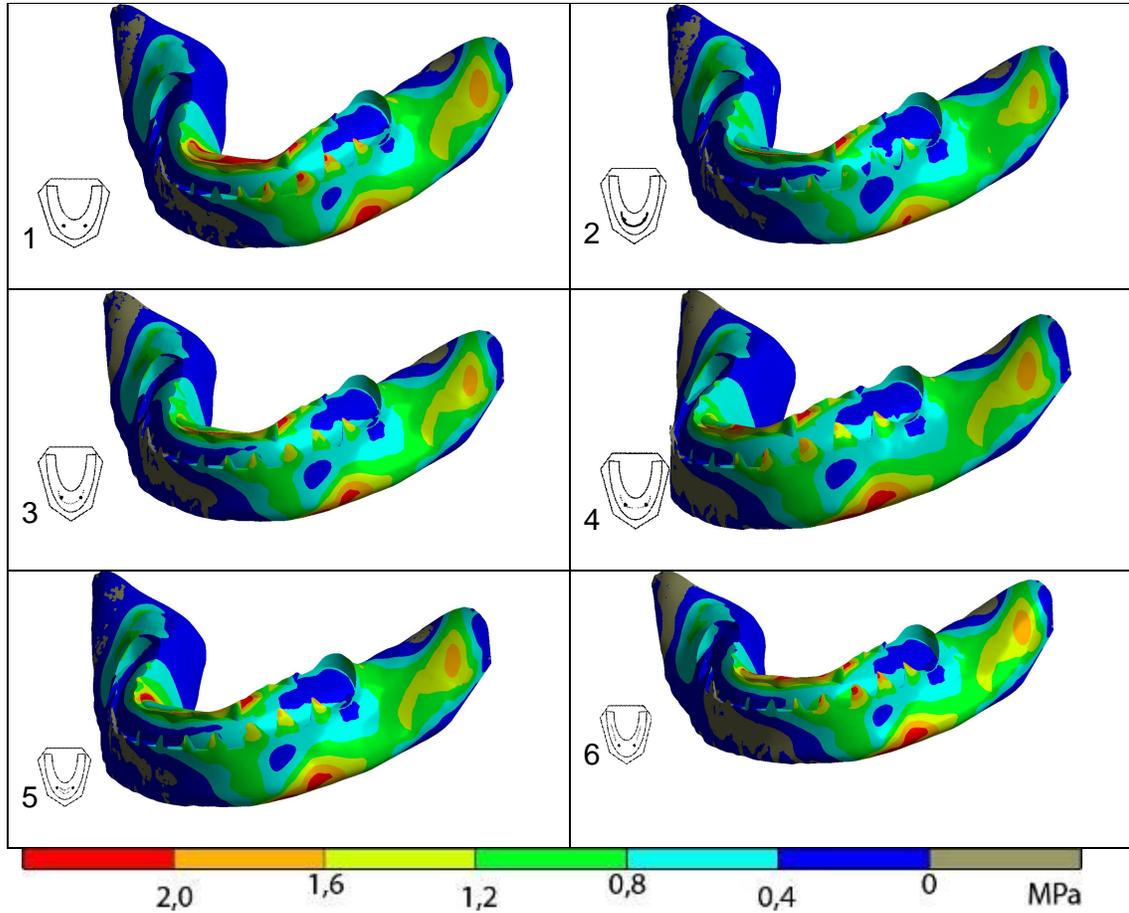


Figura 28. Plotagens das tensões máximas de tração da base da prótese para todos os modelos sob carregamento unilateral oblíquo posterior (vista de perfil).

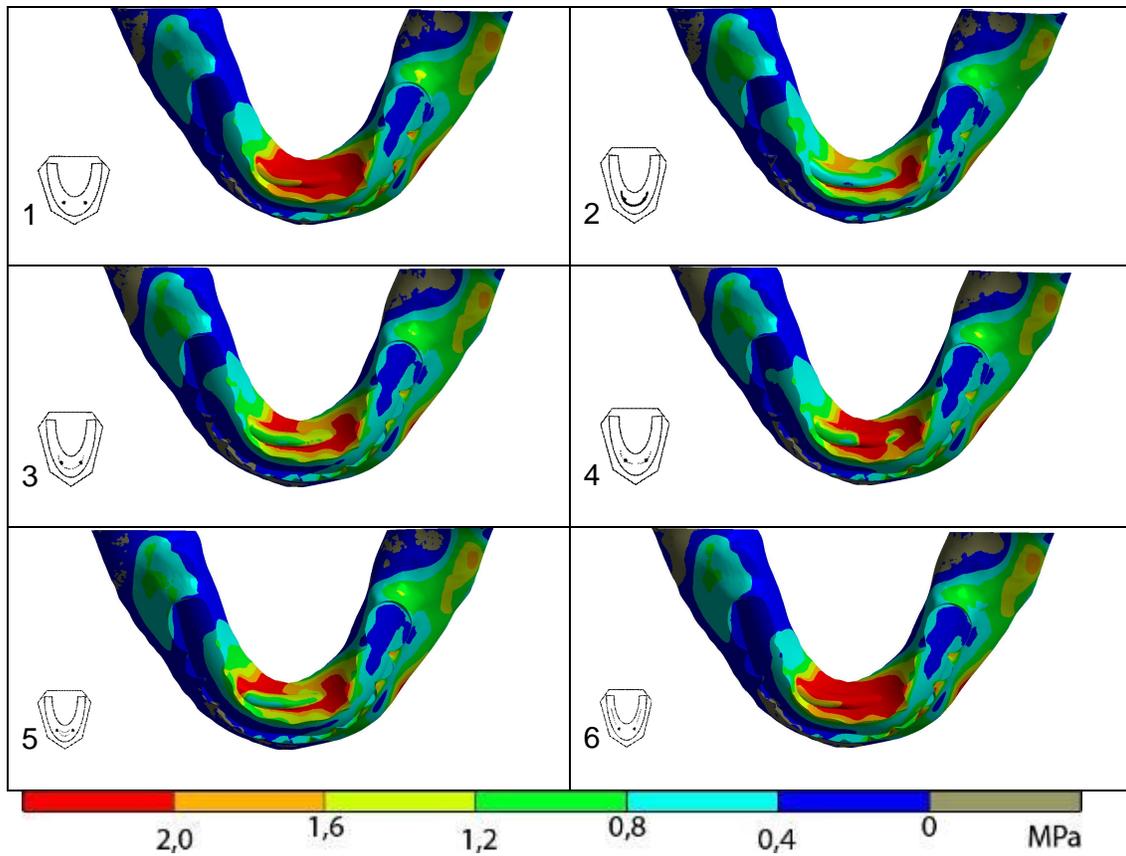


Figura 29. Plotagens das tensões máximas de tração da base da prótese para todos os modelos sob carregamento unilateral oblíquo posterior (vista oclusal).

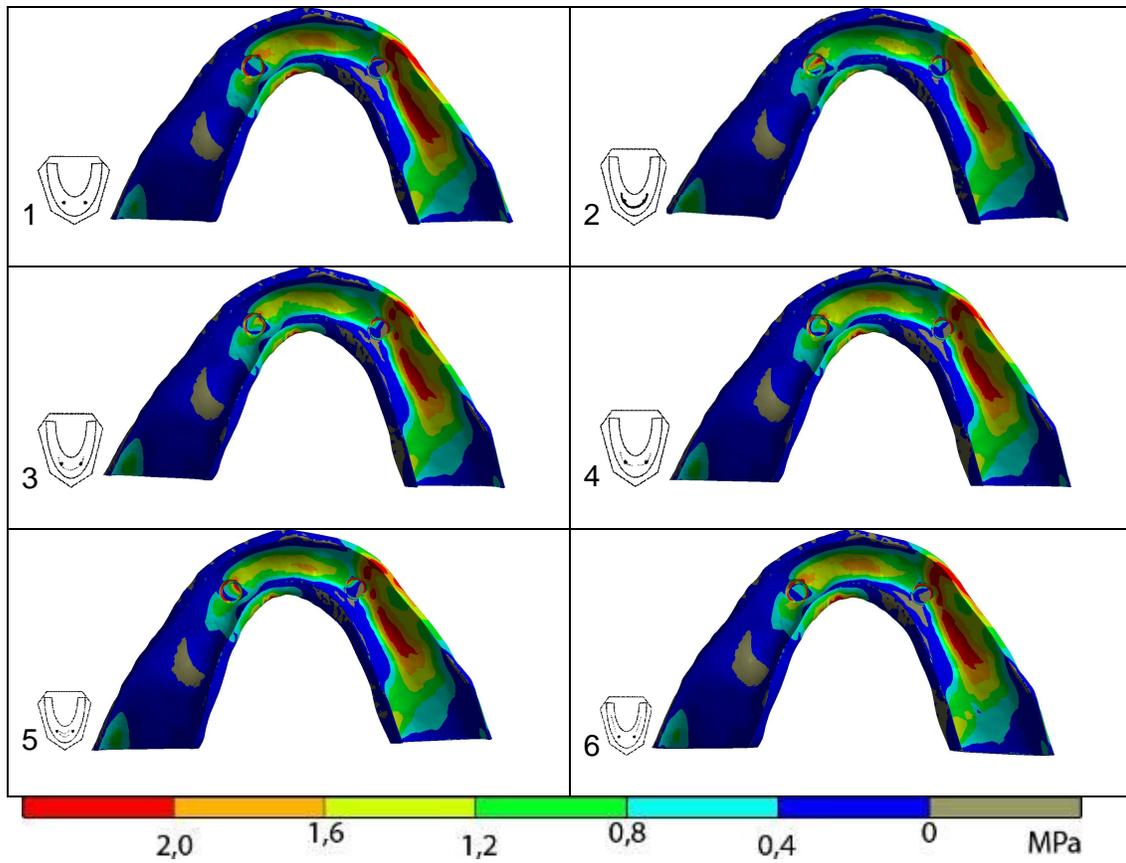


Figura 30. Plotagens das tensões máximas de tração da base da prótese para todos os modelos sob carregamento unilateral oblíquo posterior (vista basal).